

低 kV 结合迭代重建在下肢动脉 CT 血管造影中的应用

李爱静 宋爱芹 潘宇宁 郑建军

315010 宁波市第二医院影像科(李爱静、郑建军);266200 即墨市中医医院放射科(宋爱芹);315010 宁波市第一医院影像科(潘宇宁)

通信作者:郑建军,Email:zhjjnb2@163.com

DOI:10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2016.06.014

【摘要】 目的 探讨低管电压联合自适应迭代低剂量(AIDR-3D)技术在下肢动脉CT血管造影(CTA)应用的可行性。方法 60例疑诊下肢动脉闭塞的患者按随机数字表法分为对照组(120 kV)和试验组(100 kV)各30例,采用Toshiba Aquilion ONE完成CTA。对照组采用传统滤波反投射法(FBP)进行重建,试验组采用FBP和AIDR-3D两种重建。分别比较两组的主观图像质量及血管内密度(VD)、噪声、信噪比(SNR)、对比信噪比(CNR)和剂量长度乘积(DLP)。结果 试验组DLP较对照组明显减低[(503.5±104.7)vs.(1099.4±151.7) mGy·cm, $t=15.7, P<0.05$]。FBP重建的试验组图像的VD和噪声明显高于对照组($t=-3.13, -3.61, P<0.05$)。AIDR-3D重建的图像噪声明显低于FBP重建图像($t=13.59, P<0.05$)。与对照组相比,AIDR-3D重建的试验组图像噪声明显减低($t=2.14, P<0.05$),而VD、SNR和CNR明显增高($t=-3.75, -4.19, -4.15, P<0.05$)。结论 在320排CT下肢动脉CTA检查中,100 kV联合AIDR-3D重建可提高图像质量,并大幅减低辐射剂量。临床试验注册 中国临床试验注册中心,ChiCTR-DPD-16008054。

【关键词】 下肢动脉; 迭代重建; 血管造影; 辐射剂量; 图像噪声

Application of low-tube-voltage combined with adaptive iterative reconstruction in lower extremity computed tomography angiography

Li Aijing, Song Aiqin, Pan Yuning, Zheng Jianjun

Department of Radiology, Ningbo No. 2 Hospital, Ningbo 315010, China (Li AJ, Zheng JJ); Department of Radiology, Jimo Traditional Chinese Medical Hospital, Qingdao 266200, China (Song AQ); Department of Radiology, Ningbo First Hospital, Ningbo 315010, China (Pan YN);

Corresponding author: Zheng Jianjun, Email: zhjjnb2@163.com

【Abstract】 Objective To investigate the feasibility of low-tube-voltage in combination with the three-dimensional adaptive iterative dose reduction (AIDR-3D) algorithm in performing lower extremity computed tomography angiography (CTA). **Methods** A total of 60 patients suspicious of lower extremity arterial occlusion were randomized into control group (120 kV, $n=30$) and experimental group (100 kV, $n=30$). The CTA was undertaken with a 320-row scanner (Toshiba Aquilion ONE), and the images was reconstructed with filtered back projection (FBP) algorithm in control group and FBP as well as the AIDR-3D algorithm in experimental group. The subjective image quality, vascular density (VD), noise, signal-to-noise ratio (SNR), contrast-to-noise ratio (CNR), and dose length product (DLP) were compared between two groups. **Results** The DLP was significantly lower in experimental group than that in control group [(503.5±104.7) vs. (1099.4±151.7) mGy·cm, $t=15.7, P<0.05$]. The images in experimental group with 100 kV and FBP protocol had significantly increased VD and noise ($t=-3.13, -3.61, P<0.05$) than that in the control. The images in experimental group with AIDR-3D had significantly lower noise and higher SNR and CNR than that with FBP ($t=13.59, 2.14, P<0.05$), also significantly lower noise and significantly higher VD, SNR, and CNR than that in the control ($t=-3.75, -4.19, -4.15, P<0.05$). **Conclusions** Low-tube-voltage (100 kV) combined with AIDR-3D reconstruction could significantly improve the image quality and reduce radiation dose in lower extremity CTA with a 320-row CT scanner. **Trial registration** Chinese clinical trial registry, ChiCTR-DPD-16008054.

