

## 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

彭薇, 李琛玮, 杨利霞, 许永华

**【摘要】** 目的:探讨 Karl 迭代重建技术在 16 层 CT 胸部检查中的应用价值。方法:水模研究:采用标准模体,管电压 120 kV,管电流分别为 150、136、123、109、95、83、68、55 和 41 mAs,使用滤波反投影(FBP)或 Karl 迭代技术进行图像重建,测量和比较不同条件下图像噪声和对比噪声比(CNR)。临床研究:将 100 例进行胸部 CT 体检者随机分为 2 组,对照组(A 组)采用标准剂量(120 kV、150 mAs)进行扫描并采用 FBP 法进行重建;低剂量组采用 120 kV、83 mAs 进行图像采集,并分别采用 Karl 技术(B 组)和 FBP 法(C 组)进行图像重建。对三组中的图像噪声、信号噪声比(SNR)、对比噪声比、图像质量主观评分、容积 CT 剂量指数(CTDIvol)和有效剂量(ED)等指标进行比较。结果:在水模研究中,当管电流为 95 和 83 mAs 时,辐射剂量分别为标准剂量的 60%和 50%,且使用 Karl 重建技术时图像噪声、CNR 与使用标准剂量、FBP 法重建的图像间差异无统计学意义( $P>0.05$ )。在临床研究中,低剂量组的有效剂量为(2.38±0.26) mSv,较标准剂量组的(4.87±0.37) mSv 减少 51.1%( $P<0.05$ )。B 组的图像噪声、CNR、SNR、主观评分与 A 组比较,差异均无统计学意义( $P>0.05$ );而 B 组的 SNR、CNR 及主观评分均高于 C 组,两组间差异有统计学意义( $P<0.05$ )。结论:在胸部 CT 平扫中,使用 Karl 迭代重建技术能在降低辐射剂量后有效地保证图像质量,优于 FBP 技术,具有较好的临床应用价值。

**【关键词】** 体层摄影术, X 线计算机; 辐射量; 胸部; 迭代重建技术

**【中图分类号】** R814.42; R811.1; R563 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2015)04-0328-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2015.04.007

## Karl iterative reconstruction technique for dose reduction in chest examination using 16-slice CT: a phantom and patient study

PENG Wei, LI Chen-wei, YANG Li-xia, et al. Department of Radiology, Shanghai Xuhui Central Hospital, Shanghai 200031, P. R. China

**【Abstract】 Objective:** To assess the value of Karl iterative reconstruction technique (IRT) for dose reduction in chest examination using 16-slice CT. **Methods:** A CT water phantom was scanned using a 16-slice CT scanner, 120kV and different tube current (150, 136, 123, 109, 95, 83, 68, 55 and 41mAs). Except the imaging data using 150mAs were reconstructed with filtered back projection (FBP) method, the other imaging data were reconstructed with Karl IRT. Image noise and contrast-to-noise ratio (CNR) of all images with different parameters were measured and compared. In the clinical study, 100 physical examinees were randomly selected into two groups (normal-dose group and low-dose group) and underwent chest CT scanning with two different protocols; for normal-dose group (group A), standard dose (120kV, 150mAs) and FBP technique were used; for low-dose group, 120kV and 83mAs were used and the imaging data were reconstructed by Karl IRT (group B) or FBP (group C). The image noise, signal-to-noise ratio (SNR), CNR, subjective score of image quality, volume CT dose index (CTDIvol) and effective dose (ED) in the three groups were measured and compared. **Results:** In the phantom study, the images obtained with 95 or 83mAs (60% or 50% standard dose) and Karl IRT showed comparable image noise and CNR with the images using standard dose and FBP method ( $P>0.05$ ). In the clinical study, the ED [(2.38±0.26)mSv] in group B and C was 51.1% lower than that [(4.87±0.37)mSv] in group A. There were no significant differences of the image noise, SNR, CNR and subjective score of image quality between group A and B ( $P<0.05$ ), but the SNR, CNR and subjective score of image quality of Group B were higher than those of group C with significantly statistic difference ( $P<0.05$ ). **Conclusion:** In chest CT scan, Karl IRT could maintain or improve image quality while saving 51.1% radiation dose, and is superior to FBP.

