

·临床研究·

评价 Karl 迭代重建技术对胸部 CT 图像质量的影响

周慧¹ 朱莉¹ 尹小花¹ 梁凯轶¹ 何之彦²

¹上海健康医学院附属嘉定区中心医院放射影像科 201800; ²上海市第一人民医院放射科 200080

通信作者: 何之彦, Email: zhiyan85@hotmail.com

【摘要】 目的 评价 Karl 迭代重建技术对胸部 CT 图像质量的影响。方法 ①模体研究: 以管电压 120 kVp、管电流 140 mAs 扫描为常规剂量组; 降低管电流 50%, 以管电压 120 kVp、管电流 70 mAs 扫描为低剂量组, 2 组分别采用滤波反投影(FBP)和 Karl 迭代重建技术(重建等级 1~9 级)进行图像重建, 采用噪声功率谱(NPS)和标准差对图像噪声进行测量。②临床研究: 基于模体研究结果, 选取行胸部 CT 的受检者 120 例, 其中男性 61 例、女性 59 例, 年龄 35~75 岁, BMI 为(23.95±0.27) kg/m²。采用随机数字表法分成常规剂量组和低剂量组, 每组分别为 60 例, 扫描参数同模体研究, 分别采用 Karl 5 级迭代重建技术和 FBP 法进行图像重建。比较 2 组 CT 容积剂量指数(CTDIvol)、剂量长度乘积(DLP)、有效辐射剂量(ED)及图像噪声、信噪比等客观指标和图像质量主观评分指标。客观指标的比较采用 *t* 检验; 主观评分的比较采用 χ^2 检验。结果 ①模体研究: 常规剂量组采用 Karl 迭代重建技术重建图像的平均噪声均低于 FBP 法重建图像噪声, 且随着 Karl 迭代重建技术等级的升高而降低, 差异均有统计学意义($t=5.14\sim 47.50$, 均 $P<0.01$)。通过 NPS 曲线对比, Karl 1~9 级重建图像在降低图像噪声的同时, 保持了与 FBP 法重建图像的噪声纹理特性, 差异无统计学意义($t=2.49$, $P=0.42$)。低剂量组 Karl 5 级迭代重建图像的噪声 [(6.40±0.16) Hu] 与常规剂量组 FBP 重建图像的噪声 [(6.30±0.38) Hu] 较其他 Karl 迭代重建技术等级更接近, 差异无统计学意义($t=28.34$, $P=0.423$)。②临床研究: 低剂量组的CTDIvol[(5.56±0.01) mGy]、DLP[(170.74±18.40) mGy] 均明显低于常规剂量组 [(11.06±0.01) mGy、(348.93±26.16) mGy·cm], 差异有统计学意义($t=4757.7$, $P=0.003$; $t=39.23$, $P=0.005$); ED[(2.58±0.16) mSv] 较常规剂量组 [(5.01±0.17) mSv] 降低了 51.5%, 差异有统计学意义($t=37.94$, $P=0.004$)。低剂量 Karl 5 级迭代重建技术重建图像与常规剂量 FBP 重建图像比较, 噪声(升主动脉: $t=0.24$, $P=0.38$; 降主动脉: $t=1.51$, $P=0.70$)和信噪比(升主动脉: $t=0.45$, $P=0.45$; 降主动脉: $t=0.08$, $P=0.72$)的差异均无统计学意义; 纵隔窗图像($\chi^2=2.32$, $P=0.317$; $\chi^2=1.38$, $P=0.268$)和肺窗图像($\chi^2=0.97$, $P=0.614$; $\chi^2=0.59$, $P=0.760$)的主观图像质量评分比较, 差异均无统计学意义。结论 Karl 迭代重建技术可以不同程度地降低图像噪声。降低常规管电流的 50% 至 70 mAs、采用 Karl 5 级迭代重建技术重建图像可获得与常规剂量 FBP 相同的图像质量。

【关键词】 体层摄影术, X 线计算机; 迭代重建技术; 胸部; 滤波反投影

基金项目: 上海市嘉定区农业和社会事业科研项目(JDKW-2016-W05)

