文章编号:1000-5404(2013)13-1371-05

论著

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

彭盛坤,曾勇明,罗天友,郁仁强,王 杰,刘 潇,彭 刚,谭 欢 (400016 重庆,重庆医科大学附属第一医院放射科)

[摘要] **目的** 探讨新双源CT迭代重建算法(sinogram affirmed iterative reconstruction,SAFIRE)与滤波反投影(filtered back projection,FBP)算法冠状动脉CT血管造影(coronary computed tomography angiography,CCTA)图像质量的差异,评价不同管电压行CCTA的辐射剂量。**方法** 对置入模拟左右冠状动脉的仿真体模,采用100、120 kV管电压行CCTA检查,分别进行FBP及SAFIRE算法的图像重建,测量CT值并计算SNR、CNR、CT值SD。通过体模内放置热释光剂量计(TLD),测量在不同管电压相同管电流成像的器官吸收剂量,并计算有效剂量。比较不同CCTA成像条件的图像质量。**结果** (1)不同管电压下,SAFIRE算法重建的图像质量均优于FBP算法。(2)管电压及重建算法固定,随着管电流的增加(200~360 mA),图像质量呈逐渐改善趋势,340 mA以上图像质量指标趋于稳定。(3)SAFIRE重建算法时,120 kV图像质量优于100 kV,CNR、SNR、CT值SD的差异均有统计学意义($P<0.05$)。两种重建算法图像的平均CT值比较,组间100 kV高于120 kV,但组内差异无统计学意义($P>0.05$)。(4)80~120 kV的CCTA成像,患者器官吸收剂量和有效剂量均逐渐增加。**结论** 采用SAFIRE算法在相同扫描条件下可明显提高图像质量。在CCTA成像适宜管电压范围内,患者的器官吸收剂量和有效剂量随着管电压升高而增加。

[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
[中图法分类号] R811.1; R812; R814.42 [文献标志码] A

Iterative reconstruction algorithm in image quality and radiation dose in coronary computed tomography angiography

Peng Shengkun, Zeng Yongming, Luo Tianyou, Yu Renqiang, Wang Jie, Liu Xiao, Peng Gang, Tan Huan (Department of Radiology, First Affiliated Hospital, Chongqing Medical University, Chongqing, 400016, China)

[**Abstract**] **Objective** To investigate the difference of image quality between sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE) and filtered back projection (FBP) in coronary computed tomography angiography (CCTA), and to evaluate the radiation dose in dual-source computed tomography (DSCT) using different tube voltages. **Materials** A Chinese anthropomorphic chest phantom with simulated coronary arteries and thermoluminescent dosimeters (TLD) was given CCTA using different tube voltages (100 and 120 kV). The CCTA data sets of the two groups were reconstructed with SAFIRE and FBP. The CT value was measured, and the carrier noise ratio (CNR), signal noise ratio (SNR) and standard deviation (SD) of CT value were calculated. The organic radiation doses were recorded and were converted into effective doses. The image quality of each group was compared by Dunnett *t*-test. The paired *t*-test was conducted to analyze the image quality at 120 kV/340 mA and 100 kV/340 mA. **Results** (1) The image quality of SAFIRE reconstruction was better than that of FBP reconstruction in different tube voltages. (2) The image quality tended to be improved along with the increase of tube current from 200 to 360 mA, and became stable when the tube current came to 340 mA or more. (3) In SAFIRE reconstruction, the SNR, CNR, and SD of CT value were statistically significant between the two groups (100 and 120 kV) ($P<0.05$). (4) Both the effective doses and organic radiation doses increased along with the increase of scan parameters of CCTA from 80 to 120 kV. **Conclusion** The new reconstruction algorithm of SAFIRE can significantly improve the image quality under the same scan parameters. The effective doses and organic radiation doses increase along with the increase of CCTA tube voltage in an appropriate range.

