

论 著

骨盆64排螺旋CT低剂量检查技术的研究

新乡医学院第三附属医院放射科
(河南 新乡 453003)

温琳峰

【摘要】目的 探讨64排螺旋CT的低剂量扫描技术及高级迭代重建技术对实现骨盆低剂量检查的意义。**方法** 将86例需行骨盆CT检查的患者随机分配到常规剂量组、低剂量组使用64排螺旋CT进行检查,低剂量组使用低剂量扫描技术及高级迭代重建技术进行CT扫描和原始数据重建,检查完后对两组所得图像进行成像质量和检查剂量的比较。**结果** 低剂量组的检查辐射剂量低于常规剂量组($t=82.34, P<0.05$),两组的成像质量没有差别($t=2.17, 2.58, P>0.05$)。**结论** 使用64排螺旋CT以低剂量技术进行骨盆CT检查是可行的,可在保证诊断质量的前提下明显降低检查辐射剂量。

【关键词】 骨盆; 64排螺旋CT; 低剂量

【中图分类号】 R445.3; R68

【文献标识码】 A

DOI: 10.3969/j.issn.1672-5131.2015.01.32

通讯作者: 温琳峰

The Study of Low-dose Scanning Technique with 64 Multidetector CT on Pelvic

WEN Lin-feng. Third affiliated hospital of xinxiang medical college radiology department. Xinxiang henan, 453003 china

[Abstract] Objective To explore the value of low-dose scanning technology and advanced iterative reconstruction technology using the 64 multidetector CT (64-MDCT) for achieving low-dose pelvic examination. **Methods** 86 patients were randomly assigned to the regular dose group and low-dose group to receive 64-MDCT pelvic examination, low-dose scanning technology and advanced iterative reconstruction technology were applied in low-dose group, image quality and exposure dose were compared. **Results** The exposure dose of low-dose group is lower than the regular dose group ($t=82.34, P<0.05$), there is no difference in image quality of the two groups ($t=2.17, 2.58, P>0.05$). **Conclusion** It is feasible to use the 64-MDCT examine patients in a low-dose way, and low-dose scanning technique can ensure the diagnostic quality and reduce the exposure dose.

[Key words] Pelvic; 64 Multidetector CT; Low Dose

骨盆CT检查可细致观察骶髂关节、髋关节、髌骨、耻骨等复杂解剖结构,对骨盆诸骨骨折、强直性脊柱炎、股骨头坏死等常见疾病的诊断有着重要意义,又因性腺这一对X射线最敏感的器官在其曝光范围之内,根据合理使用低剂量(as low as reasonably achievable, ALARA)原则^[1],应寻求最佳检查剂量来保护被检者。本研究在骨盆64排螺旋CT检查过程中使用低剂量扫描技术及高级迭代重建技术进行CT扫描和原始数据重建,旨在探讨骨盆64排螺旋CT低剂量检查的实现方法。

1 资料和方法

1.1 研究对象 选择2012年6月至2013年10月期间于我院骨科就诊,需进行骨盆CT检查的患者86名,其中初诊患者57名,复查患者29名,男性61例,女性25例,年龄19~73岁,平均(44±6)岁。所有患者均知情同意并签署知情同意书,随机分入常规剂量组和低剂量组进行CT检查,每组43例。

1.2 仪器和方法

1.2.1 仪器: 使用西门子SOMATOM Definition AS 64排128层螺旋CT扫描仪进行CT检查。

1.2.2 研究方法: 常规剂量组、低剂量组摄影条件见表1。低剂量组使用Care Dose模式进行扫描,扫描完毕后以高级迭代重建技术进行数据重建,常规剂量组则不使用这两项技术。记录每次扫描的平均容积剂量指数(CTDIvol)和扫描长度L,根据剂量长度乘积公式DLP(mGycm)=CTDIvol×L计算出DLP,根据公式平均有效剂量E(mSv)=DLP×K计算平均有效剂量E, K为转换系数0.014^[2]。计算四组检查剂量的平均值。扫描完毕后进行层厚1mm,层间隔1mm的重建,在后处理工作站进行多平面重建(MPR)等图像后处理,对两组扫描所得的横断面及MPR重建图像进行成像质量的比较。