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.009

Effect of Karl iterative reconstruction technique for chest CT image quality

Zhou Hui¹, Zhu Li¹, Yin Xiaohua¹, Liang Kaiyi¹, He Zhiyan²

¹Department of Radiology and Imaging, Jiading District Central Hoospital, Shanghai University of Medicine & Health Sciences, Shanghai 201800, China; ²Department of Radiology, Shanghai General Hospital, Shanghai 200080, China

Corresponding author: He Zhiyan, Email: zhiyan85@hotmail.com

【Abstract】 Objective To investigate the effect of Karl iterative reconstruction on CT image quality enhancement. **Methods** ① Phantom study: A 120 kVp/140 mAs tube current was set as the standard radiation dose. Low-dose setting is implemented with a 50% current reduction, i.e., 70 mAs, whereas the voltage is set to 120 kVp. Two experimental groups with algorithms of filtered back projection(FBP) and Karl iterative reconstruction(with a noise reduction of 1–9 levels) were compared. The noise power spectrum(NPS) and standard deviation metrics were adopted to assess the noise degree. ② Clinical study: In the phantom study, 120 patients, including 61 males and 59 females with ages ranging from 35 to 75 and a BMI of(23.95±0.27) kg/m², were recruited and randomly divided into two groups: standard dose and low dose. These groups were scanned via FBP and Karl iterative reconstruction at level 5(Karl 5), respectively. The image qualities of the two groups were assessed with various objective metrics, such as CT dose index of volume(CTDIvol), dose length product(DLP), effective dose(ED), and signal-to-noise ratio(SNR), as well as by human subjective evaluation. Student *t*-test was adopted to assess the significance of difference for the values of objective metrics from the two groups, whereas subjective evaluation was quantified with an χ^2 test. **Results** ① Phantom study: With the standard dose, the average noise degree for Karl iterative reconstruction was lower than that for FBP. With an increased level of Karl iterative reconstruction, the noise degree will be lowered($t=5.14-47.50$, all $P<0.01$). Referring to the NPS curves, the Karl 1–9 algorithm can attain the goal of noise reduction and remain keep the image texture unchanged($t=2.49$, $P=0.42$). With the low dose, i.e., 50% current reduction, the image noise[(6.40±0.16) Hu] of Karl 5 was close to that[(6.30±0.38) Hu] of FBP with insignificant difference($t=28.34$, $P=0.423$), compared with other levels of Karl iterative reconstruction. Meanwhile, the magnitudes of NPS curves for Karl 5 and FBP insignificantly differed. ② Clinical study: The CTDIvol[(5.56±0.01) mGy] and DLP[(170.74±18.40) mGy·cm]value of the low-dose group were significantly lower than those[(11.06±0.01) mGy, (348.93±26.16) mGy·cm] of the standard-dose group($t=4757.7$, $P=0.003$; $t=39.23$, $P=0.005$). The ED values[(2.58±0.16) mSv] of the low-dose group were significantly less by 51.5% than those [(5.01±0.17) mSv] of the standard-dose group($t=37.94$, $P=0.004$). The noise degree and SNR values for images from Karl 5 with low dose and FBP with standard dose were insignificantly different(noise degree, $t=0.24$, $P=0.38$; $t=1.51$, $P=0.70$; SNR, $t=0.45$, $P=0.45$; $t=0.08$, $P=0.72$). The results of subjective quality assessments for the images from Karl 5 and FBP were insignificantly different in terms of the usage of mediastinum($\chi^2=2.32$, $P=0.317$; $\chi^2=1.38$, $P=0.268$) and lung($\chi^2=0.97$, $P=0.614$; $\chi^2=0.59$, $P=0.760$) window settings for image reading. **Conclusions** Karl iterative reconstruction at different levels can effectively reduce noise with different degrees. For the 50% current reduction to 70 mAs, the image quality of Karl 5 is comparable with that of standard-dose FBP.