[**Key words**] tomography; X-ray computed; coronary; image quality; iterative reconstruction

Supported by the Science Foundation of Chongqing Municipal Health Bureau (10-2-055). Corresponding author: Zeng Yongming, E-mail: zeng-ym@vip.sina.com

[基金项目] 重庆市卫生局科研基金(10-2-055)
[通信作者] 曾勇明, E-mail: zeng-ym@vip.sina.com
[优先出版] http://www.cnki.net/kcms/detail/51.1095.R.20130108.1049.005.html(2013-01-08)

随着新一代双源CT的问世[1],基于原始数据域的迭代重建(sinogram affirmed iterative reconstruction, SAFIRE)技术应运而生[2],其先进的数据处理技术不仅为降低辐射剂量提供了可能性,同时还能优化图像质量。本研究利用仿真人体胸部模型在不同成像条件下进行冠状动脉CT(coronary computed tomography angiography, CCTA),定量分析不同管电压和重建算法与冠状动脉图像质量影响因素的相关性,并评价患者的辐射剂量。

1 材料与方法

1.1 研究对象

仿真中国人胸部体模(CDP-1C)1具(身高165.9 cm,体质量57.5 kg),其胸廓内组织(肺、心脏、肝脏)可拆卸,模拟的左右冠状动脉主干(模拟血管内注满非离子对比剂碘普罗胺注射液,370 mgI/mL)置入心脏模型的前后室间沟。

1.2 CT扫描参数及后处理技术

采用西门子新一代双源炫速CT(SOMATOM Definition Flash)及MMWP工作站。扫描参数:模拟心率60次/min,采用前瞻性心电门控序列扫描模式,全剂量曝光时间窗R~R间期为30%~80%。分两组进行扫描:(1)管电压固定100 kV,管电流设定每组间隔20 mA:从200~360 mA。(2)管电压固定120 kV,管电流设定每组间隔20 mA:从200~360 mA。其他参数设定相同:扫描螺距根据心率自动调整。准直宽度128 mm×0.6 mm×2 mm,层厚0.6 mm,机架旋转速度0.28 s/圈,时间分辨率75 ms。扫描范围:气管隆嵴分叉下1 cm至心脏膈面。图像重建参数:CCTA图像在工作站上通过自动最佳时相选择,分别行FBP及SAFIRE两种方法的重建,得到100 kV组两种重建算法图像和120 kV组两种重建算法图。两种重建的卷积核分别为B26f与I26f(SAFIRE选择3次迭代过程),重建层厚0.75 mm,重建间隔0.5 mm。图像后处理:在MMWP工作站上对图像进行多平面、曲面、最大密度投影、容积成像。(3)采用两种管电压下各自最佳成像参数,进行辐射剂量的测量。

1.3 图像质量指标评价

本研究评价对比噪声比(contrast to noise ratio,CNR)、信噪比(signal to noise ratio, SNR)、噪声(CT值标准差, standard deviation,SD)3个CTA检查客观图像质量指标及CT值。将不同管电压(100、120 kV)两组冠状动脉CTA图像分别行FBP及SAFIER两种算法重建得到4组数据(100 kV/FBP,120 kV/FBP,100 kV/SAFIRE,120 kV/SAFIRE)进行评价。图像质量评价指标计算方法[3]:测量不同重建算法下相同层面的双侧冠状动脉主干近段、中段、远段及心室腔CT值(HU)、噪声。双侧冠状动脉近、中、远段测量面积(0.03±0.01)cm^2、心室腔测量面积(5.00±0.05)cm^2,将心室腔CT值SD作为图像的噪声指数,SNR为冠状动脉内平均CT值与相应冠状动脉CT值SD之比,CNR值为冠状动脉与心室腔内CT值之差与心室腔CT值SD之比。见图1。