【Key words】 Lower extremity; Iterative reconstruction; Computed tomography angiography; Radiation dose; Image noise

随着下肢动脉血管 CT 造影 (CTA) 在临床上的广泛应用,其对下肢血管扫描的快捷、准确、无创等优势得到了临床上广泛的认可^[1-2],在一定程度上取代了数字减影血管造影 (DSA) 的诊断及随访功能^[3-4]。但是由于下肢动脉 CTA 检查为大范围薄层扫描,受检者接受的辐射剂量会大幅度增加。目前患者所受电离辐射的致癌风险逐渐受到关注^[5],如何在能保证诊断信息量不丢失的情况下尽可能减少辐射剂量成为临床急需解决的问题。降低辐射剂量的主要方法是增大螺距、降低管电压和降低管电流等^[6-9]。辐射剂量与管电压的平方成正比,降低管电压可以显著地降低辐射剂量,但低管电压使 X 射线的穿透力下降,到达探测器的 X 射线光子数量减少,图像的噪声增加,从而影响图像质量。新近应用于临床的第 3 代适应性迭代降噪 (AIDR-3D) 重建技术可以有效地降低图像噪声,改善图像质量,在保证同样图像质量的前提下有效地减少辐射剂量^[10-13]。本研究通过比较低管电压 (100 kV) 联合 AIDR-3D 重建技术和标准管电压 (120 kV) 联合传统 FBP 重建技术的辐射剂量和图像质量,探讨低管电压联合 AIDR-3D 重建技术在下肢动脉 CTA 中应用的可行性,报道如下。

资料与方法

1. 一般资料:选择 2015 年 1—9 月临床疑有下肢动脉闭塞的 60 例患者行 CTA 检查。其中,男 35 例,女 25 例,年龄 45~83 岁,平均 (62.3 ± 15.3) 岁,患者体重 46~79 kg,平均体重 (59 ± 9.6) kg。其中间歇性跛行患者 23 例,下肢疼痛、肿胀、凉、麻木患者 26 例,足背动脉搏动消失患者 8 例,糖尿病患者 3 例。所有患者均无严重心肝肾功能不全及碘剂过敏史。本研究获得本院伦理委员会批准,所有患者均签署知情同意书。

2. 扫描设备及参数:所有患者均采用 320 排 CT (Aquilion ONE, 日本 Toshiba 公司) 进行自肾下腹主动脉至足底的扫描。患者采取仰卧位,足先进,

右肘中静脉留置 20 G 套管针,采用双通道高压注射器,以 4.0 ml/s 的注射速率团注 80 ml 对比剂 (优维显, 370 mg I/ml, 拜耳医药保健有限公司广州分公司),以相同速率追加生理盐水 30 ml。应用对比剂示踪法 (bolus tracking),在腹主动脉下端 (髂总动脉分叉上 1 cm 处) 选择感兴趣区 (ROI, 面积 100 mm²) 监测 CT 值,当 ROI 内 CT 值达到 250 HU 时,延迟 7 s 自动触发扫描。患者按随机数字表法分为对照组 (120 kV) 和试验组 (100 kV),每组 30 例。两组均采用自动毫安技术 (日本 Toshiba 公司),噪声指数 (NI) 设为 10。准直器 64 × 0.5 mm,螺距因子 0.828,旋转时间 0.35 s/圈,重组层厚 0.5 mm,重建间隔 0.25 mm,采用软组织函数 (FC8)。

