

低管电流联合多模型迭代重建技术对腰椎定量 CT 准确度的应用价值

蒋耀军 吴艳 张永高 董军强 刘杰 侯平 高剑波

450052 郑州大学第一附属医院放射科

通信作者:高剑波,Email:cjr.gaojianbo@vip.163.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2018.01.013

【摘要】 目的 通过模型研究,探讨低 mA 联合多模型迭代重建对腰椎骨密度(BMD)准确度的可行性。方法 应用 GE Revolution 原型机,在 5 种不同的剂量水平(管电压 120 kV,管电流 40、60、80、100 和 120 mA),对欧洲腰椎体模(ESP)进行扫描,并分别进行多模型数据迭代重建(ASiR-V)(权重 0、20%、40%、60%、80% 和 100%)。分别在 L1、L2 和 L3 正中间置感兴趣区(ROI),测量其 CT 值、噪声,并计算其对比噪声比(CNR)。采用单因素方差分析比较在不同剂量水平和不同迭代权重比例条件下的骨密度值。结果 容积 CT 剂量指数($CTDI_{vol}$)和剂量长度乘积(DLP)与管电流呈正相关关系($r=1$)。在不同辐射剂量、同一迭代权重下,ESP(L1、L2 和 L3)的 BMD 差异均无统计学意义($P>0.05$);在相同辐射剂量、不同的迭代权重条件下,ESP(L1、L2 和 L3)的 BMD 差异均无统计学意义($P>0.05$)。腰椎 BMD 准确度误差均在 6% 以内。结论 ESP 腰椎 BMD 进行重复性测量,120 kV、40 mA 低剂量条件下,不影响 BMD 准确度,实现腰椎定量 CT(QCT)的准确测量,并显著降低辐射剂量;同时,可以适当增加 ASiR-V 权重比例,降低图像噪声,提高图像质量。

【关键词】 定量 CT; 骨密度; X 射线计算机; 辐射剂量; 迭代重建

基金项目:国家自然科学基金联合基金项目(U1504821)

Application of low-tube current using adaptive statistic iterative reconstruction in the accuracy of spinal quantitative CT Jiang Yaojun, Wu Yan, Zhang Yonggao, Dong Junqiang, Liu Jie, Hou Ping, Gao Jianbo

Department of Radiology, First Affiliated Hospital of Zhengzhou University, Zhengzhou 450052, China

Corresponding author: Gao Jianbo, Email: cjr.gaojianbo@vip.163.com

【Abstract】 **Objective** To investigate the reproducibility and accuracy of spinal BMD (bone mineral density) by low mA using adaptive statistic iterative reconstruction based on phantom model. **Methods** European spine phantom (ESP) was scanned with 5 different tube currents (40, 60, 80, 100 and 120 mA) on the GE Revolution prototype. All data were transferred to the quantitative CT (QCT) PRO workstation for measuring the bone mineral density (BMD). And all data were reconstructed using different adaptive statistical iterative reconstruction veo (ASiR-V) weighting percentages from ASiR-V 0 filtered back projection (FBP) to ASiR-V 100%, at interval of 20%. Quantitative measurements of CT value, noise, and contrast noise ratio (CNR) of L1, L2 and L3 were measured in each group. The single-factor analysis of variance (ANOVA) was used to compare the bone mineral density values of different mA and ASiR-V weighting percentages. **Results** Volume CT dose index ($CTDI_{vol}$) and dose length product (DLP) were positively correlated with tube current ($r=1$). The BMD of ESP phantoms had no statistically significant differences among the multi-center lumbar spines L1, L2 and L3 at different doses under the same ASiR-V weighting percentages ($P>0.05$), as well as at the same dose under different ASiR-V weighting percentages ($P>0.05$). The error of bone density accuracy was within 6%. **Conclusions** Low dosage of 120 kV and 40 mA using ASiR-V without affecting the accuracy of BMD has the potential effect to reduce radiation dose without compromising image quality.