**【Key words】** Tomography, X-ray computed; Radiation dose; Chest; Iterative reconstruction technique

近年来肺癌的发病率逐年上升,胸部 CT 是发现早期肺癌的重要手段,但是 CT 的广泛使用增加了辐

射相关的致癌风险<sup>[1]</sup>。因此,如何降低 CT 辐射剂量和保证图像质量是目前研究的热点。滤波反投影(filtered back projection, FBP)技术是普通 CT 机型所采用的标准 CT 重建技术,但它在降低辐射剂量的同时也导致图像伪影和图像质量下降<sup>[2-5]</sup>。本研究通过在 16 层 CT 机上使用一种新的重建技术——Karl 重建技术,旨在探讨这一技术在降低胸部 CT 扫描的辐射

作者单位:200031 上海,上海市徐汇区中心医院 中科院上海临床中心影像科(彭薇、杨利霞、许永华);201807 上海,上海联影医疗科技有限公司(李琛玮)

作者简介:彭薇(1981—),女,江西高安人,硕士,主治医师。主要从事工作 CT 和 MRI 影像诊断工作。

通讯作者:杨利霞, E-mail: lxyang@src.ac.cn

基金项目:上海市徐汇区卫生系统青年人才培养计划

剂量和保证图像质量方面的临床价值。

## 材料与方 法

### 1. 水模研究

使用上海联影医疗科技有限公司生产的 uCTS-160 16 层螺旋 CT 机,检测水模由亚克力密封器和水构成。扫描参数:120 kV,16i×1.2 mm,0.5 s/r,螺距 1,层厚 2 mm,矩阵 512×512,软组织算法,每次扫描范围相同,分别采用 9 种管电流(150、136、123、109、95、83、68、55 和 41 mAs,依次为 2~9 组),使辐射剂量从标准剂量(100%)逐渐降低至 90%、80%、70%、60%、50%、40%、30%和 20%。每次扫描均采用 FBP 和 Karl 两种方法进行图像重建。标准剂量(即管电流为 150 mAs)采用 FBP 重建的图像定义为 1 组,其它剂量采用 Karl 迭代重建算法(水平选 5)进行重建的图像依次定义为 2~9 组。

选取 3 个固定层面,分别测量不同剂量水平和重建方法下水模内的 CT 值及其标准差(SD 值,代表图像噪声),ROI 大小为 100 mm<sup>2</sup>。按照公式(1)计算图像的对比噪声比(CNR):

$$CNR = \frac{CTa - CTb}{SD} \quad (1)$$

其中,CTa 为水模的 CT 值,CTb 为背景组织(空气)的 CT 值,SD 为空气背景标准差。

### 2. 临床病例研究

将 2014 年 7 月—8 月在我院进行胸部 CT 检查的 100 例体检者纳入研究,其中男 61 例,女 39 例,年龄 32~75 岁。将研究对象随机分为两组,每组各 50 例,记录患者的身高、体重。排除标准:①身体质量指数 < 20 或 > 25 kg/m<sup>2</sup>;②孕妇;③不能配合屏气者。

受试者仰卧位,双臂上举,头先进,扫描期间保持屏气,扫描范围为胸廓入口至肋膈角水平。扫描参数:层厚 5 mm,0.8 r/s,150 和 83 mAs,其余参数与水模研究相同。对照组采用 120 kV、150 mAs(标准剂量)和 FBP 法重建(A 组);低剂量组采用 120 kV、83 mAs(50%标准剂量)进行图像采集,分别采用 Karl 迭代技术(B 组)和 FBP 法重建(C 组)。

