

## • CT 低剂量影像学专题 •

## 100 kVp 冠状动脉 CTA 检查的可行性研究

赵凯, 姜原, 郭小超, 胡娟, 邱建星, 王霄英

**【摘要】** 目的:探讨 100 kVp 冠状动脉成像的可行性。方法:将临床拟诊为冠心病、体重 $<80$  kg 的 101 例病例分别纳入 100 kVp 组( $n=65$ )和 120 kVp 组( $n=36$ ),均在 64 排螺旋 CT 上进行回顾性心电门控扫描。100 kVp 组管电压为 100 kVp,心电图自动管电流调制(峰值 400 mA);120 kVp 组管电压为 120 kVp,心电图自动管电流调制(峰值 500 mA),对比剂流率及用量均采用个性化给药方案。两组均使用自适应统计迭代重建技术(30%ASIR)。记录有效辐射剂量(ED)值及体型特异性剂量评估(SSDE)值。评估主动脉根部及冠状动脉主要分支(左主干、左前降支、左回降支、右冠支及后降支)的强化效果和图像质量(噪声、CNR 及 SNR),同时对图像质量进行主观评价。结果:100 kVp 组目标血管 CT 值均明显高于 120 kVp 组,差异有统计学意义( $P<0.05$ ),且 100 kVp 组(5.65 mSv)有效辐射剂量明显低于 120 kVp 组(12.66 mSv),差异有统计学意义( $P<0.05$ ),100 kVp 组较 120 kVp 组辐射剂量降低约 55.34%;100 kVp 组(29.68 mGy)的 SSDE 值较 120 kVp 组(70.34 mGy)降低 57.8%,差异有统计学意义( $P<0.05$ )。120 kVp 组的图像噪声高于 100 kVp 组( $P<0.05$ ),SNR 及 CNR 低于 120 kVp 组( $P<0.05$ ),两组之间的图像质量评分差异无统计学意义( $P>0.05$ )。结论:对于体重 $<80$  kg 的患者,采用 100 kVp 的低剂量扫描模式行冠状动脉成像,可以在大幅降低辐射剂量的同时获得满足临床诊断需要的图像。

**【关键词】** 体层摄影术, X 线计算机; 冠状动脉疾病; 辐射量; 图像处理, 计算机辅助

**【中图分类号】** R543.2; R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2013)05-0496-05

**Feasibility of the 100kVp coronary CTA** ZHAO Kai,JIANG Yuan,GUO Xiao-chao,et al. Department of Radiology,Peking University First Hospital,Beijing 100034,P. R. China

**【Abstract】 Objective:** To study the image quality and radiation dose of 100kVp and 400mA CT imaging in patients undergoing coronary CT angiography (CCTA). **Methods:** From september to december of 2011,One hundred and one patients suspected of coronary artery disease were scanned by 64-slice spiral CT with retrospectively ECG-gated reconstruct scan mode,whose body weight was less than 80kg. They were divided into 100kVp group ( $n=65$ ) and 120kVp group ( $n=36$ ). The patients in 100kVp group were scanned with 100kVp and ECG modulation tube current (peak current 400mA),while 120kVp group were scanned with 120kVp and ECG modulation tube current (peak current 500mA). Contrast medium injection rate and volume were personalized by patients' weight (370mg I/mL,mean 40mL). CT image raw data sets were reconstructed with ASIR composite at 30%. The effective radiation dose (ED) and size specific dose estimate (SSDE) of each patient were calculated. CT attenuation of the main vessels (proximal ascending aorta, LM, LAD, LCX, RCA, PDA) were measured and the image quality (noise,CNR,SNR) were estimated. Subjective evaluation was assessed by an experienced radiologist. **Results:** The mean CT attenuation of the measured vessels in 100kVp group was significantly higher than that in 120kVp group ( $P<0.001$ ). Patients in 100kVp group suffered an average effective radiation dose which was obviously lower than that in 120kVp group (5.65mSv vs 12.66mSv, $P<0.001$ ),with about 55.34% of reduction. As for the SSDE,the decline was 57.8% (29.68mGy vs 70.34mGy, $P<0.001$ ). Measured image noise was higher and calculated SNR and CNR in proximal ascending aorta were lower in 100kVp compared with 120kVp. There was no statistically significant difference in subjective image quality between the two groups ( $P=0.505$ ). **Conclusion:** To those whose body weights are less than 80kg,CCTA performed by 100kVp may obtain the diagnostic image quality with a reduction of more than half of the radiation dose.