【 Key words 】 Tomography, X-ray computed; Iterative Reconstruction; Chest; Filtered back projection

Fund program: Research Project of Agriculture and Social Undertakings of Jiading District of Shanghai (JDKW-2016-W05)

DOI: [10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.009](https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.03.009)

近年来,随着CT迭代重建技术在临床诊断中的应用,使得图像噪声降低,图像质量进一步提高,检查的辐射剂量也有更大的降低^[1-2]。但不同厂家设备的迭代重建技术的降噪能力不同,如何利用迭代重建技术制定合理的低剂量扫描协议有待于临床的探讨和实践。Karl迭代重建技术是由上海联影医疗科技有限公司生产的uCT510 16排CT搭

载的一项新技术。本研究通过对CT模体研究和临床应用研究,评价Karl迭代重建技术对胸部平扫图像质量的影响,以寻求较合适的低剂量扫描方案。

1 材料与方法

1.1 模体研究

使用由上海联影医疗有限公司生产的uCT 510

16排螺旋CT机,对Catphan 700模体的CTP515模块,以及直径为180 mm圆形水模进行扫描,扫描范围为CTP515模块和180 mm水模z方向的中部区域。模体扫描和重建参数如下:以设备中胸部预设协议的管电压120 kVp和管电流140 mAs为常规剂量组;降低50%管电流,以管电压120 kVp和管电流70 mAs为低剂量组。2组的其他扫描参数保持一致,采用的准直宽度为19.2 mm(16排×1.2 mm),机架旋转速度为0.7 s/圈,螺距为1.06,显示视野(DFOV)为200 mm,层厚与层间距均为2 mm,重建矩阵为512×512。每次扫描及重建的范围一致。2组均分别使用常规的滤波反投影(filtered back projection, FBP)和Karl 1~9级迭代重建技术进行图像重建。

1.2 图像噪声测量

选取扫描Catphan 700模体CTP515模块获得的图像,使用CT设备上自有的测量功能,在同一图像层面的中心区域和边缘区域分别选取面积为100 mm²的ROI(图1),对每个ROI的标准差进行2次重复测量,计算每次测量结果的平均值分别作为图像中心区域与边缘区域的噪声值,再通过计算图像中心与边缘噪声值的平均值作为图像整体噪声值。比较1组FBP重建图像与2~10组Karl 1~9级迭代重建技术重建在图像整体噪声值中的差异,通过噪声指标的比较得出在降低50%管电流的条件下与常规剂量FBP图像噪声水平最接近的Karl迭代重建等级。

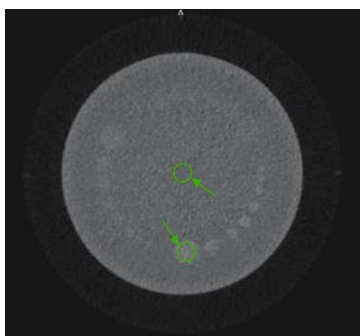


图1 CT扫描Catphan 700模体CTP515模块图像中心与边缘(箭头所示)噪声值测量图

Fig. 1 Noise Survey of image center and edge measured by CT scanning Catphan 700 and CTP515

1.3 噪声功率谱(noise power spectrum, NPS)的曲线计算

NPS可以通过以下公式计算:

$$NPS(u, v) = \frac{1}{A} \left\langle \left| \iint_A n(x, y) e^{-2\pi i(xu + yv)} dx dy \right|^2 \right\rangle$$

其中 $n(x, y)$ 指仅包含噪声的重建图像, (x, y) 为像素点的坐标, e 为自然常数, u 和 v 是频率变量, A 代表 $n(x, y)$ 所定义的面积,括号表示其总体平均效果适用于所有此类图像。

选取直径180 mm水模的图像,将所有图像加载至MATLAB软件进行NPS测量,测量结果均由MATLAB编程实现。为了尽可能减小NPS测量结果的偏差,采用将所有层面的NPS测量后再计算平均值的方法获得平均后的NPS曲线作为每组图像的测量结果。同时,对1组FBP重建图像与2~10组Karl 1~9级迭代重建图像的NPS曲线结果进行统计学分析,并得出在低剂量条件下与常规剂量FBP图像噪声形态差异性最小的Karl迭代重建等级。

1.4 临床研究

1.4.1 一般资料

收集2016年7月至2017年11月于上海健康医学院附属嘉定区中心医院体检进行胸部CT平扫的受检者120例,其中男性61例、女性59例,年龄35~75岁,身体质量指数为(23.95±0.27) kg/m²。应用随机数字表法将所有受检者随机分为常规剂量组和低剂量组,每组分别为60例。

