

FBP、ASiR 和 VEO 重建算法对腹部 CT 图像质量的影响

杨晶, 高艳, 李坤成, 李岩, 张秋杭, 杜祥颖

【摘要】 目的:探讨传统滤波反投影法(FBP),自适应统计迭代重建技术(ASiR)和基于模型的迭代重建(VEO)3种重建技术对常规剂量腹部薄层CT图像质量的影响。**方法:**采用GE Discovery CT750 HD对35例患者进行腹部常规剂量CT扫描。分别采用FBP、50%ASiR和VEO重建技术对原始数据进行0.625 mm薄层重建,并应用后处理台对图像进行质量评价分析。测量并比较肝脏、胰脏、脾脏、肾脏、髂内肌、子宫和前列腺等的噪声值、信噪比(SNR)、和对比噪声比(CNR)。重建图像的主观评价由3名有经验的影像医师采用盲法评价。**结果:**FBP、50%ASiR和VEO三组图像的肝脏噪声分别为 30.76 ± 5.79 , 21.89 ± 4.21 和 12.01 ± 1.79 , 50%ASiR和VEO组图像噪声分别较FBP组降低29%和61% ($P < 0.01$)。FBP、50%ASiR和VEO三组图像的肝脏组织的CNR分别为 7.53 ± 1.49 , 10.95 ± 2.57 和 16.85 ± 14.93 , 50%ASiR和VEO组图像CNR分别较FBP组提高46%和123% ($P < 0.01$)。FBP、50%ASiR和VEO三组图像的肝脏组织的SNR分别为 2.56 ± 0.79 , 3.70 ± 1.23 和 4.85 ± 1.91 , 50%ASiR和VEO组图像SNR分别较FBP组提高45%和89% ($P < 0.01$)。**结论:**与FBP重建算法比较,在相同剂量条件下,50%ASiR和VEO能显著降低腹部CT图像噪声并提高图像质量;其中VEO重建算法降噪及提高图像质量效果更为显著。

【关键词】 体层摄影术, X线计算机; 滤波反投影法; 自适应统计迭代重建; 基于模型迭代重建; 信噪比; 对比噪声比

【中图分类号】 R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)08-0893-05

Impact of reconstruction algorithms on image quality of routine dose abdomen CT: comparison of FBP, ASiR and VEO YANG Jing, GAO Yan, LI Kun-cheng, et al. Department of Radiology, Xuanwu Hospital of Capital Medical University, Beijing 100053, P. R. China

【Abstract】 Objective: To investigate the impact of different reconstruction algorithms, including filtered back projection (FBP), adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR) and model-based iterative reconstruction (MBIR, with VEO as its trade name) on image quality of the routine dose abdomen CT. **Methods:** Thirty-five patients who underwent nonenhanced abdomen CT examination were enrolled. Raw data were reconstructed with FBP, 50% ASiR and VEO algorithm respectively, and the reconstructed section thickness was 0.625 mm. Image noises were measured. Signal to noise ratio (SNR) and contrast-to noise ratio (CNR) of abdominal organ relative to abdominal fat were assessed. **Results:** The image noise of liver of FBP, 50% ASiR and VEO was 30.76 ± 5.79 , 21.89 ± 4.21 and 12.01 ± 1.79 , respectively. Compared with FBP, objective image noise reduced by 29% and 61% ($P < 0.01$) in images reconstructed with VEO and 50% ASiR. The CNR of liver to abdominal fat for FBP, 50% ASiR and VEO was 7.53 ± 1.49 , 10.95 ± 2.57 and 16.85 ± 14.93 , respectively. Compared with FBP, CNR of images reconstructed with 50% ASiR and VEO increased by 46% and 123%. The SNR of liver to abdominal fat for FBP, 50% ASiR and VEO was 2.56 ± 0.79 , 3.70 ± 1.23 and 4.85 ± 1.91 , respectively. Compared with FBP, SNR of images reconstructed with 50% ASiR and VEO increased by 45% and 89%. **Conclusion:** VEO and ASiR reconstruction techniques facilitate image noise reduction and image quality improvement compared with the current algorithms such as FBP, especially VEO technique.