记录每次扫描的 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),计算有效辐射剂量(effective dose, ED),转换系数 k=0.014。选取主动脉弓层面、气管分叉层面分别测量主动脉 CT 值及其标准差(SD),取平均值,并测量腋下或胸背部皮下脂肪的 CT 值作为背景噪声,感兴趣区(ROI)大小为 100 mm<sup>2</sup>。B 组和 C 组在进行数据测量时尽量保证所选取 ROI 的部位和大小一致。

图像质量的客观评价:按照公式(1)、(2)计算图像的信号噪声比(SNR)和对比噪声比(CNR):

$$SNR = \frac{\text{主动脉 CT 值}}{SD} \quad (2)$$

$$CNR = \frac{CTa - CTb}{SD} \quad (3)$$

公式中的 CTa 为主动脉 CT 值,CTb 为脂肪 CT 值,SD 为主动脉标准差。

图像质量主观评价:由两位有 8 年以上工作经验的放射科医师采用单盲法(即不知道 CT 扫描剂量和重建方法)进行评价。如有分歧,由第三位高年资放射科医师进行判断。分别采用肺窗(窗宽 1200 HU,窗位 -600 HU)和纵隔窗(窗宽 400 HU,窗位 40 HU)进行观察。根据欧盟委员会 CT 图像质量评价标准进行评分。1 分:图像质量优,解剖细节显示清晰;2 分:图像质量一般,但不影响诊断;3 分:图像质量差,不能诊断。

### 3. 统计分析

采用 SPSS 18.0 统计软件,所有测量数据以均数±标准差表示。对不同扫描剂量间图像噪声、SNR 和 CNR 的比较采用方差分析或 t 检验,同一剂量水平不同重建方法的比较采用配对 t 检验。

图像质量主观评价:采用 Manwhitney U 检验来分析 A 组和 B 组、A 组和 C 组间图像质量的差异。采用两配对样本 Wilcoxon 符号秩检验来分析 B 组和 C 组图像质量的差异。P<0.05 为差异有统计学意义。

两位放射科医师对图像质量评分的一致性检验使用 Kappa 分析,Kappa 值 ≥ 0.75 为一致性较好,0.40~0.74 为一致性中等,<0.4 为一致性较差。

## 结 果

### 1. 水模研究

图像质量的客观评价结果显示,CT 辐射剂量的降低会增加图像噪声和降低信噪比,使用 Karl 重建法能降低图像噪声、提高信噪比(图 1、2)。同一 CT 辐射剂量,Karl 重建图像噪声要低于 FBP 约 16.8%~24.5%,对比噪声比要高于 FBP 约 21.9%~28.7%。在辐射剂量降为 60%、50%标准剂量时,使用 Karl 重建图像的噪声和信噪比与标准剂量组比较差异无统计学意义(P>0.05)。

### 2. 临床研究

标准剂量组和低剂量组中受试者的基本临床资料及辐射剂量的测量值及统计分析结果见表 1。两组中受试者的年龄、性别、BMI 及扫描范围的差异均无统计学意义(P>0.05)。两组间 CTDIvol、DLP 和 ED 的差异均有统计学意义(P<0.001),标准剂量组的 ED 较低剂量组低 51.1%。

表1 受试者一般资料

指标	标准剂量组	低剂量组	t 值	P 值
年龄(岁)	54.06±5.93	53.52±3.69	0.55	0.586
性别(男/女)	32/18	29/21	0.378*	0.682
扫描长度(cm)	31.37±2.4	30.66±3.31	1.226	0.223
BMI	23.13±2.57	23.11±2.59	0.043	0.966
CDTI(mGy)	11.09±0.006	5.56±0.006	4756.7	<0.001
DLP(mGy·cm)	347.89±26.16	170.47±18.40	39.23	<0.001
ED(mSv)	4.87±0.37	2.38±0.26	38.94	<0.001

注: \* 为卡方值。

图像质量的客观评价及统计分析结果见表2、3。标准剂量 FBP 重建(A组)与低剂量 Karl 重建的图像噪声、SNR 和 CNR 的差异均无统计学意义( $P > 0.05$ ), B 组图像质量略优于 A 组。A、B 组的图像噪声、SNR 和 CNR 与低剂量 FBP 重建组(C组)比较, 差异有统计学意义( $P < 0.001$ ), A、B 组图像质量明显好于 C 组。同一辐射剂量水平, Karl 重建图像的噪声明显小于 FBP 重建, 而 SNR 和 CNR 明显高于后者, 同剂量水平 Karl 重建图像的质量明显优于 FBP 重建(图3)。