1.4.2 检查方法

受检者仰卧位、双臂上举、头先进,于深吸气末屏气,扫描范围自双肺尖至两侧膈下。扫描参数同模体研究一致,根据模体研究结果,选择Karl 5级迭代重建技术和FBP方法重建图像。

1.4.3 客观评价指标

①CT辐射剂量的测定:测量CT容积剂量指数(volume CT dose index, CTDIvol)、剂量长度乘积(dose length product, DLP)及扫描范围(L)、有效辐射剂量(effective dose, ED),计算ED的公式:ED(mSv)=DLP(mGy·cm)×k,式中转换系数k与受检者身体的不同部位有关,参考最新欧盟委员会CT质量标准指南^[3],胸部扫描时k=0.014;②在相同图像层面,对采用不同重建方法重建的图像进行测量,测量指标包括图像噪声和信噪比,测量方法为选取气管分叉平面、胸升主动脉和降主动脉中心区域勾画ROI,ROI面积设定为主动脉横截面积的75%(约180 mm²)。分别测量升、降主动

脉 ROI 的平均 CT 值及标准差, 取标准差的平均值作为图像噪声水平, 并利用 CT 值和标准差计算信噪比, 计算公式为: 信噪比=主动脉平均 CT 值/标准差。

1.4.4 主观评价指标

扫描后采集的数据, 通过相应算法重建图像, 并传至图像的存储系统(PACS), 由 2 位具有 10 年工作经验的主治医师采用双盲法对不同重建技术图像采用 5 分制等级评价标准(表 1)进行评价, 在固定窗位、窗宽(肺窗: 窗位 500 Hu, 窗宽 1200 Hu; 纵隔窗: 窗位 40 Hu, 窗宽 400 Hu)下观察肺门及右上叶支气管分支层面胸膜下 10~20 mm 的肺小叶中心动脉及其分支的情况, 得分在 3 分以上被认为符合诊断要求。如有分歧, 由其他高职称医师判断。

表 1 5 分制主观评价 CT 扫描重建图像质量的标准

Table 1 Five-point scale subjective evaluation of CT scan reconstruction image quality

图像质量	分值(分)	肺小叶中心动脉影像	分支动脉影像
优	5	清晰	清晰
良	4	清晰	欠光整
中	3	清晰	不光整、少许伪影
较差	2	可见、欠光整	伪影明显
差	1	显示不清	模糊

1.5 统计学分析

采用 SPSS19.0 软件进行统计学分析。符合正态分布的计量资料以均数±标准差($\bar{x}\pm s$)表示, 在方差齐的条件下采用 *t* 检验。计数资料采用百分比表示, 各组间计数资料的比较采用 χ^2 检验。 $P<0.05$ 表示差异有统计学意义。

2 结果

2.1 模体研究

2.1.1 图像噪声

由表 2 所示, 在常规剂量下, Karl 1~9 级迭代重建技术重建图像的噪声均值均低于 FBP 重建图像, 且差异有统计学意义。同时, 结果显示图像噪声的均值随着 Karl 迭代重建技术等级的升高而降低。

由表 3 所示, 当降低 50% 管电流时, Karl 5 级迭代重建技术重建图像的噪声均值(6.40±0.16) Hu 与常规剂量下 FBP 重建的图像噪声均值(6.30±0.38) Hu 相当, 差异无统计学意义。

表 2 常规剂量下 FBP 和 Karl 1~9 级迭代重建技术图像噪声 CT 均值的对比($\bar{x}\pm s$)

Table 2 Image noise comparison between filtered back projection and Karl 1~9 iterative reconstruction technique images of regular dose ($\bar{x}\pm s$)

重建技术	图像噪声(Hu)	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
FBP	6.30±0.38	—	—
Karl 1	5.90±0.12	5.14	0.003
Karl 2	5.60±0.13	9.93	0.003
Karl 3	5.30±0.13	14.90	0.005
Karl 4	4.95±0.11	22.20	0.005
Karl 5	4.70±0.11	26.64	0.006
Karl 6	4.45±0.11	31.08	0.007
Karl 7	4.15±0.10	37.68	0.007
Karl 8	3.95±0.09	42.75	0.008
Karl 9	3.70±0.09	47.50	0.009