【Key words】 Quantitative CT; Bone mineral density; X-ray computed; Radiation dosage; Iterative reconstruction

Fund program: Joint Projects with National Natural Science Foundation of China(U1504821)

骨质疏松症可以通过无创性的骨密度 (bone mineral density, BMD) 检查进行诊断, 骨密度可反映骨强度的 75% 以上^[1]。近来研究显示, 中国 50 岁以上的男性和女性罹患骨质疏松症权重分别是 10.4% 和 31.2%^[2], 对骨密度检测的需求将会日益增高。目前, 在满足临床诊断影像质量前提下, 实现可合理达到的低剂量水平, 已成为骨密度测量联合低剂量 CT 扫描的研究热点。本研究的目的是利用内部“真实密度”已知的欧洲腰椎体模 (European spine phantom, ESP), 分别对多中心的腰椎定量 CT (quantitative CT, QCT) 骨密度进行重复性测量^[3], 对其在不同辐射剂量和不同迭代权重比例条件下的准确度进行评估, 探讨低管电流联合多模型迭代对 QCT 骨密度测量的准确性。

材料与方法

1. 研究对象: 选取同一个 ESP (编号为 No145, 德国 ORM 公司) 进行测量分析。它是一种模拟人体腰椎的体模, 可用来对骨密度测量仪器进行标准化和相互校准的, 对双能吸收测定法 (dual X-ray absorptiometry, DXA) 和 QCT 都适用, 也可用来进行日常的质量控制^[4]。ESP 是由环氧树脂制成的塑料加上其他各种成分达到水和骨等效的固体材料组成, 包含有 3 个松质骨密度不等的椎体。3 个椎体的松质骨的羟基磷灰石密度分别是 L1 (50 mg/cm³)、L2 (100 mg/cm³) 和 L3 (200 mg/cm³)^[3]。

2. 扫描方法与图像重建: 在 Revolution 原型机 (美国 GE 公司, Discovery HD e6) 上进行扫描。扫描方法: 管电压均为 120 kV, 管电流为 5 组 (40、60、80、100 和 120 mA)。重建方式: 各组均进行多模型迭代重建技术 (ASiR-V) (权重 0、20%、40%、60%、80% 和 100%) 数据重建。螺距为 0.984, 扫描层厚、层间距均为 5 mm, 重组层厚、层间距均为 0.625 mm, 采用标准算法进行图像重组。X 射线管旋转速度 0.5 s/圈, 矩阵 512 × 512, 显示视野 (display field of view, DFOV) 500 mm, 床高以初始化时所定的床高 (147 mm) 为准。由同一检查者重复进行 10 次扫描, 无需重新摆位, 扫描数据统一上传到骨密度工作站 (美国 Mindways 公司的 QCT PRO 工作站) 进行分析处理, 分别测出 ESP 各椎体松质骨 BMD。以上测量, 除非出现明显错误操作, 均使用工作站软件的自动功能, 如自动探测边界、自动生成感兴趣区 (ROI) 等。

3. ESP 图像的客观评价: 由 1 名工作 5 年以上

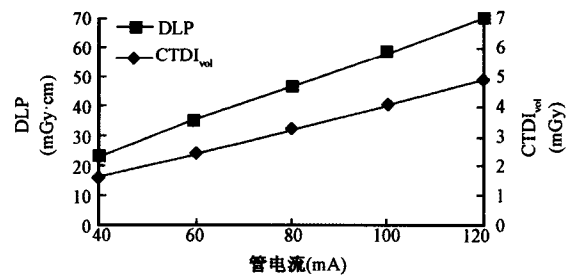
的影像科主治医师在 L1、L2 和 L3 中间置感兴趣区 (ROI), 圆形区域面积约占整个腰椎轴位图像的 2/3, 测量其 CT 值, 记为 CT1; 在相应腰椎的腹前方 (材质为水) 放置 ROI, 圆形区域面积处于腰椎和腹前方约 2/3, 测量其 CT 值, 记为 CT2, 其标准差作为图像背景噪声, 记为 SD。计算对比噪声比 (contrast noise ratio, CNR), $CNR = (CT1 - CT2) / SD$ 。