表2 各组图像质量的客观评价结果

组别	噪声(HU)	SNR	CNR
A 组	5.65±0.76	6.75±0.81	26.24±3.03
B 组	5.54±0.93	6.97±1.06	27.12±4.15
C 组	7.44±1.27	5.33±0.86	19.98±3.10

表3 各组图像质量比较的统计分析结果

两组比较	噪声(HU)		SNR		CNR	
	t 值	P 值	t 值	P 值	t 值	P 值
A 组与 B 组	0.627	0.532	-1.16	0.249	-1.202	0.232
A 组与 C 组	-8.528	<0.001	8.492	<0.001	10.215	<0.001
B 组与 C 组	-8.849	<0.001	8.499	<0.001	9.736	<0.001

图像质量的主观评价: 两位阅片者在图像质量的主观评价中显示了良好的一致性(Kappa=0.76)。A 组中评分为1分者共50例, 2、3分均为0例; B 组中评分为1分者47例, 2分3例, 3分0例; C 组中评分1分为者30例, 2分20例, 3分0例。A、B、C 三组图像质量的评分值均 $\leq 2$ , 即图像质量可以诊断。A 组、B 组图像质量评分的差异无统计学意义( $P = 0.08 > 0.05$ ), A 组与 C 组、B 组与 C 组间图像评分的差异均有统计学意义( $P < 0.001$ )。

## 讨论

本组研究结果显示, 随着辐射剂量的降低, FBP 重建图像的噪声明显增加, 从而有可能会使某些解剖结构细节显示不够清晰, 从而影响医师的诊断。为了克服 FBP 重建的局限, 物理学家们引入了迭代重建的概念。在任何给定的辐射剂量下, 迭代技术通过迭代周期来优化图像质量, 根据不同的噪声水平来处理信号, 从而显著消除了重建图像的噪声和伪影。迭代重建中精确建模的数据采集系统(data acquisition systems, DAS)也可以提高图像质量, 尤其是当扫描剂量低、CT 系统接受的光子量不足的情况下。Karl 迭代重建技术是一种新的重建方法。

为了降低 CT 辐射剂量, 常采用降低管电压、管电流及使用自动曝光剂量调整技术等<sup>[6-7]</sup>。通过调节管电压来降低辐射容易造成部分辐射被人体吸收, 产生射束硬化效应; 降低管电流只改变有效能量, 并且对 X 线穿透性影响较小。在增强 CT 或 CTA 检查中, 降低