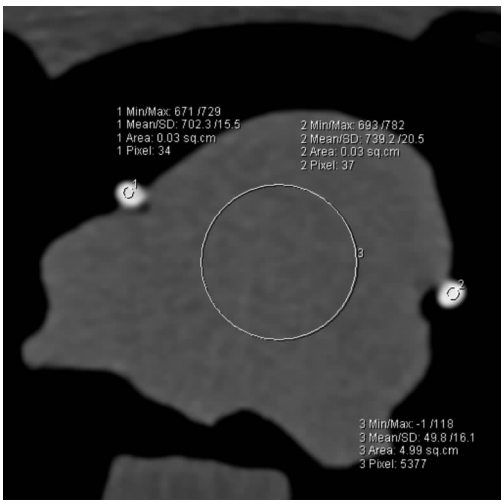


图1 模拟冠状动脉轴位图像及CT值测量方法

1.4 辐射剂量检测

1.4.1 器官吸收剂量检测 采用军事科学院研制的BR 2000D-Ⅲ型热释光剂量计(thermo luminescent dosimeters,TLD)检测,此氟化锂剂量计为圆形薄片,大小约1.0 mm×0.8 mm(直径×厚度);共置入60个TLD于仿真模体内。布点(将1个TLD视为1个点)方式:①脊柱:根据体模长度及脊柱的数量,均匀的放置16点于8个椎体;②肺:将12个点分布于右肺的上、中、下叶及左肺上、下叶;③肝脏:均匀地分布4个点于肝脏;④心脏:均匀地分布4个点于心脏;⑤甲状腺:均匀地分布4个点于甲状腺左、右叶;⑥乳腺:均匀分布8个点双侧乳腺的4个象限;⑦食管:均匀分布6个点于食管区;⑧胸腺:均匀分布4个点于胸腺区。⑨皮肤:分布上、下胸壁及侧胸壁各1个点。采用80、100、120 kV 3组管电压行CCTA成像,在重庆市疾控中心剂量实验室(通过国家质控论证)测度TLD。

1.4.2 有效剂量计算 采用国际辐射防护委员会推荐的组织权重因子W_T,$ED = \sum H_T \times W_T$(器官剂量×组织权重因子)[4](H_T为各个器官所布放TLD片测得剂量的平均值)。

1.5 统计学分析

采用SPSS 18.0软件,对不同管电压及不同管电流组内图像质量指标SNR、CNR、SD及CT值进行两两多重比较Dunnett t检验;相同管电压不同重建算法,不同管电压相同管电流SAFIRE重建方式的两组SNR、CNR、CT值SD及CT值采用配对t检验。

2 结果

2.1 相同管电压重建算法图像质量指标比较

100 kV组与120 kV组中,经SAFIRE重建的图像质量均优于FBP重建。(1)以管电流360 mA为对照组,与管电流320 mA以下各组比较,相同重建算法(FBP或SAFIRE)的图像质量参数(CNR、SNR及CT值SD)的差异均有统计学意义($P<0.05$);340 mA以上相关图像质量指标相对平稳。(2)FBP和SAFIRE两种重建算法图像质量指标(CNR、SNR及CT值SD)比较,其差异均有统计学意义($P<0.05$)。见表1、2。

表1 100 kV组两种重建算法CCTA图像质量指标比较($n=3$, $\bar{x}\pm s$)

管电流(mA)	CNR		SNR		CT值SD	
	FBP	SAFIRE	FBP	SAFIRE	FBP	SAFIRE
200	20.23±1.29[a]	24.48±1.67[a]	24.14±0.13[a]	30.42±0.85[a]	24.81±1.21[a]	20.71±0.21[a]
220	20.31±1.21[a]	24.19±0.98[a]	24.60±0.11[a]	31.51±0.28[a]	23.66±1.01[a]	19.82±1.01[a]
240	21.93±0.97[a]	27.66±1.37[a]	26.00±1.05[a]	33.08±0.55[a]	21.73±1.24[a]	17.33±0.14[a]
260	25.15±1.47[a]	31.68±0.39[a]	27.27±0.81[a]	35.29±0.49[a]	19.24±0.46[a]	15.97±0.26[a]
280	25.60±0.42[a]	31.81±1.01[a]	29.35±0.99[a]	36.18±1.03[a]	17.92±1.42[a]	14.82±1.24[a]
300	28.60±0.69[a]	35.34±2.04[a]	33.73±1.07[a]	41.87±1.13[a]	16.88±0.89[a]	13.72±0.48[a]
320	29.76±1.09[a]	38.05±1.04[a]	33.86±0.76[a]	42.37±0.51[a]	16.10±0.48[a]	13.13±0.67[a]
340	33.11±1.12	40.82±0.68	35.82±0.02	44.68±0.12	15.41±0.08	11.51±0.57
360	33.28±0.57	42.83±0.83	36.12±0.04	44.97±0.81	14.93±1.07	11.22±0.28
F值/P值	61.09/0.00	141.97/0.00	96.17/0.00	159.48/0.00	59.99/0.00	29.74/0.00
t值/P值	11.14/0.00		13.24/0.00		19.56/0.00	