【Key words】 Tomography, X-ray computed; Filtered back projection (FBP); Adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR); Iterative reconstruction (VEO); Signal to noise ratio; Contrast-to noise ratio

CT作为腹部检查的一种影像方法,以其方便、快捷越来越多的被应用于临床诊断。近几年中我国患者接受CT检查的年平均次数迅猛增加,辐射剂量的增加引起了放射防护部门和公众的密切关注,因此获得更加清晰的图像、让患者受到最小的辐射剂量是CT的发展趋势。

本研究通过采用滤波反投影(filtered back projection, FBP)、自适应统计迭代重建(adaptive statistical iterative reconstruction, ASiR)和基于模型的迭代重建(model-based iterative reconstruction, MBIR, 商品名“VEO”)3种重建方法,产生3组常规剂量腹部薄层(0.625 mm)CT图像,客观测量各脏器的噪声、信噪比(signal to noise ratio, SNR)、对比噪声比(contrast-to noise ratio, CNR),并对图像质量做主观评分,探讨上述3种重建算法对腹部薄层CT图像质量的影响,

总结出腹部 CT 的最佳重建模式,从而提高临床诊断水平。

材料与方法

1. 一般资料

搜集 2012 年 2 月—5 月本院行宝石 CT 普通腹部扫描的 35 例患者的影像资料,男 15 例,女 20 例,年龄 30~75 岁,平均 50 岁,所有患者均签署知情同意书。

2. 检查方法与图像重建

采用 GE Discovery CT750 HD (GE Healthcare) 扫描仪,常规腹部扫描模式。管电压 120 kV,管电流 50~500 mAs,球管转速 0.4 s/r,螺距 0.5,NI(噪声指数)10,重建层厚为 0.625 mm。扫描范围自膈顶至耻骨联合下缘。患者仰卧位屏气扫描。

原始数据的重建方法采用以下 3 种:第 1 种滤波反投影法,即 FBP 法;第 2 种自适应统计迭代重建法即 ASiR 法,由于临床长期以 FBP 方式重建,医疗工作者已经习惯于观看噪声多的 FBP 影像,因此我们采用的是 50%FBP 和 50%ASiR 相结合的重建方式,即 50%ASiR 图像,这种结合方式保证了一定程度上与原始 FBP 图像质量上的相似性,又提供了减少剂量的可能性;第 3 种基于模型统计迭代重建法,即 VEO 法。所有方法重建层厚都为 0.625 mm。

3. 图像评价

CT 图像的调阅、判读、测量都是在 GE ADW4.5 工作站进行。应用统一的窗宽和窗中心(窗宽 350 HU,窗中心 50 HU)测量评价。

CT 图像的主观评价:由三名有经验的影像医师应用盲法进行。主观评分法参考 Hopper 等^[1]的 5 级评分标准:优异 5 分,图像清晰细腻,无明显噪声,脏器内细小结构(如血管)显示边界锐利清晰;较好 4 分,噪声增多,图像尚清晰,细小解剖结构显示边界尚清晰;中等 3 分,噪声明显但可接受,细小解剖结构可见显示但边界不清;较差 2 分,噪声明显,超过可接受程度,细小解剖结构模糊显示,辨识困难;极差 1 分,噪声极明显,细小解剖结构不能辨识。

CT 图像的客观评价:测量三种重建模式下 35 例患者的肝脏、肾脏、腹主动脉、腹部脂肪(同层面),胆

囊、胰脏、髂内肌、膀胱的噪声值和 CT 值。其中 20 例女性患者和 15 例男性患者还分别测量子宫和精囊腺,前列腺的噪声值和 CT 值。测量范围大小数值统一为 6 mm² 的圆形,并且保证三种重建方式下同层面同位置测量。公式:

$$SNR \text{ 信噪比} = \frac{CT \text{ 值}}{SD \text{ 值}}$$

CT 值为所测量脏器的 CT 值,SD 为同层面腹部脂肪的背景噪声值

CNR 器官与腹部脂肪的对比噪声比 = (CT1 - CT2)/SD(CT1 为所测脏器的 CT 值,CT2 为同层面腹部脂肪的 CT 值,SD 为同层面腹部脂肪的背景噪声值)^[2]。