4. 辐射剂量: 容积 CT 剂量指数 (volume CT dose index, CTDI_{vol}) 和剂量长度乘积 (dose length product, DLP) 均由计算机自动得出。

5. 统计学处理: 采用 SPSS 21.0 统计软件对数据进行分析。采用单因素方差分析比较各组在不同 mA 和不同迭代权重比例算法的骨密度值。P < 0.05 为差异有统计学意义。

结 果

1. 120 kV 不同 mA 条件下 ESP 扫描的辐射剂量: 图 1 中 CTDI_{vol} 和 DLP 随 mA 的增加呈线性递增, 辐射剂量与管电流均呈正相关, 相关系数 r = 1。



注: DLP, 剂量长度乘积; CTDI_{vol}, 容积 CT 剂量指数; ESP, 欧洲腰椎体模

图 1 120 kV 不同 mA 下 ESP 扫描的 CTDI_{vol} 和 DLP 对比
Figure 1 Comparison of CTDI_{vol} and DLP of ESP scans at 120 kV under different mAs

2. 120 kV 不同管电流和不同迭代权重下腰椎的 BMD: 如表 1~3 中, L1、L2 和 L3 在不同管电流同一迭代权重下, ESP 的骨密度值差异均无统计学意义 (P > 0.05); 在相同管电流不同的迭代权重条件下, ESP 的骨密度值差异亦均无统计学意义 (P > 0.05)。

3. BMD 的准确度误差: 在不同管电流和不同迭代权重的条件下, 测量各个腰椎 BMD 误差和图像 CNR 如图 2 所示, L1、L2 和 L3 的 BMD 均在 6% 以内, 且在不同管电流不同迭代权重条件下, 变化幅度均较平缓。其中, 在测量 L1、L2 和 L3 的 ASiR-V 0 时, 随着 mA 的不断增加, 图像噪声均越来越低。

L1 时,120 mA 比 40 mA 的 CNR 提高了 70%;L2 时,提高了 378%;L3 时,提高了 68%。在 40 mA 条件下,随着迭代权重的比例不断提高,图像噪声明显降低,L1 时,ASiR-V 100% 比 0 的 CNR 提高了 346%;L2 时,提高了 331%;L3 时,提高了 334%。如图 3 为 40 mA,40% 迭代权重条件下,ESP(L1、L2 和 L3)的轴位图像。

表 1 不同管电流和不同迭代权重下 L1 的 BMD

Table 1 BMD at L1 under different mAs and different iterations

管电流(mA)	0	20%	40%	60%	80%	100%
40	49.73	51.96	52.09	51.82	51.96	52.18
60	50.46	50.97	51.39	51.31	51.06	51.39
80	49.75	50.12	50.37	50.69	50.78	50.81
100	50.27	50.58	51.05	51.06	51.05	50.69
120	51.63	51.13	51.66	51.95	51.39	52.02
F 值	1.31	1.44	1.95	1.26	0.76	2.05
P 值	0.28	0.24	0.12	0.30	0.56	0.10

注:L1. 松质骨密度为 50 mg/cm³;BMD. 骨密度

表 2 不同管电流和不同迭代权重下 L2 的 BMD

Table 2 BMD at L2 under different mAs and different iterations

管电流(mA)	0	20%	40%	60%	80%	100%
40	101.34	102.30	102.42	102.39	101.94	102.29
60	101.18	100.97	100.60	100.76	100.63	100.29
80	101.72	101.86	101.09	100.88	101.10	100.84
100	101.30	100.44	100.81	100.96	100.94	100.41
120	101.63	100.82	101.79	101.09	101.47	101.70
F 值	0.73	2.02	2.35	1.64	0.97	2.36
P 值	0.58	0.11	0.07	0.18	0.43	0.07