1.2.3 图像质量的评分: 由2名高年资放射科副主任医师从解剖

表1 常规剂量组、低剂量组摄影条件

组别	kV	mA	层厚	螺距	矩阵	FOV
常规剂量组	120kV	220mA	5mm	0.8:1	512×512	350-380mm
低剂量组	120kV	100mA	5mm	0.8:1	512×512	350-380mm

表2 常规剂量组、低剂量组的检查剂量及成像质量评分结果

组别	CTDIvol (mGy)	扫描长度 (mm)	DLP (mGy·cm)	E (mSv)	MPR图像质量评分	横断面图像质量评分
常规剂量组	14.8±1.3	210±15.6	331.72±9.6	4.63±0.17	3.60±0.52	3.74±0.80
低剂量组	3.9±0.9	210±17.5	88.26±8.4	2.23±0.27	3.45±0.23	3.63±0.42
t值	85.31	3.17	85.41	82.34	2.17	2.58
P值	0.01*	0.89	0.00*	0.00*	0.64	0.78

“*”表示 $P < 0.05$

结构显示精细度、图像清晰度、密度分辨率、伪影及图像是否能满足临床诊断等方面进行主观评价,对评价者隐瞒患者的病史资料,对横断面图像及MPR重建图像质量采用4分制进行评分,根据影像质量控制的影像显示标准制订评分标准:1分,结构影像显示不清;2分,结构影像隐约可见;3分,结构影像可见;4分,结构影像清晰可见^[3]。评分大于或等于3分被认为符合临床诊断要求。

1.2.4 统计学处理:计量资料数据以均数±标准差($\bar{X} \pm s$)表示,使用SPSS13.0统计软件以两组独立样本的t检验比较两组扫描的CTDIvol、DLP、E值及图像质量评分。观察者间评分一致性的比较采用组内相关系数(ICC)^[4]进行判断。

2 结果

86名受检者中有骨折37例,股骨头坏死23例,强直性脊柱炎11例,髌骨致密性骨炎9例,无异常6例。两种检查方法所得图像均符合临床诊断要求,软组织与骨组织对比良好,软组织颗粒细腻,骨皮质及骨小梁结构显示清晰,骨皮质锐利骨、小梁清晰,无伪影(图1-4)。

常规剂量组、低剂量组的检

查剂量及成像质量评分结果见表2。观察者间的ICC为0.85(95% CI为0.87-0.93),观察者内的ICC为0.92(95% CI为0.89-0.94),可以认为2名阅片者之间和每名阅片者内的评分具有一致性。t检验结果显示两组间CTDIvol、DLP、E的差异有统计学意义($t=85.31$ 、 85.41 、 82.34 , $P < 0.05$),可认为低剂量组的检查辐射剂量低于常规剂量组;比较两组扫描所得的横断面及MPR重建图像的成像质量,t检验结果显示两组间图像质量评分的差异没有统计学意义($t=2.17$ 、 2.58 , $P > 0.05$)可以认为两组的成像质量没有差别。

3 讨论

骨盆形态不规则,解剖结构比较复杂^[5-7],64排螺旋CT作为CT检查技术的重要进展,以其快速扫描、高质量的三维重建在人体各部位、器官得到了广泛的应用。应用于骨盆检查时,患者只需仰卧位即可完成扫描,减少了摆放体位造成的痛苦,一次扫描完成后,可在后处理工作站进行多平面重建(MPR)等图像后处理,能精细的显示骨盆的骨质改变,为临床治疗措施的制定提供详尽的影像学资料。但与X线平片相比,其高剂量的X线辐射在给予患

者高质量影像图像的同时也在危害着受辐射人群的健康,使人们罹患癌症的几率大大增加^[8],尤其是骨科患者接受CT检查有日益广泛化的趋势,CT扫描给公众带来的集体剂量威胁越来越大,CT的低剂量研究有着重要的医学意义。

降低管电流、增加螺距、降低管电压是可用的降低辐射剂量方法,降低管电压,虽可使辐射剂量下降,但同时也降低了X线的质,使其穿透力下降,增加了辐射剂量吸收,增加螺距会降低图像z轴的空间分辨率,因此在扫描参数设置中通常保持管电压和螺距不变。目前CT低剂量研究和应用最多的是具有良好天然密度对比的组织和器官,如肺、鼻窦等,管电流降低主要影响低对比分辨率,使低对比组织(如脑、肝脏)的图像质量明显下降,而对高对比器官(如肺和骨)的作用则不明显^[9],这为本研究骨盆64排螺旋CT的低剂量检查参数选择提供了依据。