50%ASiR 重建图像与 FBP 图像相比,VEO 重建图像与 FBP 图像相比,SD 值减低率、SNR 增加率、CNR 增加率计算公式同前。

$$SD \text{ 值减低率} = \frac{SD(FBP) - SD(ASiR)}{SD(FBP)}$$

$$SNR \text{ 增加率} = \frac{SNR(ASiR) - SNR(FBP)}{SNR(FBP)}$$

$$CNR \text{ 增加率} = \frac{CNR(ASiR) - CNR(FBP)}{CNR(FBP)}$$

4. 统计方法

采用 SPSS 19.0 进行统计学分析。3 种重建模式图像质量主观等级评价、3 种重建模式下各器官的信噪比、各器官与腹部脂肪的对比噪声比以及噪声值和 CT 值的比较均采用方差检验。以 P<0.05 为差异有统计学意义。

结 果

1. 客观评价指标

通过对 35 例患者腹部 CT 常规扫描,经过 FBP、ASiR 和 VEO 法对原始数据的重建,得到 0.625 mm 厚的原始薄层图像(即没经过重组过程的图像)。经过对腹部各脏器同层面,同位置的数据测量、分析和计算,我们得到了在 3 种不同重建方式下的 SD 值(表 1),SNR 值(表 2),CNR 值(表 3)。

3 种重建模式下各器官的噪声值、信噪比及各器官与腹部脂肪的对比噪声比差异有统计学意义,SD(FBP)>SD(50%ASiR)>SD(VEO),SNR(FBP)<

表 1 3 种不同重建图像中各器官的 SD 值

器官	FBP	50% ASiR	VEO	50%ASiR 减低率	VEO 减低率	F 值	P 值
肝脏	30.76±5.79	21.89±4.21	12.01±1.79	28.83%	60.96%	164.56	0.000
脾脏	29.00±4.30	19.76±3.56	11.32±1.95	31.98%	61.03%	222.46	0.000
胰腺	33.50±5.26	23.47±4.17	13.75±2.06	29.98%	59.98%	202.70	0.000
肾脏	32.70±5.75	23.18±4.76	12.83±2.78	29.24%	60.84%	159.61	0.000
子宫	36.70±7.97	25.33±5.41	12.06±2.37	31.00%	67.15%	88.17	0.000
前列腺	42.10±12.45	27.46±8.58	14.21±8.36	34.79%	66.26%	31.31	0.000
髂内肌	42.10±12.45	21.96±3.89	14.86±4.44	31.52%	53.66%	120.86	0.000

表 2 3 种不同重建图像中各器官的 SNR 值

器官	FBP	50% ASiR	VEO	50%ASiR 增加率	VEO 增加率	F 值	P 值
肝脏	2.56±0.79	3.70±1.23	4.85±1.91	44.53%	89.45%	24.47	0.000
脾脏	2.21±0.83	3.15±1.24	4.17±1.77	42.53%	88.69%	19.32	0.000
胰腺	1.71±0.67	2.57±1.03	3.22±1.23	50.29%	88.03%	20.65	0.000
肾脏	1.58±0.71	2.29±1.06	3.07±1.55	44.94%	94.03%	14.91	0.000
子宫	1.09±1.15	1.98±1.74	2.85±2.54	81.65%	161.47%	4.57	0.000
前列腺	0.81±1.18	1.76±1.38	2.61±1.36	117.28%	222.22%	5.31	0.000
髂内肌	3.14±0.85	4.68±1.24	6.13±1.65	49.04%	95.22%	48.50	0.000