注:L2. 松质骨密度为 100 mg/cm³;BMD. 骨密度

表 3 不同管电流和不同迭代权重下 L3 的 BMD

Table 3 BMD at L3 under different mAs and different iterations

管电流(mA)	0	20%	40%	60%	80%	100%
40	189.99	189.78	189.26	190.18	190.90	190.62
60	191.95	191.98	192.39	192.69	192.54	192.60
80	190.09	191.35	191.36	190.67	192.05	191.99
100	191.07	191.45	191.58	192.24	192.49	192.17
120	190.16	190.23	189.68	190.73	190.72	190.85
F 值	1.59	1.13	1.99	0.91	2.22	0.84
P 值	0.19	0.36	0.11	0.47	0.84	0.51

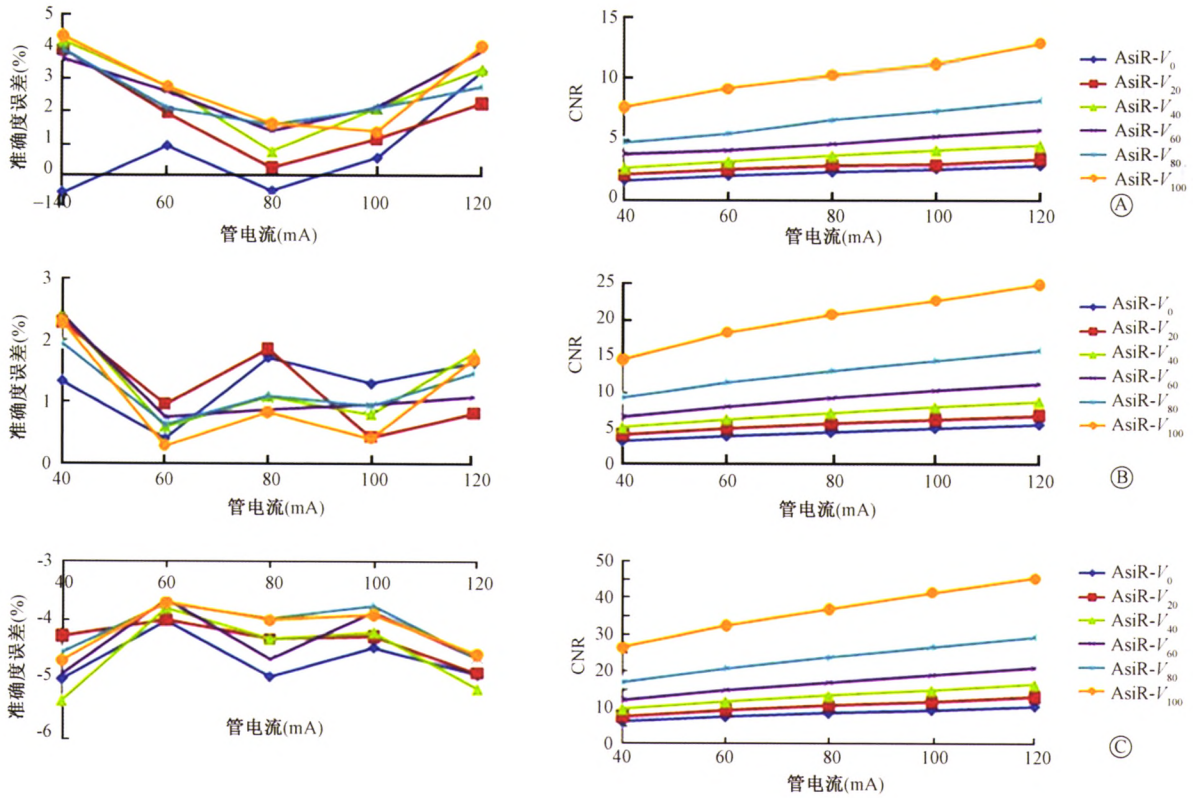
注:L3. 松质骨密度为 200 mg/cm³;BMD. 骨密度

讨 论

骨质疏松症常发于老年人和绝经后中老年女性,60 岁以上的老年人发病率超过 60%^[5],以骨折、腰背疼痛和丧失生活能力为主要表现。骨质疏松的检查方法最常用的是 DXA 和 QCT,DXA 是二维面积密度测量,且较易受患者体位影响;随着 CT 检查越来越普遍,QCT 测量骨密度具有敏感性高、准