a: $P<0.05$,与对照组(360 mA组)比较

表2 120 kV组两种重建算法CCTA图像质量指标比较($n=3$, $\bar{x}\pm s$)

管电流(mA)	CNR		SNR		CT值SD	
	FBP	SAFIRE	FBP	SAFIRE	FBP	SAFIRE
200	20.21±0.78[a]	23.69±1.02[a]	25.33±0.68[a]	35.66±1.04[a]	18.23±0.05[a]	14.61±1.61[a]
220	20.94±0.67[a]	26.65±0.93[a]	27.47±0.97[a]	36.40±1.11[a]	17.31±0.01[a]	13.54±0.81[a]
240	22.12±1.03[a]	28.91±1.04[a]	30.59±1.07[a]	39.07±0.79[a]	16.81±0.01[a]	11.97±0.53[a]
260	23.67±0.49[a]	31.76±0.81[a]	31.37±0.19[a]	39.50±1.03[a]	16.21±0.00[a]	11.53±0.37[a]
280	23.77±0.51[a]	33.58±1.72[a]	31.30±0.56[a]	39.51±0.88[a]	15.47±1.04[a]	10.77±0.12[a]
300	26.49±0.82[a]	36.89±0.88[a]	31.79±0.72[a]	41.50±1.29[a]	14.37±1.63[a]	9.85±1.63[a]
320	30.16±0.47[a]	41.49±1.05[a]	33.30±0.67[a]	43.03±1.97[a]	13.30±0.00[a]	8.73±0.06[a]
340	33.54±0.54	45.80±1.04	35.91±0.64	43.91±0.87	12.51±0.01	7.54±0.11
360	35.38±0.68	46.23±1.21	36.73±0.78	45.43±1.03	10.77±0.57	6.73±0.57
F值/P值	216.37/0.00	154.77/0.00	73.95/0.00	19.88/0.00	38.85/0.00	33.25/0.00
t值/P值	7.22/0.00		32.52/0.00		35.88/0.00	

a: $P<0.05$,与对照组(360 mA组)比较

2.2 不同管电压SAFIRE重建算法图像质量指标比较

2.2.1 CNR值 随着管电流的增加CNR增加,120 kV组高于100 kV组($P<0.05$)。

2.2.2 SNR值 200~360 mA时SNR逐渐增大,且120 kV组高于100 kV组($P<0.05$);管电流340 mA以上时两组SNR趋于稳定,其值相近。

2.2.3 噪声(CT值SD) 100 kV组高于120 kV组($P<0.05$)。见表3。

2.3 不同管电压两种重建算法平均CT值比较

两种重建算法冠状动脉图像的CT值,100 kV组均大于120 kV组;无论100 kV组或120 kV组,SAFIRE算法冠状动脉图像平均CT值较FBP算法差异无统计学意义($P>0.05$)。见表4。

2.4 3组管电压CCTA成像器官吸收剂量和有效剂量比较

患者器官吸收剂量分布情况及有效剂量见表5。

表3 不同管电压SAFIRE重建算法CCTA图像质量指标的比较($\bar{x}\pm s$)