表 3 3 种不同重建图像中各器官的 CNR 值

器官	FBP	50% ASiR	VEO	50%ASiR 增加率	VEO 增加率	F 值	P 值
肝脏	7.53±1.49	10.95±2.57	16.85±14.93	45.42%	123.77%	10.30	0.000
脾脏	7.19±1.59	10.40±2.59	16.17±15.02	44.65%	124.90%	9.53	0.000
胰腺	6.68±1.49	9.82±2.48	15.22±14.94	47.00%	127.84%	8.68	0.000
肾脏	6.55±1.42	9.53±2.33	15.07±14.96	45.50%	130.08%	8.70	0.000
子宫	6.06±1.63	8.99±2.77	14.44±14.67	48.35%	138.28%	8.65	0.001
前列腺	5.88±1.60	8.49±2.42	13.62±15.09	44.39%	131.63%	7.10	0.001
髂内肌	8.11±1.79	11.93±2.87	18.13±14.99	47.10%	123.55%	11.68	0.000

SNR(50% ASiR) < SNR(VEO), CNR(FBP) < CNR(50% ASiR) < CNR(VEO), 见图 1。50% ASiR 及 VEO 两种不同重建方法与 FBP 比较各器官的噪声值减低率、SNR 和 CNR 增加率见表 1~3。

2. 主观评价

FBP 重建图像的评分为 (3.12±1.02) 分, 50% ASiR 重建图像的评分为 (4.22±1.02) 分, VEO 重建图像的评分为 (4.92±1.65) 分, 有统计学差异 ($P < 0.05$)。VEO 重建图像的主观评分优于 FBP 和 ASiR 的重建图像(图 2), 这与很多近期研究结果一致。尤其在观察微小病变如囊肿等, VEO 显示其边缘清晰度优于 ASIR, 并明显优于 FBP。

讨 论

以往 CT 的研究多关注扫描参数的优化、滤波器的使用、X 线束的调节或尽量减少暴露范围等方面, 较少涉及重建算法对图像质量的影响。CT 图像重建方式大概经过第一代的滤波反投影(FBP)。第二代是以第一代为基础, 经过噪声卷积核过滤, 牺牲了图像分辨率, 从而在一定程度上降低了图像噪声。这项技术自

从 1970 年以其简单方便, 高速快捷被临床认可并且得到广泛应用。但是这种以牺牲图像分辨率为代价的方法并没有为患者提供最好的影像, FBP 最明显的缺点就是噪声指数和辐射剂量都很高, 忽视了原始数据在获得过程中被量子噪声和电子噪声所影响的问题。相反, 甚至有时在它转换数据时, 放大了影像的噪声, 创造了直线条形状伪影和人工伪影, 掩盖了病理和有价值的诊断信息^[3]。第三代技术是迭代重建技术, 可以明显提高图像质量, 由于计算耗时, 只用于 PET 和 SPECT 图像重建。近年来计算机的计算能力大幅提升, 使这项技术可以用于 CT 扫描。自适应统计迭代方法(ASiR)和模型基础统计迭代方法(VEO)就是以迭代重建技术为基础的新的图像重建技术, 它们可以在降低患者的辐射剂量的同时又不损失图像质量。

ASiR 是基于噪声模型的数据空间的迭代重建, 研究始于 2008 年, 已经应用与临床。VEO 是基于 5 个模型的全迭代重建方式, 包括系统噪音模型、焦点 3D 模型、锥形束 3D 模型、微体素 3D 模型和探测器 3D 模型。它是世界上第一代基于统计学模型和迭代重建技术的图像重建方式, 现阶段还没有用于临床患



图 1 CT 横轴面薄层重建图像。a) FBP 重建图像, 肝的 SD 值为 30.76±5.79, CNR 值 7.53±1.49; b) 50% ASiR 重建图像, 肝的 SD 值是 21.89±4.21, CNR 值 10.95±2.57; c) VEO 重建图像, 肝的 SD 值是 12.01±1.79, CNR 值 16.85±14.93。



图2 冠状面薄层重建图像。a) FBP 图像, 主观评分为 3.12 ± 1.02 分; b) 50% ASiR 图像, 主观评分为 4.22 ± 1.02 分; c) VEO 图像, 主观评分为 4.92 ± 1.65 分。