确性好、重复性强且受骨体积影响小的优点,应用开始广泛^[6]。较 DXA, QCT 在骨密度测量上也存在辐射剂量较大的不足,所以如何在不影响骨密度准确度的前提下,低剂量研究成为 QCT 推广普及的重点。在满足临床诊断的影像质量前提下尽可能降低受检者的辐射剂量,或者是在辐射剂量不能降低的情况下,能最大限度地提供更多的影像诊断信息,使辐射剂量的价值最大化^[7-8]。按照辐射防护最优化原则(ALARA)要求,CTDI_{vol}的选择需要经过综合分析临床诊断目的和影像质量需求进行判断。CTDI_{vol}过高,说明对 CT 断层影像噪声水平抑制的要求过高,通过增加辐射剂量来提高影像质量;DLP 过大,说明扫描范围过大,从而导致总扫描长度的辐射剂量显著增加。牛延涛等^[9]报道,腰椎的 CTDI_{vol}为 25 mGy,低于国际原子能机构(IAEA)等组织给出的 35 mGy,更低于欧盟(EC)椎体外伤的 70 mGy。本院在 2015 年 9 月至 2016 年 3 月全国 CT 辐射剂量诊断参考水平调查中,腰椎辐射剂量 CTDI_{vol}平均为 18 mGy。本研究中,在 120 kV、40 mA 的低剂量条件下,CTDI_{vol}为 1.63 mGy,与本院腰椎常规辐射剂量相比降低了 91%,且骨密度测量满足临床诊断需求。本研究中,在体模实验中得到辐射剂量与管电流呈正相关,说明在保持管电压不变的情况下,降低管电流在骨密度测量时能降低辐射剂量,与胡敏霞等^[10]报道一致。

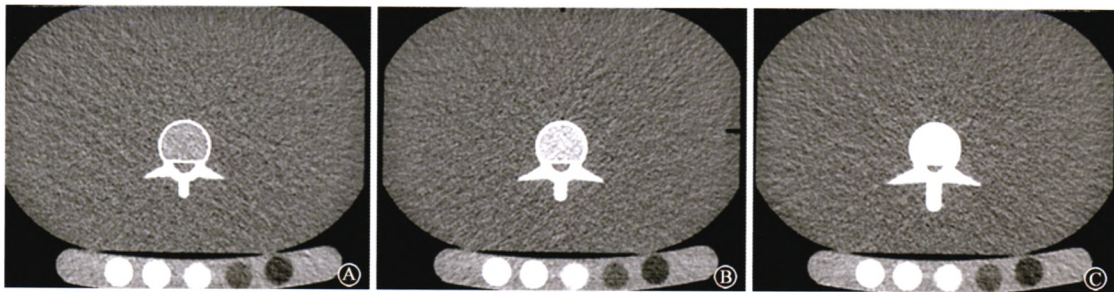
ASiR-V 是全模型实时迭代平台,结合了 ASiR 的实时重建优势和基于模型的迭代重建(model-based iterative reconstruction, MBIR)的多模型迭代优势,采用更为先进的系统噪声模型,同时纳入了被扫描物体模型和物理模型。ASiR-V 技术中光子噪声模型包括光子统计特性,重建图像噪声模型包括来源于广泛体模的和临床数据信息的被扫描物体特性。系统噪声模型主要用于降低噪声,提高低密度对比度,被扫描物体和物理模型可以减少图像伪影^[11]。在做低 mA 扫描时,图像噪声明显升高,图像质量明显下降,特别是腰椎,如何能使患者所受辐射剂量大幅度降低的情况下,又能满足临床诊断,成为业界关注的热点。与传统的 FBP 算法不同,ASiR-V 是美国 GE 公司最新推出的迭代算法,对低剂量 CT 降噪效果非常显著,而且可以明显增加 CNR,从而保证了在低剂量条件下获得良好的图像质量。本研究结果显示,在 120 kV、40 mA 扫描条件下,L1 的 ASiR-V 20%、40%、60%、80% 和