注: 表中, FBP: 滤波反投影; Karl: Karl 迭代重建技术; —: 无此数据。

表 3 低剂量 Karl 1~9 级迭代重建技术与常规剂量 FBP 重建图像噪声 CT 均值的对比($\bar{x}\pm s$)

Table 3 Image noise (mean and standard deviation) comparison between low dose Karl 1~9 iterative reconstruction technique images and regular dose filtered back projection images ($\bar{x}\pm s$)

重建技术	图像噪声(Hu)	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
FBP	6.30±0.38	—	—
Karl 1	8.20±0.19	7.44	0.005
Karl 2	7.80±0.19	11.13	0.007
Karl 3	7.40±0.17	16.70	0.008
Karl 4	7.00±0.17	24.20	0.009
Karl 5	6.40±0.16	28.34	0.423
Karl 6	6.40±0.17	32.08	0.382
Karl 7	6.00±0.15	44.85	0.012
Karl 8	5.60±0.13	48.75	0.005
Karl 9	5.15±0.14	49.45	0.004

注: 表中, Karl: Karl 迭代重建技术; FBP: 滤波反投影; —: 无此数据。

2.1.2 NPS 测量的结果

在常规剂量下, 分别采用 FBP 和 Karl 1~9 级迭代重建技术重建的水模图像的 NPS 曲线见图 2。由图 2 所示, Karl 1~9 级迭代重建图像 NPS 曲线的整体幅度均低于 FBP 重建图像, Karl 迭代重建技术等级越高, NPS 曲线的幅值越低, 即图像噪声越低, 这与 2.1.1 节的图像噪声对比结果保持一致。同时, Karl 1~9 级迭代重建技术重建图像 NPS 曲线保持了与 FBP 重建图像 NPS 曲线类似的形态, 这表明 Karl 迭代重建算法在降低整体图像

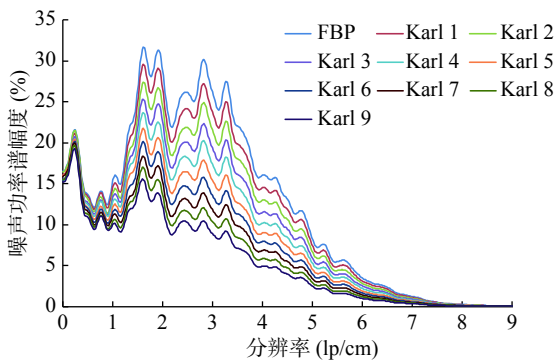


图2 常规剂量FBP重建图像和Karl 1~9级迭代重建图像的NPS曲线对比 图中, Karl: Karl迭代重建技术; FBP: 滤波反投影; NPS: 噪声功率谱。

Fig. 2 Comparison Noise power spectrum curves of filtered back projection and Karl 1-9 iterative reconstruction images under regular dose

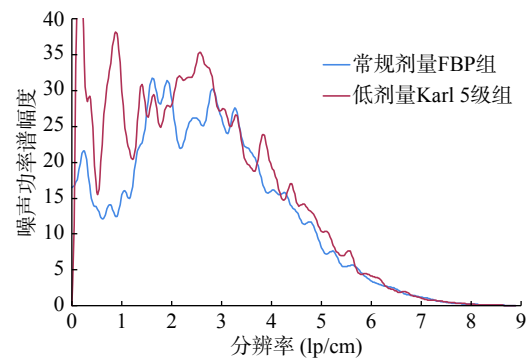


图3 常规剂量FBP重建图像和低剂量Karl 5级迭代重建图像的NPS曲线对比 图中, FBP: 滤波反投影; NPS: 噪声功率谱。

Fig. 3 Comparison noise power spectrum curves between regular dose filtered back projection images and Karl 5 iterative reconstruction images

噪声的同时, 仍然保持了图像的噪声纹理特征, 避免图像观感发生显著变化。

根据2.1.1节的分析结果, 由图3可见, 低剂量Karl 5级迭代重建技术重建图像和常规剂量FBP重建图像的NPS曲线幅值接近, 差异无统计学意义($t=2.49, P=0.42$)。