者检查中,但是一些体模实验已经报道了它提高图像质量,降低噪声,减少辐射剂量方面的优势^[3-6],Mieville 等^[7]的结果显示 VEO 可以显示 FBP 和 100% ASiR 图像上不能显示的结构,与 ASiR 图像相比,VEO 显著降低噪声的同时还提高空间分辨力,在保证成像质量不变的同时可以降低 67%~86% 的剂量。

本研究结果显示,50% ASiR 和 VEO 重建模式图像中,肝脏、胰脏、脾脏、肾脏、髂内肌、子宫、和前列腺的噪声值均显著低于 FBP 重建图像,而信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR)均高于 FBP 图像。以前列腺为例,与 FBP 图像比较,50% ASiR 图像的 SD 减低率、SNR 提高率和 CNR 提高率分别 34.79%、117.28% 和 44.39%,而 VEO 图像的 SD 减低率、SNR 提高率和 CNR 提高率分别为 66.26%、222.22% 和 131.63%。这是由于前列腺在 FBP 重建模式中噪声值相比其他腹部各脏器是最高的,而经过 50% ASiR 和 VEO 重建模式分别重建后使噪声明显减少所造成的结果。因此我们可以说 50% ASiR 和 VEO 重建模式对扫描过程中产生噪声多的脏器的图像质量提高的更多。与 FBP 图像相比,ASIR 和 VEO 同时也提高了图像的空间分辨率,腹部各个脏器和病灶边缘更加清晰,VEO 和 ASiR 的主观评价分数分别为 4.92 和 4.22,而 FBP 为 3.12。尤其在观察微小病变时,如囊肿等,其边缘清晰度 VEO 优于 ASiR,明显优于 FBP。上述结果与很多文献^[8-15]的研究结果一致。

在临床应用上 ASiR 所需要的时间并没有影响临床的效率和重建时间,虽然在各种情况下并没有正式测量,但是据有关统计不超过 5 分钟^[8],本研究中不超过 2 分钟,这种重建技术已经投入到临床影像诊断使用中。但是 VEO 重建方式消耗时间长^[16],腹部 CT

重建时间普遍在 30 分钟至 1 个小时,不能满足我国 CT 检查患者多的现状,但是未来随着计算机水平的提高,VEO 计算速度的提高,这种高清晰度的重建方法将会投入到临床使用中来。综上所述,笔者推荐将 ASIR 技术作为我国现阶段临床首选的腹部 CT 检查图像重建技术。

本研究的不足之处:图像质量 5 分评分法不够客观,医师分析评判时可能带有一些主观因素,引起结果偏差,将在后续研究中加以改进。此外并没有对降低辐射剂量方面给予说明。上述不足之处有待在以后的研究中有更深一步的探讨。

总之,在常规剂量下,相比 FBP,VEO 和 ASiR 用迭代重建法均可不同程度地减少噪声,增加 CNR 和 SNR,提高图像质量,增加有用的诊断信息,有利于提高影像诊断的准确性。在降低噪声、提高图像质量方面,VEO 较 ASiR 更具明显优势;VEO 和 ASiR 这两种重建方法为进一步降低患者 CT 检查剂量提供了可靠保证。

参考文献:

- [1] Hopper KD, Kasales CJ, Eggli KD, et al. The impact of 2D versus 3D quantification of tumor bulk determination on current methods of assessing response to treatment[J]. J Comput Assist Tomogr, 1996, 20(): 930-937.
- [2] 宁培钢, 朱绍成, 史大鹏, 等. 高级迭代重建算法降低腹部 CT 剂量的潜能: 体模研究[J]. 中国医学影像技术, 2012, 28(12): 2243-2247.
- [3] Thibault JB. VEO CT model-based iterative reconstruction. GE Healthcare. http://www.gehealthcare.com/dose/pdfs/Veo_white_paper.pdf, 2012-11-26.
- [4] Knesaurek K, Machac J, Vallabhajosula S, et al. A new iterative reconstruction technique for attenuation correction in high-resolution positron emission tomography[J]. Eur J Nucl Med, 1996, 23(6): 656-661.