得益于对剂量风险的关注,CT的重建算法近年来发展尤为迅速。从重建算法应用的技术原理及对临床影像结果产生的影响角度,大体可以划分为四代:滤波反投影法(FBP)是第一代,应用广泛,但高质量的影像图像是以高

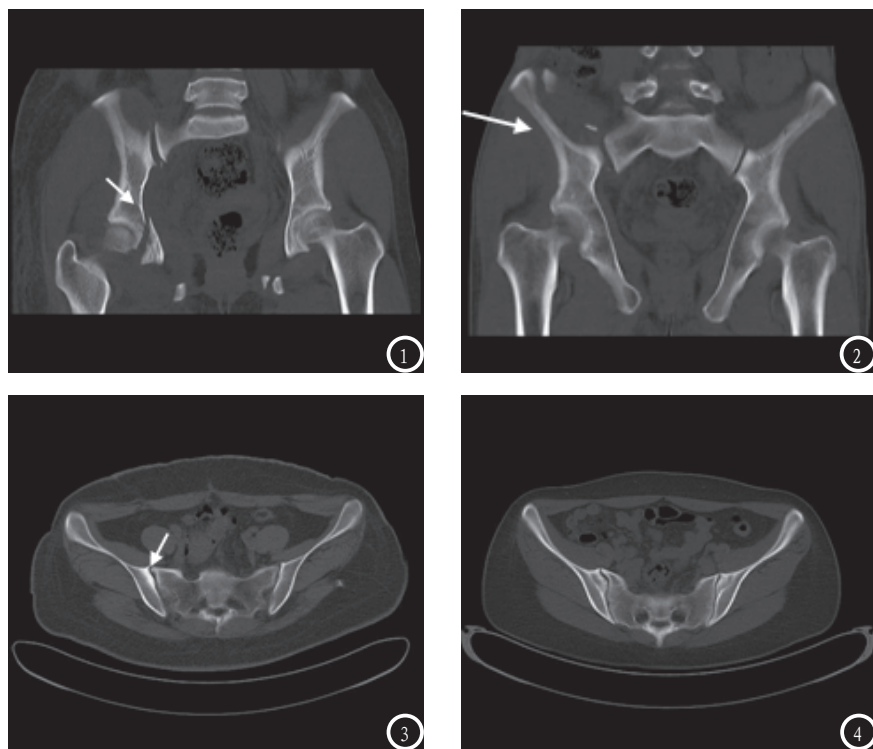


图1 男, 32岁, 低剂量组冠状重建图像, 可见软组织与骨组织对比良好, 骨皮质及骨小梁结构显示清晰, 右侧髌臼骨质断裂清晰可见(白箭)。图2 女, 37岁, 常规剂量组冠状重建图像, 可清晰观察右侧髌臼骨质断裂, 骨折块错位明显(白箭), 骨质结构观察细腻, 软组织与骨组织对比良好。图3 男, 42岁, 低剂量组横断面图像, 可清晰观察右侧髌臼关节面骨质硬化(白箭), 软组织与骨组织颗粒度细腻, 对比良好。图4 男, 28岁, 常规剂量组横断面图像, 软组织颗粒细腻, 与骨组织对比良好。

辐射剂量为代价获得的; 第二代为对FBP的改良, 它是在图像空间对噪声实施降噪, 以改善低剂量条广泛件下的图像质量。但由于仅在图像空间降噪并不能去除因低剂量下X射线有效光子减少造成的各种低光子伪影(主要是条带状伪影和偏心性伪影), 使得该方法降低剂量的效果有限, 并存在一定图像质量损失, 临床使用受限。第三代的基础迭代算法, 可以用较少的采样信息进行计算, 相对于FBP的大量采样算法来讲可以明显降低剂量。其特点是基于统计学原理进行数据空间和图像空间迭代运算, 但缺少完善的模型进行对比迭代运算, 因此容易造成噪声频率的改变和漂移, 在临床图像上会出现相应的蜡像状伪影(Plastic texture); 第四代的高级迭代重建技术可消除蜡像状伪影, 并采取解剖模型约束和加速重建过程, 提高图像分辨