3. 图像重建和后处理:对照组 (120 kV) 进行 FBP 算法重建,试验组 (100 kV) 分别行 FBP 及 AIDR-3D (50% AIDR) 算法重建。重建后的图像传送到后处理工作站 (Vitrea Fx 4.0) 进一步分析,图像处理包括最大密度投影 (MIP)、多平面重建 (CPR) 和容积再现 (VR)。

4. 图像质量评价

(1) 图像质量客观评价:考虑到下腹部至足部体厚分布差异较大,故每例患者在 11 处血管断面上测量以下层面血管的 CT 值 (图 1):髂动脉分叉上方 1 cm、两侧髂外动脉、股浅动脉、股深动脉、腘动脉、胫后动脉。ROI 面积根据实际情况尽可能大,但应避开血管壁及钙化。根据测量并计算平均值得到血管内平均强化 CT 值 (VD)。在这些数据的测量中,因为闭塞和狭窄的缘故无法得到所有截面的数据不计入计算。平均肌肉密度 (MD) 通过测量髂总动脉分叉上方 1 cm 两侧腰大肌中心 CT 值的平均值获得,ROI 面积为 12.5 mm × 12.5 mm。测量髂总动脉分叉上方 1 cm 水平腹主动脉的 CT 值,其标准差作为图像噪声。根据以下公式计算出信噪比 (SNR) 和对比噪声比 (CNR)。公式如下: $SNR = VD/N$; $CNR = (VD - MD)/N$ 。

(2) 图像质量主观评价:由两位副高以上职称

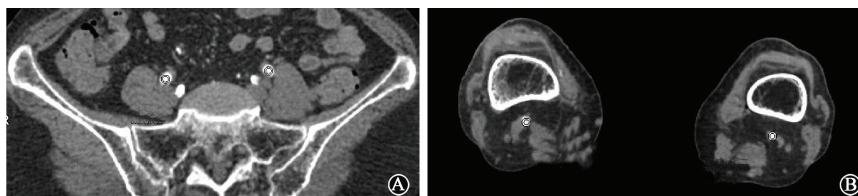


图 1 髂外动脉 (A) 和腘动脉 (B) 轴位图像

Figure 1 Image of (A) external iliac arteries and (B) popliteal arteries in the axial direction

的 CT 医师分别对所有患者的 VR、MIP、CPR 图像质量进行综合评价,下肢动脉自肾下腹主动脉至足背动脉按其自然分支将其分成 7 级^[3],图像的质量分为优、良、较差、差 4 级。4 分为优:无明显斑点和栅形伪影,6 级以上血管树等细微结构显示清晰;3 分为良:有轻度微斑点但无栅形伪影,6 级以上血管树等细微结构较清晰,不影响诊断;2 分为较差:斑点明显,有轻微伪影,6 级以上血管树等细微结构显示稍差,对诊断有影响。1 分为差:图像质量很差,无法观察血管。

5. 辐射剂量:由于下肢 CT 缺乏统一的转换系数^{k^[14]},本研究记录每例患者检查时根据扫描参数自动生成的剂量长度乘积(DLP)作为辐射剂量进行统计。本研究统计的辐射剂量不包括定位像和检测峰值时间的辐射剂量。

6. 统计学处理:计量资料用 $\bar{x} \pm s$ 表示。采用 SPSS 18.0 软件进行统计学分析,对年龄、体质指数(BMI)、扫描长度、扫描时间、辐射剂量、噪声、SNR、CNR 应用两独立样本 *t* 检验进行对比分析,组间图像质量主观评分之间的差异采用 Mann-Whitney U 秩和检验进行比较。应用 Kappa 检验判断 2 名评价者评分的一致性。Kappa 值为 0.81 ~ 1.00 时,表示吻合度非常强;Kappa 值为 0.61 ~ 0.80 时,表示吻合度较强;Kappa 值为 0.41 ~ 0.60 时,表示吻合度一般;Kappa 值 < 0.40 时,表示吻合度差。*P* < 0.05 为差异有统计学意义。