管电流(mA)	CNR		SNR		CT值SD	
	100 kV	120 kV	100 kV	120 kV	100 kV	120 kV
200	24.48±1.67	24.69±1.02	30.42±0.85	35.66±1.04	24.81±1.21	14.61±1.61
220	24.19±0.98	26.65±0.93	31.51±0.28	36.40±1.11	23.66±1.01	13.54±0.81
240	27.66±1.37	28.91±1.04	33.08±0.55	39.07±0.79	21.73±1.24	11.97±0.53
260	31.68±0.39	31.76±0.81	35.29±0.49	39.50±1.03	19.24±0.46	11.53±0.37
280	31.81±1.01	33.58±1.72	36.18±1.03	39.51±0.88	17.92±1.42	10.77±0.12
300	35.34±2.04	36.89±0.88	41.87±1.13	41.50±1.29	16.88±0.89	9.85±1.63
320	38.05±1.04	41.49±1.05	44.37±0.51	43.03±1.97	16.10±0.48	8.73±0.06
340	40.82±0.68	45.80±1.04	44.68±0.12	43.91±0.87	15.41±0.08	7.54±0.11
360	42.83±0.83	46.23±1.21	45.97±0.81	45.43±1.03	14.93±1.07	6.73±0.57
t值/P值	5.36/0.00		2.49/0.04		21.82/0.00	

表4 不同管电压两种重建算法CCTA图像CT值的比较(HU,$\bar{x} \pm s$)

管电流(mA)	100 kV组		120 kV组	
	FBP	SAFIRE	FBP	SAFIRE
200	520.67±15.92	569.67±13.15	407.83±7.15	412.13±6.78
220	531.97±13.66	535.87±13.55	427.63±10.65	425.13±9.78
240	538.50±20.20	541.63±19.74	391.72±9.74	409.97±7.24
260	556.00±12.99	558.33±11.43	414.17±11.31	421.73±9.78
280	545.20±3.84	538.51±17.88	418.97±12.18	424.23±11.47
300	544.90±5.89	548.53±6.43	414.97±9.47	420.87±8.79
320	553.57±15.57	572.33±16.42	417.81±10.72	420.87±13.71
340	554.17±8.73	569.67±15.74	418.62±10.24	428.62±12.45
360	528.90±12.30	533.57±11.31	433.63±11.71	439.93±11.74
t值/P值	0.77/0.89		1.04/0.76	

表5 3组管电压CCTA检查时患者器官剂量的分布情况(mGy,$\bar{x} \pm s$)

管电压/管电流	骨	肺	甲状腺	乳腺	肝脏	食管	胸腺	皮肤	心脏
80 kV/340 mA	0.07±0.12	0.84±0.13	0.05±0.00	0.55±0.26	0.34±0.02	0.21±0.02	0.05±0.12	0.06±0.01	0.05±0.01
100 kV/340 mA	0.15±0.29	1.91±0.20	0.11±0.00	2.06±0.09	0.63±0.23	0.62±0.05	0.18±0.22	0.14±0.10	0.14±0.02
120 kV/340 mA	0.23±0.52	3.15±0.72	0.16±0.01	2.72±0.89	1.51±0.09	0.92±0.10	0.24±0.01	0.22±0.10	0.22±0.03

80 kV/340 mA组总有效剂量=2.23 mSv;100 kV/340 mA组总有效剂量=5.95;120 kV/340 mA组总有效剂量=9.38 mSv

3 讨论

迭代重建技术[4]是假设一个图像模型为起点,通过函数建模计算出预期图像投影,并与实际投影进行对比,得到校正系数并通过其对假设对象进行校正,对校正后的对象再进行新的迭代过程,当重建图像和原始投影数据一致时,迭代过程就会中止。在此过程中不断降低图像噪声,经过多次迭代和校正更新重建出高质量和低噪声的图像。与传统FBP算法相比[5-6],迭代重建算法所需的投影数少、具有可在数据不完全和低信噪比(低剂量)条件下成像等优点达到高质量的图像。而本研究采用的新一代迭代重建算法(SAFIRE)与其他采用数据模型进行重建的方式不同,它首先对原始图像进行主重建,然后将原始数据进行精确的图像校正,原始数据域进行去噪及去除伪影等步骤的加工,对最终图像进行图像域的校正,这种直接对原始数据进行处理和修正,使得最后生成的图像达到最真实和最清晰地状态。

