

双源 CT 双能量心肌灌注成像的图像质量及辐射剂量研究

齐燕, 欧陕兴, 钱民, 彭光明, 刘波, 刘玉品

【摘要】 目的:探讨运用双源 CT 双能量技术行冠状动脉血管成像的图像质量和辐射剂量。**方法:**204 例患者分为两组行双源 CT 冠状动脉血管造影检查, A 组采用双能量扫描方案, B 组采用传统单能量扫描方案, 比较两组的图像质量及辐射剂量。**结果:**A、B 两组冠状动脉图像质量评分分别为 (4.70 ± 0.72) 分、 (4.70 ± 0.71) 分, 两组间差异无统计学意义 ($t = -1.000, P = 0.318$)。A、B 两组图像左、右冠状动脉信噪比(SNR)分别为 A 组 20.0 ± 3.4 和 19.0 ± 3.0 、B 组 20.1 ± 3.2 和 19.9 ± 3.2 , 且两组间差异均无统计学意义 ($t = 1.967, P = 0.051; t = -0.233, P = 0.816$)。A、B 两组的容积 CT 剂量指数(CTDIvol)、剂量长度乘积(DLP)、有效辐射剂量(ED)分别为 (48.27 ± 8.70) mGy、 (54.10 ± 8.77) mGy; (565.63 ± 115.48) mGy·cm、 (702.75 ± 144.04) mGy·cm; (9.62 ± 1.96) mSv、 (11.95 ± 2.45) mSv, A 组的 CTDIvol、DLP 及 ED 明显低于 B 组, 差异均有统计学意义 ($t = -4.764, P = 0.000; t = -7.501, P = 0.000; t = -7.501, P = 0.000$)。**结论:**双能量心肌灌注成像技术在不降低图像质量的情况下, 能够显著降低患者的有效辐射剂量, 有很高的临床应用价值。

【关键词】 体层摄影术, X 线计算机; 血管造影术; 辐射剂量

【中图分类号】 R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2012)10-1095-05

Study of image quality and radiation dose with dual-energy technique in myocardial perfusion imaging using dual-source CT

QI Yan, OU Shan-xing, QIAN Min, et al. Department of Radiology, Guangdong Province Hospital of Chinese Traditional Medicine, Guangzhou 510120, P. R. China

【Abstract】 Objective: To investigate the image quality and radiation dose of dual-energy technique for myocardial perfusion imaging with dual source CT. **Methods:** 204 patients undergone coronary CT angiography (CTA) were divided into two groups, group A with dual energy CT and group B with single-energy scanning protocol respectively. The radiation dose and image quality of these two groups were compared. **Results:** The image quality scores of coronary artery for group A and group B were 4.70 ± 0.72 and 4.70 ± 0.71 , respectively, with no statistic difference ($t = -1.000, P = 0.318$). The signal noise ratio (SNR) of left and right coronary artery in group A and group B were $20.0 \pm 3.4, 19.0 \pm 3.0$ and $20.1 \pm 3.2, 19.9 \pm 3.2$ respectively, with no statistic difference ($t = -0.233, 1.967, P = 0.816, 0.051$). The CT dose index of volume (CTDIvol), dose length product (DLP) and effective dose (ED) were (48.27 ± 8.70) mGy, (565.63 ± 115.48) mGy·cm, (9.62 ± 1.96) mSv respectively for group A and (54.10 ± 8.77) mGy, (702.75 ± 144.04) mGy·cm, (11.95 ± 2.45) mSv respectively for group B. The CTDI vol and ED of group A were obviously lesser than that of group B, with significant statistic difference ($t = -4.764, P = 0.000; t = -7.501, P = 0.000; t = -7.501, P = 0.000$). **Conclusion:** Using the dual-energy technique with dual source CT for myocardial perfusion imaging can obviously reduce the radiation dose while with no influence on image quality, which provides great potential in clinical application.