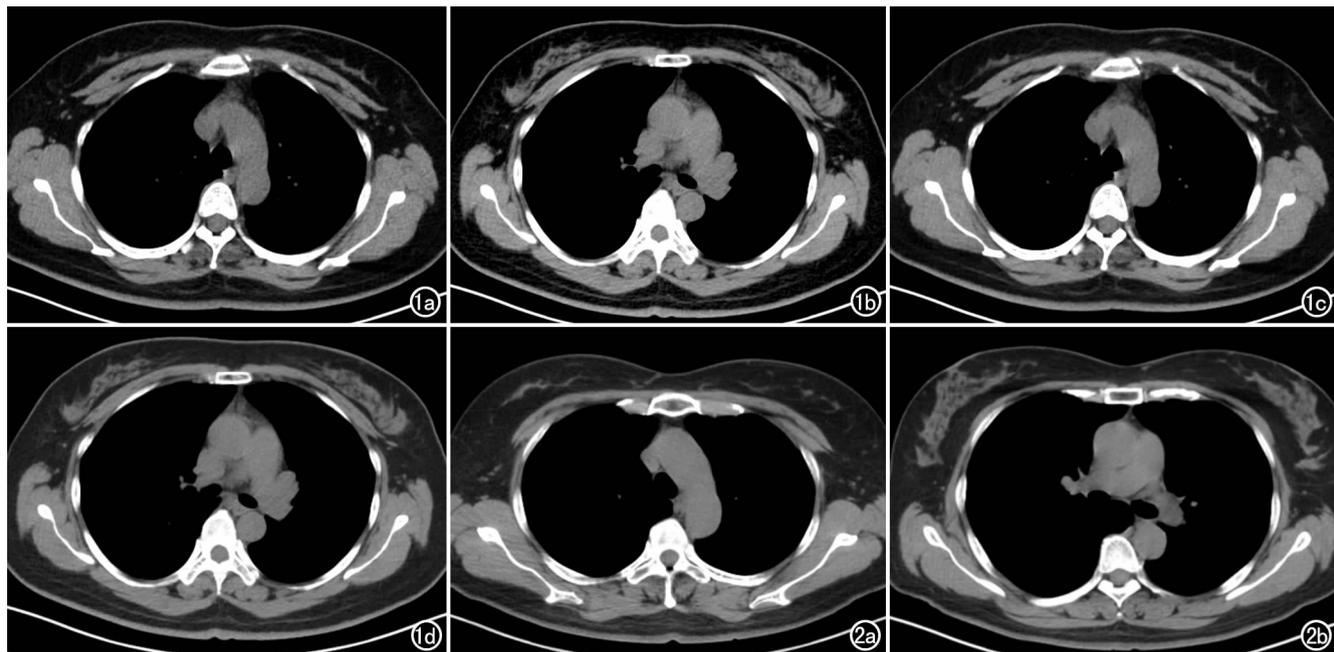


图1 低剂量组中同一例受试者的 CT 图像。a) FBP 重建主动脉弓层面; b) FBP 重建气管分叉层面; c) Karl 重建主动脉弓层面; d) Karl 重建气管分叉层面。图2 标准剂量组中同一例受试者的 CT 图像。a) FBP 重建主动脉弓层面; b) FBP 重建气管分叉层面。

管电压能增加碘对 X 线的吸收,因此降低管电压常使用于增强 CT 或 CTA 检查中<sup>[8-9]</sup>。本研究中主要对 CT 胸部平扫的辐射剂量问题进行分析,经综合考虑采用降低管电流的方法来降低辐射剂量。

本研究中,采用标准管电压 120kV 和逐渐降低的管电流的方法对水模进行 CT 扫描,每组辐射剂量都采用 FBP 和 Karl(水平选 5)两组方法重建。同一 CT 辐射剂量,Karl 重建图像噪声要低于 FBP 约 16.8%~24.5%,对比噪声比要高于 FBP 约 21.9%~28.7%。通过标准剂量 FBP 重建(1 组)与各低剂量组 Karl 重建(2~9 组)图像质量比较,发现在辐射剂量降为 60%、50% 标准剂量时,Karl 重建(5 组、6 组)图像质量与标准剂量 FBP(1 组)相似。根据以合理的方法尽可能达最低值(as low as reasonably achievable, ALARA)原则,在进行临床研究时,我们采用 50% 标准剂量,对应管电压为 120kV、管电流 83mAs。

本组临床试验结果表明,辐射剂量降低 51.1% 时,Karl 重建的图像质量与标准剂量 FBP 重建无明显差别。无论是图像客观评价(包括噪声、SNR 和 CNR)还是主观评价,A 组和 B 组均无明显差异,B 组图像质量略好于 A 组。同一辐射剂量水平下,无论是图像质量的客观评价还是主观图像,使用 Karl 重建均明显优于 FBP 重建。B 组图像质量客观评价及主观评价明显好于 C 组。同一辐射剂量水平使用 Karl 重建噪声下降 25.53%,SNR 提高 30.77%,CNR 提高 35.74%。文献报道,在胸部 CT 扫描中使用迭代重建能降低约 35%~40% 辐射剂量<sup>[10-11]</sup>。本组研究结果显示,在胸部 CT 平扫中 Karl 重建技术能在辐射剂量降低 51.1% 的情况下仍能保证图像质量。