结 果

1. 一般资料和辐射剂量的比较:两组患者一般

资料、辐射剂量比较结果列于表 1。两组患者的年龄、BMI、扫描长度及扫描时间差异均无统计学意义(*P* > 0.05)。对照组和试验组的 DLP 分别为(1 099.4 ± 151.7)和(503.5 ± 104.7)mGy·cm,试验组辐射剂量明显低于对照组(*t* = 15.7, *P* < 0.05)。

2. 下肢动脉 CTA 图像质量评价

(1) 两组客观图像质量评价:图像质量客观评价中,因狭窄和闭塞的缘故对照组和试验组分别有 18 和 22 处测量点不计入计算。两组 3 条件重建客观图像质量评价结果列于表 2。由表 2 可知,两名观察者评分的一致性良好(Kappa = 0.82, *P* < 0.05)。在 FBP 重建条件下,试验组较对照组 VD 和噪声明显增高(*t* = -3.13、-3.61, *P* < 0.05),而 SNR、CNR 和主观质量评分差异无统计学意义(*P* > 0.05)。试验组, AIDR-3D 重建比传统 FBP 重建噪声降低 35% (*t* = 13.59, *P* < 0.05),而 SNR 和 CNR 分别增高 37% 和 38% (*t* = -5.55、-5.86, *P* < 0.05, 图 2)。与 120 kV 和 FBP 重建组相比, 100 kV 和 AIDR-3D 重建组,噪声明显减低(*t* = 2.14, *P* < 0.05); VD、SNR、CNR 明显增高(*t* = -3.75、-4.19、-4.15, *P* < 0.05)。

(2) 两组主观图像质量评价:在 FBP 重建条件下,对照组和试验组主观图像质量评分差异无统计学意义(*z* = -0.57, *P* > 0.05)。在 100 kV 条件下, AIDR-3D 重建组主观图像质量评分高于 FBP 重建组(*z* = -3.25, *P* < 0.05, 图 3)。同样, 100 kV 和 AIDR-3D 重建组主观图像质量评分高于 120 kV 和 FBP 重建组(*z* = -3.53, *P* < 0.05, 表 2)。

表 1 试验组和对照组的一般资料和辐射剂量($\bar{x} \pm s$)

Table 1 Patient demographics and radiation dose in test and control group($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	年龄(岁)	BMI(kg/m ²)	扫描长度(cm)	扫描时间(s)	DLP(mGy·cm)
对照组	30	62.08 ± 15.09	22.03 ± 1.59	114.59 ± 6.94	18.89 ± 1.78	1 099.4 ± 151.7
试验组	30	60.33 ± 16.88	22.56 ± 1.53	112.30 ± 7.63	18.53 ± 2.03	503.5 ± 104.7
<i>t</i> 值		-0.379	-1.143	0.955	0.390	15.700
<i>P</i> 值		0.707	0.259	0.345	0.698	< 0.05

注: BMI. 体质指数; DLP. 剂量长度乘积

表 2 各组间主观及客观图像质量($\bar{x} \pm s$)

Table 2 The subjective and objective image qualities between the groups($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	VD(HU)	噪声(HU)	SNR	CNR	主观图像质量评分
120 kV + FBP	30	480.3 ± 133.9	30.3 ± 11.0	16.6 ± 2.9	15.5 ± 2.9	3.2 ± 0.8
100 kV + FBP	30	582.3 ± 102.4 ^a	38.5 ± 6.2 ^a	15.5 ± 4.0	14.1 ± 3.7	3.1 ± 0.7
100 kV + AIDR-3D	30	575.0 ± 99.5 ^b	25.1 ± 5.8 ^{bc}	24.6 ± 9.7 ^{bc}	23.2 ± 9.4 ^{bc}	3.4 ± 0.7 ^{bc}