率^[10], 本研究即以高级迭代重建技术为低剂量扫描的图像重建技术。

低剂量扫描在降低辐射剂量的同时, 图像质量也随之降低, 进而带来诊断质量降低的风险。相爱华等在螺旋CT低剂量扫描应用于育龄男女骨盆病变的研究中建议使用50mA进行骨盆低剂量成像^[11], 本研究在预实验中以50mA进行扫描后发现, 信噪比降低, 图像质量及对比度均有所下降, 即使通过调节窗宽和窗位也不能弥补图像质量的不足, 遂设置100mA进行低剂量扫描。与常规扫描相比, 本研究mA减少了55%, 结合高级迭代重建技术, 在不降低诊断质量的前提下, 低剂量扫描的平均有效剂量为常规扫描的48%左右, 检查剂量减少了52%, 这是低mA扫描技术和高级迭代重建技术共同作用的结果。与本研究类似, 汤振华在64层螺旋CT低

剂量扫描在骨盆外伤的研究中同样使用100mA技术进行扫描, 其CTDIvol下降约50%, 但管电流降低后信噪比降低, 通过调节窗宽窗位进行了弥补^[12]。本研究在预实验在不使用高级迭代重建技术的情况下以100mA技术进行扫描, 发现解剖结构尤其是软组织颗粒度增粗, 密度分辨率下降, 即使对窗宽窗位进行调整, 图像质量也无法得到根本性的改善, 而应用高级迭代重建技术后, 重建图像的软组织和骨组织颗粒度细腻, 有着良好的对比度, 骨小梁结构显示清晰^[13], 可以很好的满足骨折、骨病的诊断要求。

CT扫描的目的为发现病灶并明确诊断, 低剂量研究应以满足这两个条件为前提, 在优化扫描参数时需要根据临床实际来进行优化方法的选择。低剂量的概念自2006年新英格兰杂志系列文章的正式提出到现在已经进展到微剂量了, 但在实践中还处于概念阶段, 对于变异度极大的患者个体, 低剂量研究应是在多中心合作中设置一个系统性的方案, 无论是个体化方案还是标准方案都应以一个稳定的标准来执行^[14-15]。本研究显示, 100mA的低剂量扫描和高级迭代重建结合作为骨盆64排螺旋CT低剂量检查技术是可行的, 可在保证诊断质量的前提下明显降低检查辐射剂量, 对初诊和复查的患者都是比较好的选择。

参考文献

1. 田岚, 龚建平, 蒋震, 等. 低剂量摄影在骨盆数字化X线摄影的应用[J]. 临床放射学杂志, 2011, 30(2): 261.
2. 夏巍, 吴晶涛, 尹肖睿等. 数字合成体层成像低剂量特性在骨骼系统影像学中的研究[J]. 中华放射与防护杂志, 2012, 32(60): 657.

3. 吴慧钊, 张泽坤, 吴文娟. 无线平板探测器在四肢小关节X线摄影中的临床应用[J]. 中国医学影像学杂志, 2013, 21(6): 412.
4. 余红梅, 罗艳虹, 萨建, 等. 组内相关系数及其软件实现[J]. 中国卫生统计, 2011, 28(5): 497-500.
5. 宗兆文, 沈岳. 骨盆骨折并发症的诊疗进展[J]. 重庆医学, 2010, 39(9): 1088-1089.
6. 代飞, 王序全, 许建中, 等. C形臂引导下经皮骶髂螺钉固定治疗C型骨盆骨折[J]. 重庆医学, 2007, 36(11): 1026-1028.
7. 侍冬成, 吴蔚, 赵钢, 等. D-二聚体峰值变化与下肢骨折、骨盆骨折患者深静脉血栓的关系研究[J]. 重庆医学, 2011, 40(13): 1291-1293.
8. Ghoshhajra BB, Lee AM, Engel LC, et al. Radiation dose reduction in pediatric cardiac computed tomography: experience from a tertiary medical center[J]. *Pediatr Cardiol*, 2014, 35(1): 171-179.
9. 韩丽军. 多排螺旋CT低剂量扫描的临床应用进展[J]. 吉林医学, 2012, 33(8): 1664.
10. Fang R, Chen T, Sanelli PC. Tissue-specific sparse deconvolution for low-dose CT perfusion[J]. *Med Image Comput Comput Assist Interv*, 2013, 16(1): 114-21.
11. 相爱华, 国荣耀, 杨蕾, 等. 螺旋CT低剂量扫描在育龄男女骨盆病变中的应用研究[J]. 医学影像学杂志, 2009, 19(10): 1314-1315.
12. 汤振华. 64层螺旋CT低剂量扫描在骨盆外伤中的最优化应用[J]. 实用医技杂志, 2012, 19(6): 608-809.
13. J Noel PB, Renger B, Fiebich M. Does iterative reconstruction lower CT radiation dose: evaluation of 15,000 examinations[J]. *PLoS One*, 2013, 8(11): 567-569.
14. Dong X, Petrongolo M, Niu T. Low-dose and scatter-free cone-beam CT imaging using a stationary beam blocker in a single scan: phantom studies[J]. *Comput Math Methods Med*, 2013, 20(11): 631-639.
15. Christe A, Heverhagen J, Ozdoba C. CT dose and image quality in the last three scanner generations[J]. *World J Radiol*, 2013, 5(11): 421-429.