【Key words】 Tomography, X-ray computed; Angiography; Radiation dose

双源 CT 作为一种安全、可靠、经济、简便、无创的检查方法, 具有较高的图像质量和诊断符合率, 广泛应用于心血管病变的临床诊断^[1-2]。但冠状动脉 CTA 检查辐射剂量较高, 已成为目前关注的焦点, 因此在不影响图像质量、满足诊断要求的前提下, 应尽量降低辐射剂量^[3-4]。本研究采用双源 CT 双能量心肌灌注扫描行冠状动脉 CTA 检查, 并与单能量冠状动脉扫描相比较, 探讨双能量扫描方案的辐射剂量和图像质量。

材料与方法

1. 临床资料

选择 2009 年 2 月—2010 年 4 月临床疑似缺血性心脏病患者 204 例行双源 CT 检查, 其中男 124 例, 女 80 例。将患者随机分为 A、B 两组, 每组 102 例(男 62 例, 女 40 例)。A 组行双源 CT 双能量心肌灌注扫描, 患者年龄 36~83 岁, 平均 (60.64 ± 11.72) 岁, 体重指数 $18.51 \sim 37.34$ kg/m², 平均 (24.84 ± 3.06) kg/m², 扫描期间心率 49~104 bpm, 平均 (66.34 ± 9.42) bpm, 左室射血分数 50%~75%, 平均 (62.91 ± 4.41) %。B 组行单能量冠状动脉 CTA 扫描, 患者年龄 33~81 岁, 平均 (61.22 ± 10.06) 岁, 体重指数 $17.78 \sim 35.67$

作者单位: 510120 广州, 广东省中医院放射科(齐燕、刘波、刘玉品); 510010 广州, 广州军区总医院放射科(欧陕兴、钱民、彭光明)

作者简介: 齐燕(1984—), 女, 山东梁山人, 硕士, 住院医师, 主要从事心血管影像学诊断工作。

通讯作者: 欧陕兴, E-mail: oushanxing@sina.com

kg/m², 平均(24.38±3.03) kg/m², 扫描期间心率 50~90 bpm, 平均(67.99±8.96) bpm, 左室射血分数 50%~75%, 平均(62.64±4.99)%。

2. 设备及扫描参数

所有患者一般情况良好, 在各种检查期间均未发生心血管意外, 检查前均签署知情同意书, 未服用降心率药物, 检查前舌下喷服硝酸甘油。所有患者在检查前进行呼吸训练, 以保证检查的成功, 避免呼吸伪影。扫描设备为 Siemens 双源 CT 机(2008G Siemens Somatom Definition)。扫描模式分别为双能量心肌灌注扫描和单能量冠状动脉 CTA 扫描。具体扫描及重建参数见表 1。

表 1 双源 CT 扫描参数比较

参数	双能量心肌灌注	单能量冠脉 CTA
扫描范围	气管分叉下分 10mm 至心脏膈面	气管分叉下分 10mm 至心脏膈面
扫描方向	从头至足(从上到下)	从头至足(从上到下)
扫描时间	~9s, 依照心率	~8s, 依照心率
管电压	140/100kV	120kV
管电流	91mAs/181mAs	420mAs
旋转一周时间	0.33s	0.33s
螺距	0.2~0.3, 依照心率	0.2~0.36, 依照心率
层面准直	0.6mm	0.6mm
采集	64×0.6mm	64×0.6mm
层厚	0.75mm 或 0.6mm	0.75mm
重建增量	0.4mm 或 0.3mm	0.4mm 或 0.3mm
重建核	B26f, 心肌灌注用 D30f	B26f, 广泛钙化用 B46f
触发层面	主动脉根部	主动脉根部
触发阈值	100HU	80HU

3. 对比剂

选用非离子型对比剂碘必乐(370 mgI/ml), 应用双筒高压注射器, 从外周静脉注射, 剂量为 75~120 ml, 注射流率 6.0~6.5 ml/s。注射对比剂前以 7.5 ml/s 的流率注入生理盐水 30 ml, 检测血管弹性及通畅性。注射对比剂后再以 6.0~6.5 ml/s 的流率注射 50 ml 生理盐水, 以减少因上腔静脉及右房内对比剂浓度过高造成的伪影。

4. 图像后处理

A 组原始数据融合比例为 0.3 (140 kV 和 100 kV)。一般采用最佳舒张期和最佳收缩期图像, 对于病变严重或以上两期显影欠佳者, 可采用预览软件选择合适的 R-R 间期, 然后重建其原始数据。先应用 3D 软件行冠脉最大密度投影(maximum intensity projection, MIP), 从不同的方位显示冠状动脉病变; 再行容积再现(volum reconstruction, VR)技术显示冠脉整体情况; 最后采用 Circulation 软件显示冠脉病变严重程度(狭窄及斑块), 并在冠脉横断轴面显示管壁及管腔内部情况。