2.2 临床研究

2.2.1 受检者的一般情况和CT扫描辐射剂量的测量值结果

由表4可见, 2组中受检者的年龄、性别、扫描范围及BMI的差异均无统计学意义。低剂量组的CTDIvol和DLP均明显低于常规剂量组, ED

较常规剂量组降低了51.5%, 差异均有统计学意义。

2.2.2 图像噪声和信噪比的结果

由表5可见, 低剂量组Karl 5级迭代重建技术重建图像与常规剂量组FBP重建图像比较, 升主动脉和降主动脉的噪声($t=0.24、1.51, P=0.38、0.70$)、信噪比($t=0.45、0.08, P=0.45、0.72$)的差异均无统计学意义; 低剂量组FBP重建图像的噪声均显著升高, 信噪比均明显降低, 差异均有统计学意义。

2.3 主观评价图像质量的结果

由表6可见, 在低剂量条件下, 与常规剂量组FBP重建图像相比, Karl 5级迭代重建技术重

表4 2组受检者的一般资料和CT扫描辐射剂量的测量值结果

Table 4 The general information and CT scanning radiation dose of two groups subjects

组别	例数	年龄(岁)	男性/女性(例)	扫描长度(cm)	BMI(kg/m ²)	CTDIvol (mGy)	DLP (mGy·cm)	ED (mSv)
常规剂量组	60	53.07±51.93	32/28	32.38±2.57	23.80±2.57	11.06±0.01	348.93±26.16	5.01±0.17
低剂量组	60	54.03±3.76	34/26	30.66±3.41	23.14±2.63	5.56±0.01	170.74±18.40	2.58±0.16
检验值		$t=0.53$	$\chi^2=0.378$	$t=1.236$	$t=0.046$	$t=4757.7$	$t=39.23$	$t=37.94$
P值		0.576	0.654	0.225	0.977	0.003	0.005	0.004

注: 表中, BMI: 身体质量指数; CTDIvol: CT容积剂量指数; DLP: 剂量长度乘积; ED: 有效辐射剂量

表5 120例受检者不同剂量FBP和Karl 5级迭代重建技术测量图像的噪声和信噪比结果($\bar{x}\pm s, Hu$)

Table 5 Noise and signal noise ratio of image measured by filtered back projection and Karl 5 iterative reconstruction techniques with different dose of 120 patients ($\bar{x}\pm s, Hu$)

组别	噪声(Hu)		信噪比	
	升主动脉	降主动脉	升主动脉	降主动脉
常规剂量组(140 mAs FBP)	10.00±1.67	11.23±2.43	4.40±0.96	3.72±1.13
低剂量组(70 mAs Karl 5级迭代重建技术)	9.82±1.68	11.35±2.95	4.60±1.02	3.76±1.14
低剂量组(70 mAs FBP)	15.17±2.58 ^a	17.35±3.83 ^a	2.97±0.66 ^a	2.38±0.64 ^a

注: 表中, ^a: 与常规剂量比较, 差异均有统计学意义($t=5.32、4.27、3.88、3.26, P=0.003、0.004、0.005、0.005$)。FBP: 滤波反投影。

表 6 120 例受检者不同剂量 FBP 和 Karl 5 级迭代重建技术主观评价图像质量的评分结果(例, %)

Table 6 Result of 5-grade subjective evaluation of image quantity based on filtered back projection and Karl iterative reconstruction techniques with different dose of 120 patients

组别	纵隔窗			肺窗		
	5分	4分	3分	5分	4分	3分
常规剂量组(140 mAs FBP)	58 (96.6%)	2 (3.3%)	0	54 (90.0%)	6 (10.0%)	0
低剂量组(70 mAs Karl 5级迭代重建技术)	56 (93.3%)	4 (6.7%)	0	56 (93.3%)	4 (6.7%)	0
低剂量组(70 mAs FBP)	21 (35.0%) ^a	36 (60.0%) ^a	3 (5%)	0 ^a	36 (60.0%) ^a	24 (40.0%)

注: ^a: 与常规剂量组比较, 差异均有统计学意义($\chi^2=4.36、3.89、7.25、6.78, P=0.006、0.008、0.004、0.003$)。FBP: 滤波反投影。

