

论 著

自动管电流调制技术结合量子降噪技术在MSCT肝脏多期增强扫描中的应用*

北京大学深圳医院医学影像科
(广东 深圳 518036)袁知东 石 桥 王成林
邓乾华 冯 飞 成官迅

【摘要】目的 评价肝脏MSCT多期增强扫描采用自动管电流调制技术并应用多种量子降噪技术(Q01、Q02、USO)降低图像噪声、提高图像质量的价值。**方法** 连续58例行肝脏MSCT平扫和增强扫描的患者纳入本研究。使用Toshiba Aquilion 16层CT, 管电压120kVp、机架旋转0.5秒/圈、螺距0.938、准直层厚1mm*16层、图像重建层厚7mm, 采用自动管电流调制技术, 目标噪声为10.0HU, CT机根据定位像扫描时获取的信息设置扫描时的管电流, 范围100-400mA。标准软组织算法分别在不使用、使用Q01、Q02和USO降噪技术时重建层厚为1、3、5、7、10mm的图像共20组。测量肝门层面肝右叶、腹主动脉、脾脏和前腹壁皮下脂肪的图像噪声并计算平均值。根据图像噪声、病变显示、诊断可接受度将图像质量分3级, 1mm图像增加三维后处理图像比较, 由CT副主任技师和副主任医师各1名进行双盲法评价。**结果** 图像噪声随着层厚的变薄而增加, 使用Q01、Q02、USO可不同程度的降低噪声, 提高图像质量, 层厚越薄噪声越大时降噪幅度越大。使用Q01、Q02和USO可使噪声分别下降3.1-5.8HU、4.5-8.3HU和5.5-12.6HU。层厚10mm不使用QD、7mm使用Q01、5mm和3mm使用Q02、层厚1mm使用USO可获得最佳的图像质量。**结论** 肝脏MSCT增强扫描采用自动管电流调制技术并根据层厚选择不同的量子降噪技术即可降低图像噪声又能提高图像质量。

【关键词】 自动管电流调制技术; 量子降噪技术; 多层螺旋CT; 图像噪声; 辐射剂量

【中图分类号】 R333.4

【文献标识码】 A

【基金项目】 深圳市科技研发资金项目(JCYJ20130402114431528), 深圳市医疗卫生科研项目(201303039)

DOI: 10.3969/j.issn.1672-5131.2016.07.024

通讯作者: 成官迅

The Value of Multi-Slice CT Automatic tube-current Modulation Technique Combine Multiple Quantum Denoising Techniques of Liver Multi-phases Contrast Enhanced Scanning*

YUAN Zhi-dong, SHI Qiao, WANG Cheng-lin, et al., Department of Medical Imaging, Peking University Shenzhen Hospital, Shenzhen 518036, China

[Abstract] Objective Retrospectively evaluate the value of liver multi-phases contrast enhanced scanning with Multi-Slice CT automatic tube-current modulation(ATCM) technique combine various quantum denoising techniques (Q01, Q02, USO) to decrease image noise and improve image quality. **Methods** Consecutive 58 patients performed liver multi-phases contrast enhanced scanning were enrolled this study. Toshiba Aquilion 16-slices CT, Tube Voltage 120kVp, gantry rotation time 0.5s/r, pitch 0.938, detector collimation thickness 1mm×16, image reconstruction thickness 7mm. The target image noise level of ATCM was 10HU and the machine automatically set the tube-current in scanning according to attenuated information of liver in scanogram, the dynamic range of tube-current was 100 to 400mA. Reconstructed total 20 groups images of 1, 3, 5, 7, 10mm images using standard soft tissue algorithm with no filter, Q01, Q02 and USO respectively. Measured image noise of right liver lobe at liver hilar plane, abdominal aorta, spleen and subcutaneous fat of front belly wall and calculated average value. Images were divided into 3 scales(excellent, good, poor) by one CT technologist and one radiologist with double blind method on the basis of image noise, lesion display, diagnostic acceptability. 1mm images were compared with additional three dimension post-processing images of VR, MPR, MIP and CPR. **Results** Image noise increased along with image thickness got thinner, using Q01, Q02 and USO decreased image noise in varying degrees and improved image quality, the thinner thickness, the higher image noise and the more degrees of noise decreasing. Image noise decreased 3.1-5.8HU, 4.5-8.3HU and 5.5-12.6HU by using Q01, Q02 and USO respectively. The best image quality acquired in 10mm image thickness without QD, 7mm with Q01, 5mm and 3mm with Q02, 1mm with USO. **Conclusion** Liver multi-phases contrast enhanced scanning with Multi-Slice CT automatic tube-current modulation technique combine various quantum denoising techniques (Q01, Q02, USO) according to image thickness can decrease image noise and improve image quality.