注: FBP. 滤波反投影法; AIDR-3D. 第三代适应性迭代降噪算法; VD. 血管密度; SNR. 信噪比; CNR. 对比噪声比。^a与 120 kV + FBP 相比, *t* = -3.13、-3.61, *P* < 0.05; ^b与 120 kV + FBP 相比, *t* = -3.75、2.14、-4.19、-4.15, *z* = -3.53, *P* < 0.05; ^c与 100 kV + FBP 相比, *t* = 13.59、-5.55、-5.86, *z* = -3.25, *P* < 0.05

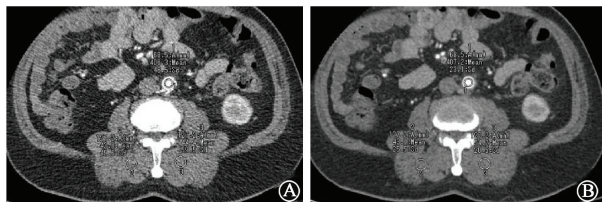


图 2 试验组图像(髂总动脉分叉上方 1 cm 处) A. 采用 FBP 重建; B. 采用 AIDR-3D 重建

Figure 2 Axial images at 1 cm superior to the iliac bifurcation in test group A. reconstruction with FBP; B. reconstruction with AIDR-3D

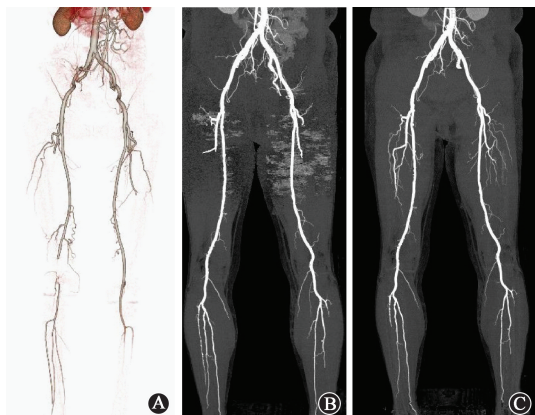


图 3 下肢动脉 CTA 图 A. 120 kV + FBP 的 VR 图;

B. 100 kV + FBP 的 MIP 图; C. 100 kV + AIDR-3D 的 MIP 图

Figure 3 CTA images of lower extremity artery A. Volume rendered image using 120 kV and FBP; B. MIP image using 100 kV and FBP; C. MIP image using 100 kV and AIDR-3D

讨 论

由于辐射剂量与管电压的平方成正比,现阶段使用低管电压是降低患者辐射剂量的有效方法^[5,15]。Oca Pernas 等^[15]使用 80 kV 管电压行下肢动脉 CTA 检查并与 100 kV 管电压扫描比较,发现降低了近 50% 的辐射剂量。Wintersperger 等^[16]使用 120 kV 管电压行腹-髂动脉 CTA 检查,并与 100 kV 管电压比较,减少了 33.7% 的辐射剂量,但 SNR、CNR 及图像质量无影响。本研究中,试验组辐射剂量较对照组降低了 54%,在同等管电压条件下,本研究 DLP 较低,原因可能是本研究采用了自动毫安秒技术和 320 排 CT 的大螺距所致。Leipsic 等^[17]认为,由于管电压的降低,增加了 X 射线与被检查体的光电效应,使不同密度组织间的吸收差别增大,提高了强化血管的 CT 值,也增加了对比度,但是降低管电压可使 X 射线的穿透力减低,造成到达探测器的 X 射线光子数量减少,导致重组图像的

噪声增加。尤其在下腹部由于 X 射线穿透力的下降,光子散射及衰减明显增加了图像噪声。在低管电压情况下,增高的血管信号强度,可对低管电压引起的图像噪声增高起到一个补偿作用而不影响图像质量。在本研究中,在相同 FBP 重建条件下,试验组 VD 和噪声明显高于对照组。但由于两者的相互补偿,SNR、CNR 和主观评分差异无统计学意义,与文献报道一致^[16]。