迭代重建目前还没有取代传统的 FBP,主要原因是其需要 CT 机具有强大的计算能力,重建速度比较缓慢。但由于迭代重建算法的发展和提高、近几年来硬件技术的发展,使其临床应用逐渐成为现实。Hu 等报道,使用迭代重建技术的胸部 CT 扫描能在 1min 内完成,仍比 FBP 重建速度慢<sup>[10]</sup>。本研究使用 Karl 技术进行胸部重建的时间大约在 40~50s,在实际工作中是可以接受的。

相比较其他 CT 厂商仅将迭代重建技术使用在 64 排、128 排甚至 256 排高端 CT 机型中<sup>[10-13]</sup>,本研究中 Karl 技术运用于 16 排 CT 机,符合我国医疗资源分布,有利于迭代重建技术能在今后广泛运用于临床工作中。

本研究存在些不足:第一、BMI 指数限定在 20~25kg/m<sup>2</sup>,体型瘦或肥胖者未纳入本研究中;第二,Karl 重建水平设置为 5,未与其他重建水平的图像质

量进行对比。总之,在胸部 CT 平扫中,Karl 重建能有效降低辐射剂量,同时保证图像质量,值得临床应用。

#### 参考文献:

- [1] Brenner DJ, Hall EJ. Computer tomography—an increasing source of radiation exposure[J]. N Engl J med, 2007, 357(11): 2277-2284.
- [2] Singh S, Kala MK, Hsieh J, et al. Abdominal CT: comparison of adaptive statistical iterative and filtered back projection reconstruction techniques[J]. Radiology, 2010, 257(2): 373-383.
- [3] Mitsumori LM, Shuman WP, Busey JM, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction versus filtered back projection in the same patient: 64 channel liver CT image quality and patient radiation dose[J]. Eur Radiol, 2012, 22(1): 138-143.
- [4] Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, et al. Abdominal CT: comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients [J]. AJR, 2010, 195(3): 713-719.
- [5] Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-tube-voltage, high-tube-current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm—initial clinical experience [J]. Radiology, 2010, 254(1): 145-153.
- [6] Rizzo S, Kalara M, Schmidt B, et al. Comparison of angular and combined automatic tube current modulation techniques with constant tube current CT of the abdomen and pelvis [J]. AJR, 2006, 186(3): 673-679.
- [7] Kala MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization [J]. Radiology, 2004, 230(3): 619-628.
- [8] Nakayama Y, Awai K, Funama Y, et al. Abdominal CT with low tube voltage: preliminary observations about radiation dose, contrast enhancement, image quality, and noise [J]. Radiology, 2005, 237(3): 945-951.
- [9] Heyer CM, Mohr PS, Lemburg SP, et al. Image quality and radiation exposure at pulmonary CT angiography with 100- or 120KVp protocol: prospective randomized study [J]. Radiology, 2007, 245(2): 577-583.
- [10] Hu XH, Ding XF, Wu RZ, et al. Radiation dose of non-enhanced chest CT can be reduced 40% by using iterative reconstruction in image space [J]. Clinical Radiology, 2011, 66(11): 1023-1029.
- [11] Pontana F, Duhamel A, Pagniez J, et al. Chest computed tomography using iterative reconstruction VS filtered back projection (part 2): image quality of low-dose CT examinations in 80 patients [J]. Eur Radiol, 2011, 21(3): 636-643.
- [12] Utsunomiya D, Weigold WG, Weissman G, et al. Effect of hybrid iterative reconstruction technique on quantitative and qualitative image analysis at 256-slice prospective gating cardiac CT [J]. Eur Radiol, 2012, 22(6): 1287-1292.
- [13] 李琼, 刘士远, 于红, 等. 辐射剂量和迭代重建算法对肺部 HRCT 图像 CT 值影响的体模研究 [J]. 实用放射学杂志, 2013, 29(2): 283-285.