注: 松质骨密度 L1. 50 mg/cm³; L2. 100 mg/cm³; L3. 200 mg/cm³; CNR. 对比噪声比

图 2 腰椎在不同管电流和迭代权重下的准确度误差和 CNR A. L1; B. L2; C. L3

Figure 2 The accuracy error and CNR under different mAs and ASiR-V weighting percentages about lumbar vertebrae A. L1; B. L2; C. L3



注: 松质骨密度 L1. 50 mg/cm³; L2. 100 mg/cm³; L3. 200 mg/cm³; ESP. 欧洲腰椎体模

图 3 40 mA 和 40% 迭代权重条件下 ESP 的轴位图像 A. L1; B. L2; C. L3.

Figure 3 The axial images of ESP under 40 mA with 40% blending percentages A. L1; B. L2; C. L3

100% 比 FBP 的 SD 分别降低约 27%、42%、55%、67% 和 78%; L2 的 ASiR-V 20%、40%、60%、80% 和 100% 比 FBP 的 SD 分别降低约 25%、39%、55%、67% 和 78%; L3 的 ASiR-V 20%、40%、60%、80% 和 100% 较 FBP 的 SD 分别降低约 22%、38%、53%、66% 和 79%。本研究在欧洲体模扫描结果中发现, L1、L2 和 L3 在 40 mA 低剂量条件下, 骨密度测量保持准确, 另外和迭代权重比例没有关系。

陈祥述等^[3]报道骨密度越低的椎体 QCT 对其

测得精密度误差越高, 重复性越差。本研究的结果与 Adams 等^[2]认为松质骨为主的部位比皮质骨为主的部位骨密度的变化大体一致。本研究中发现, L1 准确度最大误差为 4.1%, L2 准确度最大误差为 2.4%, L3 准确度最大误差为 5.2%。L1 和 L3 的 QCT 对欧洲椎体模测量的准确度误差均在文献报导的 4% ~ 15% 的可接受范围内^[12-13], L2 的准确度更高, 也较平缓稳定, 满足临床上骨密度测量的要求。

本研究的局限性: 研究对象没有与 DXA 对比分

析;欧洲腰椎体模周围为水,没有仿真人体内的 CT 密度,无法进行图像主观评分,不能对比不同 ASiR-V 权重比例的图像质量。

综上所述,ESP 多中心的腰椎 QCT 骨密度进行重复性测量,120 kV、40 mA 低剂量条件下,不影响骨密度准确度,实现腰椎 QCT 的准确测量,并显著降低辐射剂量;同时,可以适当添加一定的 ASiR-V 权重比例,降低图像噪声,提高图像质量。