迭代算法的出现,可以进一步弥补低管电压带来的噪声增高问题。AIDR-3D 算法可以在低剂量扫描情况下可以通过多次的迭代和校正更新,重建出高质量和低噪声的图像,并对原始数据和重建图像都有效^[10-13]。本研究中,试验组中,经迭代重建处理后图像噪声减少了 35%,SNR 和 CNR 分别提高了 37% 和 38%,而主观质量评分也有所提高。由于噪声的减少,SNR 和 CNR 均有所提高,图像显示细节及分支血管的能力也得到提高,与 Yoo 等^[11]报道一致。本研究中,100 kV AIDR-3D 组图像噪声明显低于 120 kV FBP 重建组,而 SNR、CNR 和主观图像质量均增高。笔者认为在下肢动脉 CTA 检查中,迭代重建的补偿作用要大于管电压减低所引起的噪声增高。

由于 CTA 与 DSA 有很好的相关性,本研究的局限性在于病变的灵敏度特异性等方面缺乏 DSA 的对照,未能证实低剂量下肢动脉扫描在临床诊断方面的准确性,还有待于病例资料的完善和深入分析。

总之,在下肢动脉 CTA 检查中,100 kV 联合 AIDR-3D 重建算法可明显提高图像质量,降低图像噪声,并且使辐射剂量大幅度减低,值得临床推广。

利益冲突 本研究接受宁波市自然科学基金项目(2016A610140)和宁波市科技惠民项目(2016C51013)赞助。本人与本人家属、其他研究者,未因进行该研究而接受任何不正当的职务或财务津贴,并对研究的独立性和科学性予以保证

作者贡献声明 李爱静设计研究方案,收集数据后统计并起草论文;宋爱芹分析及数据统计;郑建军、潘宇宁指导、监督试验进行,并修改论文

参 考 文 献

- [1] Heijnenbrok-Kal MH, Koek MC, Hunink MG. Lower extremity arterial disease: multidetector CT angiography meta-analysis[J]. Radiology, 2007, 245 (2): 433-439. DOI: 10.1148/radiol.2451061280.