[Key words] Automatic Tube-current Modulation; Quantum Denoising Technique; Multi-Slice CT; Image Noise; Radiation Dose

肝脏MSCT多期增强扫描是诊断肝脏疾病最可靠的影像检查技术之一, 强大的三维后处理功^[1]能为诊断提供有力的依据, 临床应用越来越广泛, 但受检者所接受的辐射剂量也越来越受到重视。MSCT自动管电流调制(ATCM, Automatic Tube-Current Modulation)它根据受检者体型和受检部位的密度变化情况自动调整管电流, 实现了辐射剂量的个性化设置, 在保持图像质量(噪声)恒定的同时降低受检者的辐射剂量。ATCM受诸多参数的影响^[2], 扫描时通常设置较厚的图像层厚重建薄层图像, 需进行三维后处理重建1mm层厚图像时, 图像的噪声明显增加, 严重影响三维显示的效果, 如果ACTM按照薄层图像来扫描, 受检者所接受的辐射剂量会成倍增加。CT厂家开发出的量子降噪(QD, Quantum Denoising)技术可不同程度的降低图像噪声而提高图像质

量,尤其是薄层图像和三维后处理图像的质量。本文通过比较肝脏MSCT多期增强扫描不同层厚图像应用多种QD技术(Q01、Q02、US0)降低图像噪声的幅度和提高图像质量的程度,优化QD技术在MSCT肝脏增强扫描中的应用。

1 资料与方法

1.1 临床资料 2015年3月至2015年10月因怀疑肝脏疾患在本院Toshiba Aquilion16层CT上进行肝脏增强检查并能进行很好呼吸控制的58名受检者纳入本研究。研究获得北京大学深圳医院伦理委员会的批准,检查前口头告知每位患者并获知情同意。其中男性35名,女23名;年龄29~64岁,平均 (45 ± 16) 岁;身高 $1.58 \sim 1.76$ m,平均 (1.63 ± 0.35) m;体质量 $49 \sim 82$ kg,平均 (62 ± 16) kg。

1.2 CT检查技术 使用Toshiba Aquilion 16层CT进行肝脏平扫、动脉期、静脉期和延迟期扫描,检查前去除扫描范围内的金属异物。管电压120kVp、机架旋转0.5秒/圈、螺距0.9375、探测器准直层厚 $1\text{mm} \times 16$ 层、扫描准直野 400mm 、腹部标准软组织算法、图像重建层厚 7mm ,目标图像噪声水平 10.0HU 。采用ACTM技术CT机根据定位像扫描时获取的信息设置扫描时的管电流,范围 $100 \sim 400\text{mA}$ 。肝脏平扫图像采用标准软组织算法在不使用、使用Q01、Q02和US0降噪技术时分别重建层厚为1、3、5、7、 10mm 的图像共20组,测量每组图像的噪声并计算平均值。重建肝脏动脉期和静脉期在不使用、使用Q01、Q02和US0层厚为 1mm 的图像传至工作站(Vitrea2)进行VR、MPR、MIP和CPR等方法的三维后处理。

1.3 图像分析和处理 用标准差(SD)值来衡量图像噪声,测量兴趣区为直径 10mm 圆形。分别测量平扫图像肝门层面肝右叶、腹主动脉、脾脏和前腹壁皮下脂肪的图像噪声并计算平均值,对数据进行处理并用图表显示图像噪声降低的程度。观察动脉期、静脉期的薄层和三维图像,肝动脉、门静脉和肝静脉及其分支的显示程度,并根据图像噪声、病变显示、诊断可接受度将图像质量分3级(优、良、差),由CT副主任技师和副主任医师各1名进行双盲法评价。优:3分,图像无明显斑点和伪影,病变和血管及其分支显示平滑自然清晰;良:2分,有轻微斑点和伪影,病变和血管及其分支显示较清晰,不影响诊断;差:1分,斑点明显有轻微伪影,病变和血管及其分支显示较差,对诊断有一定影响。对评价有分歧的图像由评价医师和技师协商后达成一致意见。