建的纵隔窗图像($\chi^2=2.32, P=0.317; \chi^2=1.38, P=0.268$)和肺窗图像($\chi^2=0.97, P=0.614; \chi^2=0.59, P=0.760$)的主观图像质量比较, 差异均无统计学意义; 低剂量组的 FBP 重建纵隔窗图像和肺窗图像与常规剂量组比较, 差异均有统计学意义。

3 讨论

近年来, CT 技术尤其是低剂量 CT 扫描在肺部疾病的诊断及鉴别诊断方面的优势进一步凸显, 低剂量扫描是目前临床肺部筛查的热点^[4]。由上海联影医疗科技有限公司生产的 uCT510 16 排 CT 搭载的、自主研发的 Karl 迭代重建技术是一种基于投影域和图像域的迭代降噪技术, 其特点是通过投影域迭代重建算法对不理想的扫描数据进行补偿, 及采用图像域迭代降噪技术保证经投影域迭代重建算法处理之后的局部 CT 均值的准确性, 保持图像的组织结构特征, 达到改善噪声引起的条状伪影及降低图像整体的噪声水平, 提升图像质量、降低辐射剂量。

相比传统的 FBP 重建技术, 本研究通过体模研究和临床实践, 评价 Karl 迭代重建技术对胸部低剂量 CT 图像质量的影响, 为临床制定合理低剂量扫描协议提供依据。我们采用低剂量扫描、Karl 5 级迭代重建图像的模式, 即降低管电流由 140 mAs 降至 70 mAs。在体模研究中, 图像噪声测评结果显示, 在低剂量(70 mAs)条件下, Karl 5 级重建的图像能够达到与常规剂量(120 kVp、140 mAs)FBP 重建相当的图像噪声水平, 该结果表明 Karl 迭代重建技术可有效消除图像中的噪声, 并保持图像的空间分辨率。同样条件下临床研究结果显示, 比常规剂量扫描模式降低约 51.5% 的辐射剂量, 图像质量与常规剂量扫描 FBP 重建的图像质量相当, 其肺窗的图像质量更优。该结果

与目前已有文献报道结果一致^[5]。这表明 Karl 迭代重建技术可在临床应用中有效减少检查的辐射剂量, 甚至在一些病例中, 图像质量得以进一步改善; 根据这一结果, 我们推测在体型较小的患者(如亚洲患者)中使用迭代重建技术, 可以进一步减少辐射剂量。NPS 曲线显示, Karl 重建图像 NPS 曲线的整体幅度均低于 FBP 图像, 但保持了和 FBP 图像 NPS 类似的形态, 这表明 Karl 迭代重建算法在降低整体图像噪声的同时, 仍然保持了图像的噪声纹理特征, 避免图像观感发生显著变化, 不影响医师对图像的观感。

本研究在模体实验中采用 NPS 和标准差对图像进行噪声测量, 是因为长期以来, 临床医师的主观评价均为图像质量评价的“金标准”, 但主观评价易受个人因素的影响, 很难有统一标准^[6-8]。传统的标准差评价方法能够精确量化图像噪声的强度, 但无法具体表现噪声的形态和分布等特性。图像噪声纹理是影响图像观感的重要因素, 在图像噪声相当的情况, 如果噪声纹理存在较大差异, 图像呈现出的观感也会存在显著差异。而 NPS 能够提供图像噪声纹理的信息, 其基本原理是以傅里叶变换为基础, 将信号变换至频域进行测量分析, 能够描述重建数据中的噪声频率变化, 充分考虑了由重建、滤波以及后处理等因素对噪声相关性的影响, 是一个更为全面的噪声评价方式^[9-11]。采用 NPS 与标准差相结合的方法, 能够更全面地对图像噪声进行客观评价。

本研究具有以下局限性: ①在模体及临床研究中仅分析了降低常规管电流 50% 的数据, 未对进一步降低剂量的可行性进行详细分析; 只评估了 Karl 5 级迭代重建技术重建图形与 FBP 重建图像的对比, 更多级别的迭代重建与 FBP 重建图像的对比没有进行; ②仅仅进行了非强化扫描模式的对

比, 增强扫描模式的研究是进一步研究的目标。如何使受检者辐射剂量最小化, 影像质量满足诊断需求, 还需根据不同体型受检者的不同检查需求, 给予适合的个性化低剂量扫描条件。