利益冲突 本研究具有独立性和科学性,作者间无利益冲突关系,本研究与商业机构间无财务往来

作者贡献声明 蒋耀军负责本文的数据测量分析和文章起草;吴艳、张永高、董军强负责研究设计和文章修改;高剑波负责文章审阅;刘杰、侯平负责 CT 技术指导和参数设计

参 考 文 献

- [1] National Osteoporosis Foundation. Osteoporosis: review of the evidence for prevention, diagnosis and treatment and cost-effective analysis[J]. Osteoporos Int, 1998, 8(Suppl 4):S3-S6.
- [2] Adams JE. Quantitative computed tomography[J]. Eur J Radiol, 2009, 71(3):415-424. DOI:10.1016/j.ejrad.2009.04.074.
- [3] 陈祥述,程晓光,彭俊红,等.采用欧洲腰椎体模对多中心腰椎定量 CT 的精密度和准确度评估[J].中国医学影像学杂志,2011,19(12):912-917. DOI:10.3969/j.issn.1005-5185.2011.12.010.
Chen XS, Cheng XG, Peng JH, et al. Assessment of precision and accuracy of spinal QCT in a multi-centre clinical research with a European spine phantom[J]. Chin J Med Imaging, 2011, 19(12):912-917. DOI:10.3969/j.issn.1005-5185.2011.12.010.
- [4] Kalender WA, Felsenberg D, Genant HK, et al. The European spine phantom--a tool for standardization and quality control in spinal bone mineral measurements by DXA and QCT[J]. Eur J Radiol, 1995, 20(2):83-92.
- [5] 梁朝革,张国宁,王嘉,等.长宁区 50 岁以上人群髋部骨折的流行病学调查[J].中国骨与关节损伤杂志,2013,28(12):1122-1124. DOI: 10.7531/j.issn.1672-9935.2013.12.004.
Liang CG, Zhang GN, Wang J, et al. An epidemiological investigation of patients with hip fracture over 50 years old in Changning district[J]. Chin J Bone Joint Injury, 2013, 28(12):1122-1124. DOI: 10.7531/j.issn.1672-9935.2013.12.004.
- [6] Engelke K, Adams JE, Armbrrecht G, et al. Clinical use of quantitative computed tomography and peripheral quantitative computed tomography in the management of osteoporosis in adults: the 2007 ISCD Official Positions[J]. J Clin Densitom, 2008, 11(1):123-162. DOI: 10.1016/j.jocd.2007.12.010.
- [7] Mulken TH, Marchal P, Daineffe S, et al. Comparison of low-dose with standard-dose multidetector CT in cervical spine trauma[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2007, 28(8):1444-1450. DOI: 10.3174/ajnr.A0608.
- [8] Cody DD, Moxley DM, Krugh KT, et al. Strategies for formulating appropriate MDCT techniques when imaging the chest, abdomen, and pelvis in pediatric patients[J]. Am J Roentgenol, 2004, 182(4):849-859. DOI: 10.2214/ajr.182.4.1820849.
- [9] 牛延涛,张永县,康天良,等.成年人 CT 扫描中辐射剂量和诊断参考水平的探讨[J].中华放射医学与防护杂志,2016, 36(11):862-867. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2016.11.013.
Niu YT, Zhang YX, Kang TL, et al. Investigation of radiation dose and diagnostic reference levels in CT scanning for adult patients[J]. Chin J Radiol Med Prot, 2016, 36(11):862-867. DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2016.11.013.
- [10] 胡敏霞,赵心明,宋俊峰,等.64 层螺旋 CT 腹部扫描参数优化的初步研究[J].中华放射学杂志,2011,45(3):264-269. DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2011.03.008.
Hu MX, Zhao XM, Song JF, et al. Preliminary study of the optimization of abdominal CT scanning parameters on 64-slice spiral CT[J]. Chin J Radiol, 2011, 45(3):264-269. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2011.03.008.
- [11] Lim K, Kwon H, Cho J, et al. Initial phantom study comparing image quality in computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction and new adaptive statistical iterative reconstruction[J]. J Comput Assist Tomogr, 2015, 39(3):443-448. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000216.
- [12] Gluer CC, Engelke K, Lang TF, et al. Quantitative computed tomography (QCT) of the lumbar spine and appendicular skeleton[J]. Eur J Radiol, 1995, 20(3):173-178.
- [13] Guglielmi G, Gluer CC, Majumdar S, et al. Current methods and advances in bone densitometry[J]. Eur Radiol, 1995, 5(2):129-139.

(收稿日期:2017-08-02)