5. 图像质量分析

图像分为 5 个等级^[5]: 5 级为无伪影; 4 级为轻微

伪影, 诊断不受影响; 3 级为中等伪影, 某一支冠状动脉主干的 1/2 以上模糊, 横轴面图像较模糊, 但重建图像可以诊断; 2 级为严重伪影, 某一支冠状动脉主干全长模糊不清或不连续, 诊断受限; 1 级为冠状动脉主干不能识别, 不能用于诊断。为了便于评价图像质量将 1~5 级分别定义为 1~5 分, 并将冠状动脉分为以下 10 个节段: 右冠状动脉近段、中段、远段(RCA1、RCA2、RCA3)、后降支(PD); 左主干(LM), 左前降支近段、中段、远段(LAD1、LAD2、LAD3); 左回旋支近段、远段(CX1、CX2)。3~5 分为图像显示成功, 1~2 分为图像显示失败。所有图像由两位有经验的影像科医师进行诊断。

针对两组患者的增强横轴面图像描绘兴趣区(ROI)进行测量。测量主动脉根部 CT 值, 平均 ROI 面积为 1 cm², 将其测量 CT 值的标准差定义为冠状动脉的图像噪声(HU)。测量右冠状动脉近段、左主干 CT 值及其相邻软组织的 CT 值, 计算图像信噪比(signal noise ration, SNR)和强化噪声比(contrast noise ratio, CNR)。

6. 辐射剂量分析

CT 冠脉检查的辐射剂量(包含钙化积分及检测峰值时间的辐射剂量)。通过 CT 自动得出容积 CT 剂量指数(volume CT dose index, CTDIvol), 剂量长度乘积(dose length product, DLP), 有效辐射剂量(effective dose, ED), 根据公式 ED=k×DLP 计算, 其中 k 值参照欧盟委员会关于 CT 的质量标准指南, 胸部 k=0.017mSv/(mGy·cm)^[6]。

7. 统计分析

采用 SPSS 13.0 统计分析软件, 使用 t 检验比较两组患者年龄、身高、体重、体重指数、扫描期间平均心率、扫描长度、左室射血分数、容积 CT 剂量指数(CTDIvol)、剂量长度乘积(DLP)、有效辐射剂量(ED)。采用两个独立样本的 t 检验。比较两组图像质量评分、CT 值、SNR、CNR, 冠状动脉质量评价等计数资料采用两组独立样本非参数检验(Mann Whitney U 检验), 以 P<0.05 为差异有统计学意义。

结 果

1. 基础指标比较

A、B 两组患者的年龄、身高、体重、体重指数、扫描期间平均心率、左室射血分数等基础指标差异均无统计学意义(表 2)。

2. 冠脉图像质量评价

所有患者均一次完成检查。对 204 例患者共计 2030 段血管节段进行评价(其中 2 例患者 LM 缺如; 4 例患者为左冠优势, RCA 3 段缺如; 4 例患者回旋支短

表 2 A、B 两组基础指标比较

指标	A 组	B 组	t 值	P 值
年龄(岁)	60.64±11.72	61.22±10.06	-0.378	0.706
身高(cm)	166.71±8.71	166.79±8.06	-0.075	0.940
体重(kg)	69.06±11.25	68.01±10.78	0.680	0.497
体重指数(kg/m ²)	24.84±3.06	24.38±3.03	1.082	0.281
扫描期间心率(bpm)	66.34±9.42	67.99±8.96	-1.279	0.202
扫描长度(cm)	13.69±1.31	13.97±1.73	-1.323	0.187
左室射血分数(%)	62.91±4.41	62.64±4.99	0.416	0.678

小,CX2 缺如)。A 组图像质量为 5 级的血管节段数为 823 (823/1014,81.2%)段,4 级 117 (117/1014,11.5%)段,3 级 46 (46/1014,4.5%)段,2 级 19 (12/1014,1.9%)段,1 级 9 (9/1014,0.9%)段。B 组 5 级的血管节段数为 823 (823/1016,81.0%)段,4 级 116 (116/1016,11.4%)段,3 级 53 (53/1016,5.2%)段,2 级 16 (16/1016,1.6%)段,1 级 8 (8/1016,0.8%)段。