- [5] Wells RG, King MA, Simkin PH, et al. Comparing filtered back projection and ordered-subsets expectation maximization for small-lesion detection and localization in 67Ga SPECT[J]. J Nucl Med, 2000, 41(8):1391-1399.
- [6] Riddell C, Carson RE, Carrasquillo JA, et al. Noise reduction in oncology FDG PET images by iterative reconstruction; a quantitative assessment[J]. J Nucl Med, 2001, 42(9):1316-1323.
- [7] Mieville FA, Gudinchet F, Brunelle F, et al. Iterative reconstruction methods in two different MDCT scanners: physical metrics and 4-alternative forced-choice detectability experiments—a phantom approach[J]. Eur J Medical Physics, 2012(1):1-12.
- [8] Leipsic J, Nguyen G, Brown J, et al. A prospective evaluation of dose reduction and image quality in chest CT using adaptive statistical iterative reconstruction[J]. AJR, 2010, 195(5):1095-1099.
- [9] Leipsic J, Labounty TM, Heilbron B, et al. Estimated radiation dose reduction using adaptive statistical iterative reconstruction in coronary CT angiography: The ERASIR Study[J]. AJR, 2010, 195(3):655-660.
- [10] Prakash P, Kalra MK, Ackman JB, et al. Diffuse lung disease: CT of the chest with adaptive statistical iterative reconstruction technique[J]. Radiology, 2010, 256(1):261-269.
- [11] Yanagawa M, Honda O, Yoshida S, et al. Adaptive statistical iterative reconstruction technique for pulmonary CT: image quality of the cadaveric lung on standard- and reduced-dose CT[J]. Academic Radiology, 2010, 17(10):1259-1266.
- [12] 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.
- [13] Singh S, Kalra 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.
- [14] 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.
- [15] Hara AK, Paden RG, Silva AC, et al. Iterative reconstruction technique for reducing body radiation dose at CT: feasibility study[J]. AJR, 2009, 193(3):764-771.
- [16] 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, 2010, 195(3):649-654.

(收稿日期:2012-11-26 修回日期:2013-02-01)

医疗设备维修培训班长期招生通知

随着医疗行业的快速发展,大量高科技医疗设备在各级医院广泛使用,这些设备技术复杂,临床依赖度大、维修保养成本高昂。为保障设备正常运行、节约维修运行成本,医院迫切需要实用型维修技术人才。

医疗器械维修作为一个新兴的高科技工种,具备技术复杂、技能要求高、知识涵盖面广等特点,为满足社会需求、推进医疗器械维修技术发展,西安彩虹医械技术培训中心、西安职业技能教育研究院联合行业高级工程技术人员、院校专家学者共同合作,开展医疗器械的维修技术培训、实践技能实训。

西安职业技能教育研究院是由西安市劳动和社会保障局批准成立,专业从事于职业技能教育研究、新职业、新技能教学研发和教学管理咨询,也是西安市政府指定的高级技术工种的考核认证点之一。

培训中心位于西安航空学院医电专业主教学楼付一层,以技能实训为主要方式。实训设备包括螺旋CT、500毫安拍片机、600毫安胃肠机、彩超、黑白超、多参数监护仪、心电图机、全自动生化仪、麻醉机、呼吸机、激光相机以及编程器、集成电路在线测试仪、信号发生器等各种测试仪器上百台实验设备,聘请学院专家教授及10年以上医疗器械专业工程师进行授课,讲一学二练三,注重实践动手能力的培养,在社会上取得了良好的反应和口碑。

培训的详细情况可登陆医疗维修在线网站:<http://www.medical007.com>了解,学员也可根据自己情况选择单门维修培训,目前短期班培训项目只有CT。本次培训费用仅包括课程费用(聘请教授、工程师、教室使用、教材设备操作等);不包括食宿、考试认证费用。欢迎感兴趣的学员来电咨询。

联系人:王丽娟 联系电话:15114811667

邮箱:150378126@qq.com 在线QQ:150378126