2 结果

2.1 图像噪声与层厚的关系 与使用QD技术噪声下降的程度(表1)。噪声随着图像层厚的变薄而增加(图1),使用Q01、

Q02、US0均可不同程度的降低噪声,层厚越薄噪声越大降噪幅度也越大,其中Q01可使噪声下降 $3.1 \sim 5.8\text{HU}$ 、Q02可使噪声下降 $4.5 \sim 8.3\text{HU}$ 、US0可使噪声下降 $5.5 \sim 12.6\text{HU}$ 。

2.2 不同层厚图像分别使用Q01、Q02、US0降噪技术的图像质量评分(表2)。图像层厚 10mm 不使用QD的质量评分最高 (2.89 ± 0.21) 、图像层厚 7mm 使用Q01的质量评分最高 (2.78 ± 0.23) 、图像层厚 5mm 和 3mm 不使用Q02的质量评分最高 (2.81 ± 0.22) 和 (2.71 ± 0.23) 、图像层厚 1mm 使用US0的质量评分最高 (2.60 ± 0.27) 。

3 讨论

ATCM是目前临床上最成熟、应用最广的辐射剂量控制技术,在全身多个部位如胸部^[3]、颈部^[4]、心脏^[5]和腹部^[6]都有非常成熟的应用并取得良好的效果。它根据受检者体型、扫描部位、扫描层面和扫描方向上的密度变化情况自动调整管电流,在厚度较大密度较高的层面增加管电流输出,在厚度较小密度较低的层面降低管电流使采集到的不同层面

表1 图像噪声与层厚的关系与使用QD技术噪声下降程度对比(单位HU)

层厚	ORG	Q01	Q02	US0
10mm	8.82 ± 1.35	5.71 ± 1.13	4.35 ± 0.98	3.29 ± 0.87
7mm	10.15 ± 1.63	6.67 ± 1.32	5.07 ± 1.11	3.82 ± 1.02
5mm	11.75 ± 1.89	7.81 ± 1.49	6.07 ± 1.28	4.39 ± 1.15
3mm	14.15 ± 2.10	9.54 ± 1.68	7.53 ± 1.42	5.22 ± 1.29
1mm	19.75 ± 2.54	13.94 ± 1.87	11.46 ± 1.60	7.12 ± 1.43

表2 不同层厚图像分别使用Q01、Q02、US0降噪技术的图像质量评分表

层厚	ORG	Q01	Q02	US0
10mm	2.89 ± 0.21	2.67 ± 0.19	2.44 ± 0.27	2.13 ± 0.32
7mm	2.65 ± 0.18	2.78 ± 0.23	2.53 ± 0.20	2.30 ± 0.31
5mm	2.41 ± 0.15	2.63 ± 0.21	2.81 ± 0.22	2.56 ± 0.24
3mm	2.26 ± 0.25	2.48 ± 0.29	2.71 ± 0.23	2.53 ± 0.29
1mm	1.85 ± 0.38	2.13 ± 0.32	2.35 ± 0.28	2.60 ± 0.27

的图像噪声水平相对一致,实现了辐射剂量的个性化设置,在保持图像质量(噪声)恒定的同时降低和优化受检者的辐射剂量。

MSCT的最大优势体现在Z轴空间分辨力明显提高,回顾性重建薄层图像并进行三维后处理,增加解剖细节的显示并提高诊断的准确性。肝脏MSCT多期增强扫描经常需要重建亚毫米的图像来显示细小的肝动脉、门静脉、肝静脉和病灶供血动脉的细小分支^[7]。ATCM受管电压、螺距、重建算法、探测器准直层厚、重建图像层厚和噪声等诸多参数的影响,扫描时根据不同部位和目的常规设置较厚的层厚(7mm)。但图像噪声随着层厚的变薄而增加,尤其重建层厚达1mm时图像噪声明显增加(表1、图1),密度分辨力下降严重影响三维显示的效果,细小血管分支无法显示,图像质量评分明显下降(表2),部分图像已经不能满足诊断需求。根据公式和图2所示,辐射剂量(毫安秒)增加一倍,图像噪声下降至原来的70.7%(2的平方根的倒数倍),如果ATCM设置重建图像层厚为1mm、噪声水平10.0HU来扫描,受检者所接受的辐射剂量会增加至7mm层厚的4倍(图1示设置图像层厚7mm时重建层厚1mm图像的噪声为19.75HU)。