A 组图像显示成功率为 97.2%,B 组为 97.6%。A、B 两组显示血管情况之间差异无统计学意义($Z=-0.103,P=0.918$)。A、B 两组总体质量评分分别为 4.70 ± 0.72 、 4.70 ± 0.71 ,两组之间差异无统计学意义($t=-1.000,P=0.318$,图 1a、1b、表 3)。

表 3 A、B 两组冠状动脉图像质量评分对照

血管节段	A 组	B 组	t 值	P 值
RCA	4.70±0.72	4.70±0.71	0.049	0.961
LM	4.84±0.44	4.84±0.42	-0.052	0.959
LAD	4.64±0.80	4.65±0.75	-0.209	0.835
CX	4.73±0.70	4.71±0.75	0.206	0.837
总体	4.70±0.72	4.70±0.71	-0.018	0.985

A 组(双能量组)主动脉根部平均增强值、左主干增强值及图像噪声明显高于 B 组(单能量组),差异有统计学意义;两组右冠近段增强值、CNR 及 SNR 差异之间无统计学意义(表 4)。

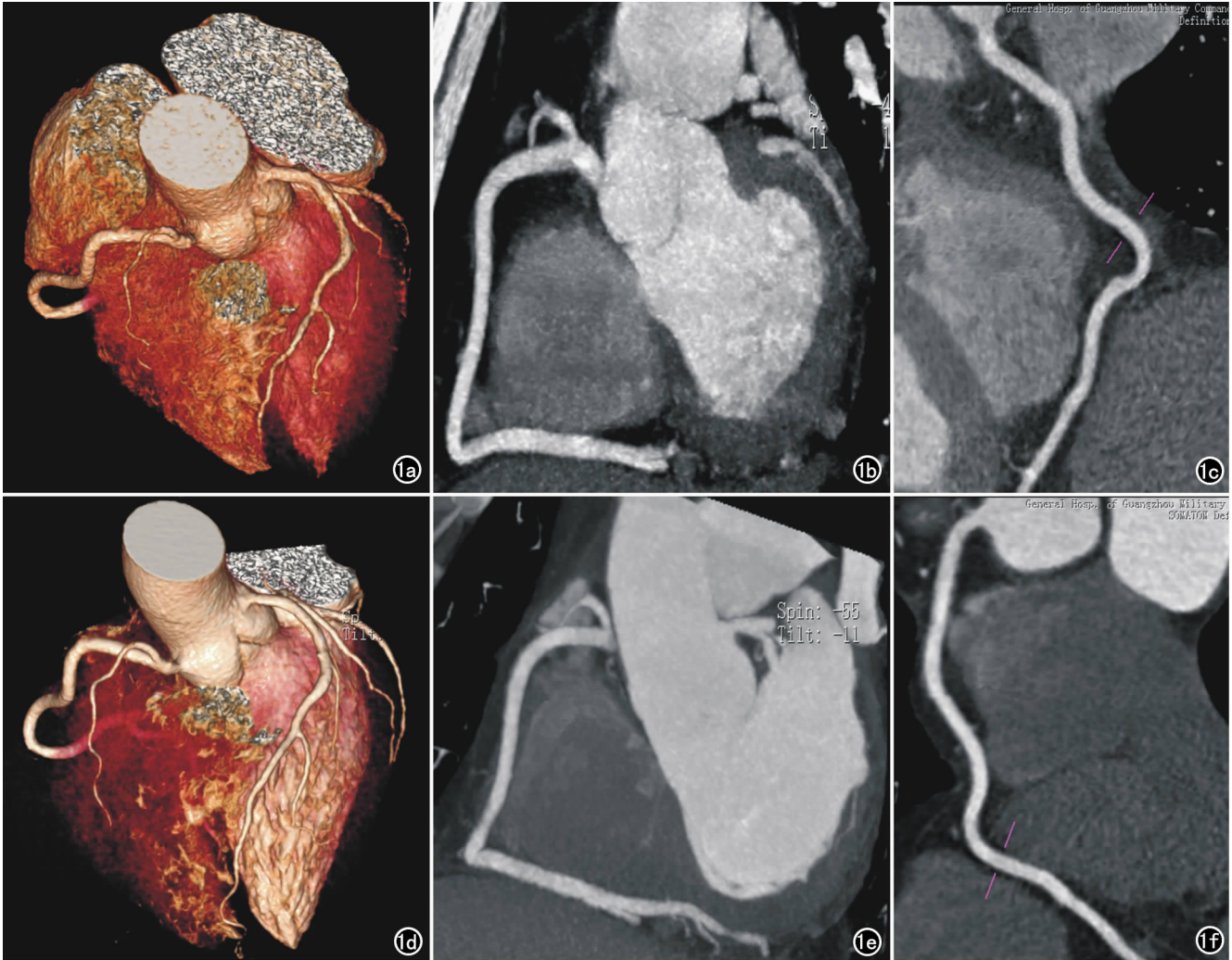


图 1 患者不同扫描方案的重建图像,图 a~c 为双源 CT 双能量扫描方案,图 d~f 为单能量扫描方案。a) VR 图清晰显示冠脉走行及分布,同时显示心肌情况; b) MIP 图清晰显示右冠走行、管腔内情况,图像颗粒较粗糙,但不影响观察; c) CPR 图显示右冠与心肌情况及冠脉病变情况,同时可显示心肌情况; d) VR 图像清晰显示冠脉走行及分布,但其显示心肌情况较差; e) MIP 图显示右冠走行及管腔内情况,图像颗粒细腻平滑; f) CPR 图显示右冠与心肌关系及冠脉病变情况,但其心肌与心腔分界欠清。

表 4 A、B 两组冠脉图像增强相关参数比较

参数	A 组	B 组	t 值	P 值
主动脉根部增强值	490.4±63.8	464.4±76.7	-2.633	0.009
左主干增强值	491.5±63.2	469.0±72.8	-2.360	0.019
右冠近段增强值	464.5±57.2	465.8±66.7	0.149	0.881