(本文编辑: 汪兵)

【收稿日期】2014-12-09

(上接第 91 页)

T2-mapping图根据软骨信号的色阶差异, 直观的显示软骨T2值分布特征, 显示常规序列膝关节软骨缺损病变的同时, 并可以定量分析邻近软骨T2值。本研究中正常组T2-mapping软骨色阶均匀, 轻度组、重度OA组关节软骨T2-mapping图色阶混杂, 直观的显示轻度OA组、重度OA组较正常组定量T2值的差异, 与国内外相关报道类似^[10, 11]。

本研究的局限性: 本研究样本含量相对较少, 且没有手术或病理组织学证实, 单纯应用T2-mapping技术评价关节软骨在目前阶段仍受诸多因素影响, 本研究仍然不可避免, 多种MRI成像技术如T1 ρ 成像技术、关节软骨延迟增强^[9]等的联合应用及大样本量的研究将会提高T2-mapping对OA诊断的准确性和重复性。

综上所述, 关节软骨磁共振T2-mapping是一种无创性关节软骨分子成像技术, 关节软骨的T2

值变化可以用来量化评估OA的软骨变化, 对临床早期诊断、治疗和评估OA疗效具有重要价值。

参考文献

1. Brittberg M, Winalski C S. Evaluation of cartilage injuries and repair[J]. *J Bone Joint Surg Am*, 2003, 85-A Suppl 2: 58-69.
2. Glaser C. New techniques for cartilage imaging: T2 relaxation time and diffusion-weighted MR imaging[J]. *Radiol Clin North Am*, 2005, 43(4): 641-653.
3. 周智洋, 单鸿, 邹学农, 等. 7.0T磁共振关节软骨T2弛豫时间图与量化分析的实验研究[J]. 中国医学影像技术, 2008, 24(2): 171-175.
4. Smith H E, Mosher T J, Dardzinski B J, et al. Spatial variation in cartilage T2 of the knee[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2001, 14(1): 50-55.
5. Watrin-Pinzano A, Ruau J P, Olivier P, et al. Effect of proteoglycan depletion on T2 mapping in rat patellar cartilage[J]. *Radiology*, 2005, 234(1): 162-170.
6. David-Vaudey E, Ghosh S, Ries M, et al. T2 relaxation time measurements in osteoarthritis[J]. *Magn Reson Imaging*, 2004, 22(5): 673-682.
7. 陈家祥, 宋桂芳, 马岩等. 退行性膝关节炎关节软骨损伤的MRI表现[J]. 中国CT和MRI杂志, 2008, 6(2): 55-57.
8. Raynauld J P. Quantitative magnetic resonance imaging of articular cartilage in knee osteoarthritis[J]. *Curr Opin Rheumatol*, 2003, 15(5): 647-650.
9. Li X, Benjamin M C, Link T M, et al. In vivo T(1rho) and T(2) mapping of articular cartilage in osteoarthritis of the knee using 3 T MRI[J]. *Osteoarthritis Cartilage*, 2007, 15(7): 789-797.
10. 胡娜, 张燕, 盛敏, 等. 基于磁共振分级的膝关节骨关节炎关节软骨T2图[J]. 中国医学科学院学报, 2011, 33(2): 169-174.
11. Kijowski R, Blankenbaker D G, Munoz D R A, et al. Evaluation of the articular cartilage of the knee joint: value of adding a T2 mapping sequence to a routine MR imaging protocol[J]. *Radiology*, 2013, 267(2): 503-513.

(本文编辑: 汪兵)

【收稿日期】2014-12-10