有研究^[8-10]证实噪声滤过软件技术可不同程度的降低图像噪声而提高图像质量,本研究发现量子降噪技术可不同程度的降低图像噪声而提高图像质量,Q01可使噪声下降3.1~5.8HU、Q02可使噪声下降4.5~8.3HU、US0可使噪声下降5.5~12.6HU。噪声随着图像层厚的变薄而增加,层厚越薄噪声越大降噪幅度也越大。在临床工作中图像噪声也并非越低越好,适度的噪声可保持图像的

锐利度和空间分辨力,受检者所接受的辐射剂量也相对较低;噪声太低图像过于平滑导致图像的锐利度和空间分辨力下降影响图像质量,层厚较厚的图像正是由于此原因而导致图像质量评分下降;薄层1mm图像Z轴空间分辨力明显提高,但噪声太大图像密度分辨力下降影响细小血管分支的显示,病灶边缘也会变得模糊不清,采用降噪程度最强的US0使噪声明显下降,密度分辨力提高而空间分辨力几乎不受影响,图像质量就有明显提高。在本研究中根据图像质量评分的统计分析,肝脏图像的噪声保持在6~9HU时图像质量评分最高,层厚10mm不使用QD技术的图像质量最好、层厚7mm使用Q01的图像质量最好、层厚5mm和3mm使用Q02的图像质量最好、层厚1mm使用US0的图像质量最好。因此在临床工作中应该有针对性的选择QD技术,如10mm图像不要使用QD技术,7mm图像使用Q01,5mm和3mm图像使用Q02,1mm图像使用US0。

综上所述,肝脏MSCT多期增强扫描采用自动管电流调制技术并根据图像层厚适应性应用不同级别的量子降噪技术(Q01、Q02、US0)可降低图像噪声、提高图像质量并降低受检者的辐射剂量,该方法有很高的临床应用价值,值得在临床上推广应用。

参考文献

- [1] 罗天友,史斌,李咏梅,等.肝脏螺旋CT动态增强扫描时肝动脉期肝实质一过性异常强化的研究[J].中华放射学杂志,2003,37(3):258-263.
- [2] 王倩,赵心明.多层螺旋CT自动管电流调制技术及应用进展[J].医学综述,2013,19(4):702-706.
- [3] 袁知东,刘鹏程,王成林,等.Z轴管电流调制技术降低多层CT胸部扫描辐射剂量的作用[J].中华放射学杂志,2008,42:1196-1120.

- [4] 袁知东,王成林,冯飞,等.Z轴管电流调制技术在多层螺旋CT颈部扫描中的应用[J].中国CT和MRI杂志,2012,10(3):95-98.
- [5] 何桂茹,刘晓蓓,王炜刘,等.ECG管电流调制技术在大体重前瞻性冠脉CTA序列扫描中的剂量研究[J].中国CT和MRI杂志,2014,12(2):44-46.
- [6] 马宇,周智鹏,邱维加.自适应迭代重建算法结合自动管电流调制技术在腹部CT低剂量应用[J].中国医学影像学杂志,2014,22(2):145-148.
- [7] 张龙江,宋光义,包颜明,等.肝脏血管解剖和变异的多层螺旋CT血管成像研究[J].中华放射学杂志,2005,39(9):963-967.
- [8] Takeshi Kubo, Yoshiharu Ohno, Shiva Gautam, et al. Shiva Gautam Use of 3D Adaptive Raw-Data Filter in CT of the Lung: Effect on Radiation Dose Reduction[J]. AJR, 2008, 191: W167-174.
- [9] Yumi Yanaga, Kazuo Awai, Yoshinori Funama, et al. Low-Dose MDCT Urography: Feasibility Study of Low-Tube-Voltage Technique and Adaptive Noise Reduction Filter[J]. AJR, 2009, 193: W220-229.
- [10] Mannudeep K. Kalra, Michael M. Maher, Michael A. Blake, et al. Detection and Characterization of Lesions on Low-Radiation-Dose abdominal CT Images Postprocessed with Noise Reduction Filters[J]. Radiology, 2004, 23(2): 791-797.

(本文图片见封二)

(本文编辑: 张嘉瑜)

【收稿日期】2016-06-07