本研究采用经X线吸收等效性验证的仿真胸部体模[7-8],设置9种不同的成像参数,每种参数分别进行3次CTA成像,避免了伦理方面及误差方面的问题。曲线趋势图中显示,随着管电流从200 mA上升至360 mA图像质量呈线性上升。本实验中,两种不同重建方式的图像质量均随管电流的增加呈线性上升,统计分析得出,以360 mA这组数据作为对照组,管电流从200~320 mA的图像质量差异具有统计学意义,管电流为340~360 mA图像质量趋于稳定,说明当图像质量达到一定的程度后,继续增加管电流图像质量并未出现明显的改善,但随着管电流的增加,辐射剂量会继续增加。本实验说明,在本组成像参数下340 mA可能是胸部体模BMI值(BMI=20.87)最佳的匹配成像参数。

本实验表明,相同扫描参数不同重建模式CCTA的图像质量差异有统计学意义($P<0.05$),SAFIRE组(100 kV/SAFIRE,120 kV/SAFIRE)重建算法所有图像质量指标均优于FBP组(100 kV/FBP,120 kV/FBP)。由此可见,SAFIRE重建方式较FBP重建方式相比,图像质量有明显的提升,说明进行迭代重建后可以在不影响影像诊断的条件下,改善图像质量。SAFIRE重建模式下,100 kV组与120 kV组图像质量评价指标(SNR、CNR、CT值SD)差异有统计学意义($P<0.05$),说明120 kV组图像质量好于100 kV组,随着管电压的升高,射线穿透力增强,使得信噪比(对比噪声比)得到改善。100 kV组CT值高于120 kV组,说明低管电压CTA检查中存在CT值增强效应。

评价图像质量的重要指标是SNR值及CNR值[9-12],影响SNR值与CNR值的重要因素是管电压及管电流。较高管电压的穿透力更强,较高管电流的量子数更多,都使得X线衰减程度较轻,从而得到较高的图像信噪比,但随之带来的是辐射剂量的升高,患者吸收到的X线剂量会相应增高。本实验数据说明,原始数据的迭代重建模式在提供较高的图像质量的同

时,降低了辐射剂量。Antonio 等[13]采用新一代迭代重建算法 SAFIRE 对冠状动脉的图像质量、诊断准确性及辐射剂量进行全面研究后表明,SAFIRE 在不影响图像质量的情况下,大大降低了辐射剂量。Maffei 等[2]认为:新一代 DSCT 迭代重建算法明显提高了图像质量,进一步降低辐射剂量,同时可达到冠状动脉造影的准确度。与大多国外研究不同,新一代 SAFIRE 重建方式[14],它相比第一代 DSCT 的 IRIS 迭代重建算法不同之处在于图像数据的处理上有了进一步了优化,IRIS 是单一的图像数据域的重建;SAFIRE 则直接对原始数据域进行处理,在原始数据域进行去伪影处理后,进一步在图像数据域进行降低噪声的处理,使图像更接近真实,图像质量也更高。

本实验结果显示,患者各个器官吸收剂量分布有差异,其中肺和乳腺较高、甲状腺最低,进行 CCTA 检查时有必要控制照射野,尽量减少吸收剂量较高部位的辐射剂量。在 CCTA 成像适宜管电压范围内(80 ~ 120 kV),随着管电压的降低,患者的器官吸收剂量和有效剂量均不同程度的下降,说明在此能量范围,X 线对物质的作用仍然以康普顿效应为主。美国食品与药品管理委员会(FDA)公布了美国心脏病委员会的研究结果[15]:进行冠状动脉 CTA 检查,辐射的确定性效应是皮肤的损伤;而随机性效应中,电离辐射会引起了很多类型 DNA 损害。由此可见,控制照射野、优化成像参数和对敏感器官实施防护措施都可降低患者的辐射剂量[3,16]。

由于本实验是基于仿真模体的基础研究,在模体制作及参数设置上仅描述了人体的一种状态,与临床实际情况有一定的差别,但阐明两种重建算法与扫描参数的相关性对临床工作仍有指导意义。

总之,SAFIRE 迭代算法可以提供较高图像质量保证诊断要求的前提下,明显降低辐射剂量,是一种新的降低辐射剂量的方法。在 CCTA 成像适宜管电压范围内,采用较低的管电压,不会使患者的组织器官吸收剂量增加,而有效剂量可明显降低。

参考文献:

[1] 曹建新, 王一民, 王爱军, 等. 双源 CT 前瞻性心电门控技术在快心率患者冠状动脉成像的应用[J]. 第三军医大学学报, 2011, 33(22): 2425 - 2427.