- [2] Napoli A, Anzidei M, Zaccagna F, et al. Peripheral arterial occlusive disease: diagnostic performance and effect on therapeutic management of 64-section CT angiography[J]. *Radiology*, 2011, 261(3): 976-986. DOI: 10.1148/radiol.11103564.
- [3] Willmann JK, Baumert B, Schertler T, et al. Aortoiliac and lower extremity arteries assessed with 16-detector row CT angiography: prospective comparison with digital subtraction angiography[J]. *Radiology*, 2005, 236(3): 1083-1093. DOI: 10.1148/radiol.2362040895.
- [4] 黄强, 王剑锋, 翟仁友, 等. 无创影像检查方法诊断糖尿病下肢动脉病变的价值[J]. *中华放射学杂志*, 2015, 49(1): 20-24. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2015.01.006.
Huang Q, Wang JF, Qu RY, et al. Diagnostic value of non-invasive imaging modalities to evaluate lower limb arterial disease associated with diabetes[J]. *Chin J Radiol*, 2015, 49(1): 20-24. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2015.01.006.
- [5] Utsunomiya D, Oda S, Funama Y, et al. Comparison of standard and low-tube voltage MDCT angiography in patients with peripheral arterial disease[J]. *Eur Radiol*, 2010, 20(11): 2758-2765. DOI: 10.1007/s00330-010-1841-4.
- [6] Mulkens TH, Bellinckx P, Baeyaert M, et al. Use of an automatic exposure control mechanism for dose optimization in multi-detector row CT examinations: clinical evaluation[J]. *Radiology*, 2005, 237(1): 213-223. DOI: 10.1148/radiol.2363041220.
- [7] Christner JA, Zavaletta VA, Eusemann CD, et al. Dose reduction in helical CT: dynamically adjustable z-axis X-ray beam collimation[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 194(1): W49-55. DOI: 10.2214/AJR.09.2878.
- [8] Goshima S, Kanematsu M, Nishibori H, et al. CT of the pancreas: comparison of anatomic structure depiction, image quality, and radiation exposure between 320-detector volumetric images and 64-detector helical images[J]. *Radiology*, 2011, 260(1): 139-147. DOI: 10.1148/radiol.11101459.
- [9] 郭濛, 葛英辉, 史大鹏, 等. 64层螺旋CT自动毫安技术对下肢动脉血管成像辐射剂量的研究[J]. *中华放射医学与防护杂志*, 2009, 29(6): 624-642. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2009.06.023.
Guo Y, Ge YH, Shi DP, et al. Feasibility study of automatic tube current modulation technique of 64-slices CT for reducing radiation doses of lower extremity arterial imaging[J]. *Chin J Radiol Med Prot*, 2009, 29(6): 624-642. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0254-5098.2009.06.023.
- [10] Tomizawa N, Nojo T, Akahane M, et al. Adaptive iterative dose reduction in coronary CT angiography using 320-row CT: assessment of radiation dose reduction and image quality[J]. *J Cardiovasc Comput Tomogr*, 2012, (6): 318-324. DOI: 10.1016/j.jcct.2012.02.009.
- [11] Yoo RE, Park EA, Lee W, et al. Image quality of adaptive iterative dose reduction 3D of coronary CT angiography of 640-slice CT: comparison with filtered back-projection[J]. *Int J Cardiovasc Imaging*, 2013, 29(3): 669-676. DOI: 10.1007/s10554-012-0113-6.
- [12] Goshima S, Kanematsu M, Nishibori H, et al. Image quality and radiation exposure in CT of the pancreas: 320-MDCT with and without adaptive iterative dose reduction versus 64-MDCT[J]. *Clin Radiol*, 2013, 68(11): 593-600. DOI: 10.1016/j.crad.2013.05.102.
- [13] Gervaise A, Osemont B, Lecocq S, et al. CT image quality improvement using adaptive iterative dose reduction with wide-volume acquisition on 320-detector CT[J]. *Eur Radiol*, 2012, 22(2): 295-301. DOI: 10.1007/s00330-011-2271-7.
- [14] Saltybaeva N, Jafari ME, Hupfer M, et al. Estimates of effective dose for CT scans of the lower extremities[J]. *Radiology*, 2014, 273(1): 153-159. DOI: 10.1148/radiol.14132903.
- [15] Oca Pernas R, Delgado Sánchez-Gracián C, Tardáguila de la Fuente G, et al. Comparison of image quality and radiation dose in computed tomography angiography of the peripheral arteries using tube voltage of 80 kV versus 100 kV[J]. *Radiología*, 2014, 56(6): 541-547. DOI: 10.1016/j.rx.2012.06.013.
- [16] Wintersperger B, Jakobs T, Herzog P, et al. Aorto-iliac multidetector-row CT angiography with low kV settings: improved vessel enhancement and simultaneous reduction of radiation dose[J]. *Eur Radiol*, 2005, 15(2): 334-341. DOI: 10.1007/s00330-004-2575-y.
- [17] 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 Am J Roentgenol*, 2010, 195(5): 1095-1099. DOI: 10.2214/AJR.09.4050.
- [18] 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]. *Phys Med*, 2013, 29(1): 99-110. DOI: 10.1016/j.ejmp.2011.12.004.
- [19] May MS, Wust W, Brand M, et al. Lell MM (2011) dose reduction in abdominal computed tomography: intraindividual comparison of image quality of full-dose standard and half-dose iterative reconstructions with dual-source computed tomography[J]. *Invest Radiol*, 2011, 46(7): 465-470. DOI: 10.1097/RLI.0b013e31821690a1.
- [20] 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. DOI: 10.1007/s00330-010-1991-4.