图像噪声	24.6±2.1	23.5±1.9	-3.791	0.000
左主干 CNR	22.2±3.5	21.7±3.8	-0.932	0.353
右冠 CNR	22.2±3.6	21.8±3.4	-0.736	0.462
左主干 SNR	20.0±3.4	20.1±3.2	-0.233	0.816
右冠 SNR	19.0±3.0	19.9±3.2	1.967	0.051

3. 辐射剂量比较

A、B 两组 CTDIvol、DLP、ED 分别为 (48.27±8.70)mGy、(54.10±8.77)mGy ($t=-4.764, P=0.000$); (565.63±115.48)mGy·cm、(702.75±144.04)mGy·cm ($t=-7.051, P=0.000$); (9.62±1.96)mSv、(11.95±2.45)mSv。A 组辐射剂量明显低于 B 组,两组之间差异有显著性意义 ($t=-7.051, P=0.000$)。

讨 论

1. 双源 CT 冠状动脉扫描辐射剂量研究背景

双源 CT 具有扫描速度快,时间分辨率高,辐射剂量低等优点,已经成功地用于冠状动脉成像和冠心病的诊断^[7-8]。Rixe 和 Kerl 等^[9-10]研究认为双源 CT 辐射剂量明显低于 16 层及 64 层 CT,而图像质量与之相仿。但双源 CT 传统扫描方式的辐射剂量仍较高,因此国内外学者采用不同的扫描方案来降低辐射剂量^[11]。其中,一部分学者采用双源 CT 前瞻性心电门控扫描方案^[12-13],另一部分学者采用降低管电压方案,即将 120kV 降低到 100kV 或 80kV^[14-15],两者均可以明显降低辐射剂量。但前瞻性心电门控要求心率慢、律齐且患者体重低,才会得到较好的图像质量^[13];降低管电压会同时增加图像噪声^[16-17]。由于两者均存在不足之处,因此需研究新方法降低辐射剂量。随着双源 CT 双能量成像技术的广泛应用,一些学者发现双能量技术不仅可以区分组织结构、显示器官灌注^[18-19],同时还会降低辐射剂量^[10]。因此,本文采用双源 CT 双能量成像技术,探讨其对降低冠状动脉扫描辐射剂量及图像质量的影响。