综上所述, Karl 迭代重建技术可以不同程度地降低图像噪声。胸部 CT 平扫采用常规管电流的 50%、Karl 5 级迭代重建技术重建的图像, 可获得与常规剂量 FBP 重建时相同的图像质量, 并保持传统 FBP 重建图像的噪声纹理特征。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展, 不涉及任何利益冲突。

作者贡献声明 周慧负责方法的建立、数据的分析、论文的撰写; 朱莉、尹小花、梁凯轶负责数据的收集与分析; 何之彦负责论文的审阅。

参 考 文 献

- [1] Moscariello A, Takx RA, Schoepf UJ, 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. DOI: 10.1007/s00330-011-2164-9.
- [2] 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[J]. *Eur Radiol*, 2011, 21(3): 627-635. DOI: 10.1007/s00330-010-1990-5.
- [3] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT[J]. *Phys Med*, 2012, 28(2): 94-108. DOI: 10.1016/j.ejmp.2012.01.003.
- [4] 刘士远, 于红. 积极推进胸部低剂量 CT 扫描的临床应用[J]. *中华放射学杂志*, 2010, 44(1): 6-7. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2010.01.002.
Liu SY, Yu H. Actively promote the clinical applications of low-dose chest CT scans[J]. *Chin J Radiol*, 2010, 44(1): 6-7. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2010.01.002.
- [5] 彭薇, 李琛玮, 杨利霞, 等. Karl 迭代技术降低 16 层 CT 胸部扫描辐射剂量的水模和临床研究[J]. *放射学实践*, 2015, 30(4): 328-331. DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2015.04.007.
Peng W, Li CW, Yang LX, et al. Karl iterative reconstruction technique for dose reduction in chest examination using 16-slice CT: a phantom and patient study[J]. *Radiol Pract*, 2015, 30(4): 328-331. DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2015.04.007.
- [6] 张宏, 王鹤, 王霄英, 等. 胸部螺旋 CT 骨算法轴面重建与 HRCT 的影像比较[J]. *放射学实践*, 2013, 28(5): 505-508. DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2013.05.007.
Zhang H, Wang H, Wang XY, et al. Spiral CT bone algorithm axial reconstruction of the lung: a comparison with sequential HRCT[J]. *Radiol Pract*, 2013, 28(5): 505-508. DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2013.05.007.
- [7] 张广文, 张劲松, 李剑, 等. 双源 CT 在儿童颞骨检查中低剂量扫描条件的研究[J]. *放射学实践*, 2016, 31(2): 171-174. DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2016.02.018.
Zhang GW, Zhang JS, Li J, et al. The optimized low dose scanning protocol in children's temporal bone examination with dual-source CT[J]. *Radiol Pract*, 2016, 31(2): 171-174. DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2016.02.018.
- [8] 董继伟. CT 迭代重建技术原理及其研究进展[J]. *中国医学装备*, 2016, 13(10): 128-132, 133. DOI: 10.3969/J.ISSN.1672-8270.2016.10.038.
Dong JW. The progress on research and principles of computed tomography iterative reconstruction[J]. *China Med Equipment*, 2016, 13(10): 128-132, 133. DOI: 10.3969/J.ISSN.1672-8270.2016.10.038.
- [9] Wilson JM, Christianson OI, Richard S, et al. A methodology for image quality evaluation of advanced CT systems[J]. *Med Phys*, 2013, 40(3): 031908. DOI: 10.1118/1.4791645.
- [10] Hara T, Ichikawa K, Sanada S, et al. Image quality dependence on in-plane positions and directions for MDCT images[J]. *Eur J Radiol*, 2010, 75(1): 114-121. DOI: 10.1016/j.ejrad.2009.03.060.
- [11] 原媛, 卢东升, 钟朝辉. 基于噪声功率谱的不同重建类型 CT 图像噪声分析[J]. *中国医学装备*, 2017, 14(4): 32-35. DOI: 10.3969/J.issn.1672-8270.2017.04.007.
Yuan Y, Lu DS, Zhong CH. The noise analysis of CT imaging based on noise power spectrum of different reconstruction type[J]. *China Med Equipment*, 2017, 14(4): 32-35. DOI: 10.3969/J.issn.1672-8270.2017.04.007.

(收稿日期: 2018-08-22)