[2] Maffei E, Martini C, Rossi A, *et al*. Diagnostic accuracy of second-generation dual-source computed tomography coronary angiography with iterative reconstructions: a real-world experience[J]. Radiol Med, 2012, 117(5): 725 - 738.

[3] Park E A, Lee W, Kim K W, *et al*. Iterative reconstruction of dual-source coronary CT angiography: assessment of image quality and radiation dose [J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2012, 28(7): 1775 - 1786.

[4] Renker M, Ramachandra A, Schoepf U J, *et al*. Iterative image reconstruction techniques: Applications for cardiac CT[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2011, 5(4): 225 - 230.

[5] Hu X H, Ding X F, Wu R Z, *et al*. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space[J]. Clin Radiol, 2011, 66(11): 1023 - 1029.

[6] May M S, Wust W, Brand M, *et al*. Dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography[J]. Invest Radiol, 2011, 46(7): 465 - 470.

[7] 彭刚, 曾勇明, 罗天友, 等. 中国人仿真胸部体模检测多层螺旋 CT 扫描组织器官剂量的研究[J]. 中华放射学杂志, 2011, 45(6): 584 - 588.

[8] 彭刚, 曾勇明, 赵峰, 等. 中国人仿真胸部体模组织等效性的影像学研究[J]. 重庆医科大学学报, 2012, 35(7): 1060 - 1063.

[9] Achenbach S, Goroll T, Seltmann M, *et al*. Detection of coronary artery stenoses by low-dose, prospectively ECG-triggered, high-pitch spiral coronary CT angiography[J]. JACC Cardiovasc Imaging, 2011, 4(4): 328 - 337.

[10] Baker M E, Dong F, Primak A, *et al*. Contrast-to-noise ratio and low-contrast object resolution on full- and low-dose MDCT: SAFIRE versus filtered back projection in a low-contrast object phantom and in the liver[J]. AJR Am J Roentgenol, 2012, 199(1): 8 - 18.

[11] 张健, 杨明, 莫绪明, 等. 不同管电压 64 层螺旋 CT 对儿童 CTA 图像质量和辐射剂量的影响[J]. 中国医学影像技术, 2012, 28(6): 1213 - 1217.

[12] Schindera S T, Diedrichsen L, Muller H C, *et al*. Iterative reconstruction algorithm for abdominal multidetector CT at different tube voltages: assessment of diagnostic accuracy, image quality, and radiation dose in a phantom study[J]. Radiology, 2011, 260(2): 454 - 462.

[13] Moscariello A, Takx R A, Schoepf U J, *et al*. Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction technique-comparison with traditional filtered back projection[J]. Eur Radiol, 2011, 21(10): 2130 - 2138.

[14] Kalra M K, Woisetschlager M, Dahlstrom N, *et al*. Radiation dose reduction with Sinogram Affirmed Iterative Reconstruction technique for abdominal computed tomography[J]. J Comput Assist Tomogr, 2012, 36(3): 339 - 346.

[15] Einstein A J, Moser K W, Thompson R C, *et al*. Radiation dose to patients from cardiac diagnostic imaging[J]. Circulation, 2007, 116(11): 1290 - 1305.

[16] Ripsweden J, Brismar T B, Holm J, *et al*. Impact on image quality and radiation exposure in coronary CT angiography: 100 kVp versus 120 kVp[J]. Acta Radiol, 2010, 51(8): 903 - 909.

(**收稿**:2012-11-22;**修回**:2012-12-15)

(编辑 汪勤俭)