2. 影响辐射剂量的因素

主要包括患者个体因素和机器扫描参数两方面。患者个体因素方面主要包括扫描期间心率、扫描长度、BMI 等基础指标。扫描期间心率与辐射剂量呈反向相关^[20],而扫描长度、BMI 与辐射剂量呈正相关。机器扫描参数方面包括螺距、管电流、管电压等。螺距和管电压与辐射剂量呈反向相关,管电流与辐射剂量呈正相关^[21]。

3. 双源 CT 双能量与单能量成像辐射剂量对比

本组研究 A 组有效辐射剂量明显低于 B 组 ($t=-7.784, P=0.000$)。两组患者在扫描心率、扫描长度及 BMI 等基础指标之间均无明显差异 ($P>0.05$)。造成辐射剂量差异的主要原因在于两组扫描参数不同。双源 CT 双能量成像采用双球管不同管电压扫描,球管 A 140kV,球管 B 100kV,与单能扫描双球管 120kV 相比,相当于半降低管电压,会降低辐射剂量。另外,双能量 CT 扫描方案 A、B 两个球管的管电流为 91mAs、181 mAs,明显低于单能量扫描的 420mAs,进一步降低辐射剂量。但本研究 A、B 组辐射剂量均高于 Kerl 等^[10]研究结果 (9.8±4.77 mSv 和 4.54±1.87 mSv)。其原因可能是本组研究为保证图像质量而提高了管电流,且本研究辐射剂量的计算包含了钙化积分及检测峰值时间的辐射剂量,更为客观的显示患者进行冠脉扫描的辐射剂量。

4. 双源 CT 双能量成像与单能量成像图像质量对比

在本研究中 A、B 两组冠状动脉总体及各分支图像质量评分之间无明显差异,图像显示成功率分别为 97.2%、97.6%。在客观评价指标中,A 组图像噪声明显高于 B 组,A 组主动脉根部、左主干增强值明显高于 B 组,差异均有统计学意义 ($P<0.05$),但 A、B 两组的信噪比和强化噪声比之间无差异性。笔者认为造成 A、B 两组噪声和增强值差异的原因是由于 A 组球管采用 100kV,相当于半降低管电压。众多研究表明,降低管电压会同时增加图像噪声,但也同时提高了冠状动脉的增强值,因而图像的信噪比并没有降低^[16-17]。

5. 双能量扫描的优势

双能量扫描图像是 140kV 和 100kV 的融合容积数据。其中,电压图像信噪比高,空间分辨率高,可以提高图像质量;低电压图像密度分辨率高,可突出显示冠脉增强的解剖细节。因此一次扫描的原始数据可以重建不同比例的融合图像,可以更好的显示冠脉情况。本研究采用高、低电压融合比例为 0.3,获得的图像质量与单能量相仿。此外,双能量心肌灌注成像技术可同时评价冠脉和心肌情况^[22],而不增加辐射剂量,且其评价心肌病变具有较高的符合率^[23-24]。

综上所述,双源 CT 双能量心肌灌注扫描在不降低冠脉图像质量的情况下可以显著降低辐射剂量,且具有同时评价心肌病变的优势,必将更广泛、更可靠地应用于临床实践。

参考文献:

[1] Rixe J, Rolf A, Conradi G, et al. Detection of relevant coronary artery disease using dual-source computed tomography in a high probability patient series: comparison with invasive angiography

- [J]. Circ J, 2009, 73(2): 316-322.
- [2] Rixe J, Rolf A, Conradi G, et al. Image quality on dual-source computed-tomographic coronary angiography[J]. Eur Radiol, 2008, 18(9): 1857-1862.
- [3] Einstein AJ, Henzlova MJ, Rajagopalan S. Estimating risk of cancer associated with radiation Exposure from 64 slice computed tomography coronary angiography[J]. JAMA, 2007, 298(3): 317-323.
- [4] Mayo JR, Leipsic JA. Radiation dose in cardiac CT[J]. AJR, 2009, 192(3): 646-653.
- [5] VanHoe LR, DeMeerleer KG, Leyman PP, et al. Coronary artery calcium scoring using ECG-gated multidetector CT: effect of individually optimized image reconstruction windows on image quality and measurement reproducibility[J]. Am J Roentgenol, 2003, 181(4): 1093-1100.
- [6] Jessen KA, Panzer W, Shrimpton PC, et al. European guidelines on quality criteria for computed tomography[M]. Luxembourg: European Commission, 2000: 70.
- [7] 张竹花, 金征宇, 张抒扬, 等. 双源 CT 冠状动脉成像的初步研究[J]. 中华放射学杂志, 2007, 41(9): 973-976.
- [8] Achenbach S, Ropers D, Kuettner A, et al. Contrast-enhanced coronary artery visualization by dual-source computed tomography: initial experience[J]. Eur J Radiol, 2006, 57(3): 331-335.
- [9] Rixe J, Conradi G, Rolf A, et al. Radiation dose exposure of computed tomography coronary angiography: comparison of dual-source, 16-slice and 64-slice CT[J]. Heart, 2009, 95(16): 1337-1342.
- [10] Kerl JM, Bauer RW, Maurer TB, et al. Dose levels at coronary CT angiography a comparison of dual energy-dual source- and 16-slice CT[J]. Eur Radiol, 2011, 21(3): 530-537.
- [11] Flohr TG, Klotz E, Allmendinger T, et al. Pushing the envelope: new computed tomography techniques for cardiothoracic imaging[J]. J Thorac Imaging, 2010, 25(2): 100-111.
- [12] Zhao L, Zhang Z, Fan Z, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for dual source CT of the coronary stent: comparison of image quality, accuracy and radiation dose[J]. Eur J Radiol, 2011, 77(3): 436-442.
- [13] Alkadhi H, Stolzmann P, Scheffel H, et al. Radiation dose of cardiac dual-source CT: the effect of tailoring the protocol to patient-specific parameters[J]. Eur J Radiol, 2008, 68(3): 385-391.
- [14] Leschka S, Stolzmann P, Schmid FT, et al. Low kilovoltage cardiac dual-source CT: attenuation, noise and radiation dose[J]. Eur Radiol, 2008, 18(9): 1809-1817.
- [15] Pflederer T, Rudofsky L, Ropers D, et al. Image quality in a low radiation exposure protocol for retrospectively ECG-gated coronary CT angiography[J]. AJR, 2009, 192(4): 1045-1050.
- [16] Blankstein R, Bolen MA, Pale R, et al. Use of 100kV versus 120kV in cardiac dual source computed tomography: effect on radiation dose and image quality[J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2011, 27(4): 579-586.
- [17] Oda S, Utsunomiya D, Funama Y, et al. A low tube voltage technique reduces the radiation dose at retrospective ECG-gated cardiac computed tomography for anatomical and functional analyses[J]. Acad Radiol, 2011, 18(8): 991-999.
- [18] Primak AN, Ramirez GJC, Liu X, et al. Improved dual-energy material discrimination for dual-source CT by means of additional spectral filtration[J]. Med-Phys, 2009, 36(4): 1359-1369.
- [19] Johnson TR, Krauss B, Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: initial experience[J]. Eur Radiol, 2007, 17(6): 1510-1507.
- [20] Kirchhoff S, Herzog P, Johnson T, et al. Assessment of radiation exposure on a dual-source computed tomography-scanner performing coronary computed tomography-angiography[J]. Eur J Radiol, 2010, 74(3): e181-e185.
- [21] Halliburton SS, Sola S, Kuzmiak SA, et al. Effect of dual-source cardiac computed tomography on patient radiation dose in a clinical setting: comparison to single-source imaging[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2008, 2(6): 392-400.
- [22] Petersilka M, Bruder H, Krauss B, et al. Technical principles of dual source CT[J]. Eur J Radiol, 2008, 68(3): 362-368.
- [23] Ko SM, Choi JW, Song MG, et al. Myocardial perfusion imaging using adenosine-induced stress dual-energy computed tomography of the heart: comparison with cardiac magnetic resonance imaging and conventional coronary angiography[J]. Eur Radiol, 2011, 21(1): 26-35.
- [24] Okada DR, Ghoshhajra BB, Blankstein R, et al. Direct comparison of rest and adenosine stress myocardial perfusion CT with rest and stress SPECT[J]. J Nucl Cardiol, 2010, 17(1): 27-37.

(收稿日期: 2012-03-13 修回日期: 2012-06-12)