**【Key words】** Tomography,X-ray computed; Coronary disease; Radiation dose; Image processing,computer-assisted

近年来,MSCT 各项技术发展迅猛,冠状动脉 CTA 以其良好的空间和时间分辨力、无创性、可快速准确评价冠状动脉狭窄程度等优势得到了广泛应用,为冠心病的诊断提供了可靠依据。但是,辐射剂量问

题也随之而来,由于冠状动脉 CT 血管成像(coronary computed tomography angiography,CCTA)产生了相对较高的辐射剂量,大大增加了患者发生辐射损伤的危险性。有报道指出,如果患者每增加 10 mSv 辐射剂量,致死率将增加 0.04%<sup>[1]</sup>。本研究旨在探讨在临床应用低辐射剂量 CCTA 的可行性,在保证图像质量、满足诊断要求的前提下降低辐射剂量。

作者单位:100034 北京,北京大学第一医院医学影像科

作者简介:赵凯(1988-),男,山东泰安人,博士研究生,主要从事心血管及腹部影像学研究工作。

通讯作者:邱建星,E-mail:qjx761225@126.com

## 材料与方法

### 1. 病例资料

搜集 2011 年 9 月—12 月于我院就诊的临床疑诊为冠状动脉病变的患者,所有患者均无常规冠脉 CT 检查禁忌症且全部签署知情同意书,体重均 < 80 kg。符合入组标准的病例依次纳入两组(100 kVp 组和 120 kVp),100 kVp 入组 65 例,120 kVp 组入组 36 例。如患者心率 > 70 次/分,于检查前 0.5~1.0 h 口服倍他乐克 25~50 mg,所有患者于检查前 5 min 舌下含服 0.25 mg 硝酸甘油。

### 2. 检查方法

CT 扫描采用 GE Discovery CT750 HD (Ge Healthcare, Milwaukee, USA) 扫描仪,采用回顾性心电门控技术,患者检查前均接受屏气训练。扫描范围自隆突下 1 cm 自左侧心膈角下 1 cm。100 kVp 组管电压为 100 kVp,管电流采用心电图自动管电流调制(峰值 400 mA),120 kVp 组管电压为 120 kVp,心电图自动管电流调制(峰值 500 mA),两组均采用 bolus tracking 技术,兴趣区设置于升主动脉根部,触发阈值 100 HU,延迟时间 5 s。两组均采用 30% 适应性统计迭代重建(adaptive statistical iterative reconstruction, ASIR)技术,75% R-R 间期重建。如图像质量不好,则重建多个不同 R-R 间期的图像,在遇到心律不齐时还可借助心电图编辑技术<sup>[2]</sup>。

增强扫描采用双筒高压注射器注入对比剂碘帕醇注射液(碘比乐, 370 mg I/mL)。所有入组患者均先注射对比剂,后以相同的流率注射生理盐水。对比剂、生理盐水量及注射流率均采用我院个性化给药方案,公式如下:注射流率(mL/s) = 患者体重(kg) × 0.07;对比剂剂量(mL) = 注射流率 × (曝光时间 + 3s);生理盐水剂量(mL) = 注射流率 × 5。

### 3. 图像后处理及数据测量

所有图像分析均在 GE AW 4.4 后处理工作站上进行。对每支血管进行容积再现(volume rendering, VR)、最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)、多平面重组(multiplanar reformation, MPR)、曲面重组(curve planar reformation, CPR)等重建。测量两组的主动脉根部、左主干(left main, LM)、左前降支(left anterior descending, LAD)、左旋回支(left circumflex, LCX)、右冠状动脉(right coronary artery, RCA)等大血管的 CT 值,其中 LAD、LCX、RCA 测量各血管的近端,避开钙化斑块和软斑块。

图像质量评价:①客观评价指标:测量图像的噪声、信噪比(signal noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast noise ratio, CNR)。在冠状动脉 CTA 轴面

图像上升主动脉起始部选取面积 100 mm<sup>2</sup> 的兴趣区,以 CT 值的平均值作为信号值,CT 值标准差作为图像噪声值,后者与前者的比值即为 SNR。以 LM 周围脂肪 CT 值作为对比信号值,主动脉 CT 值减去脂肪 CT 值再除以噪声即得出 CNR(图 1)。②主观评价指标:图像质量的评分标准采用改良 Likert 四分法<sup>[3]</sup>,忽略冠脉运动伪影、断层伪影等因素,仅考虑血管强化程度及诊断价值,并将其分为四个等级。图像质量主观评分的标准为:1 分,冠脉血管强化程度良好;2 分,冠脉血管强化程度较好;3 分,冠脉血管强化程度可;4 分,冠脉强化程度差,无法进行血管评估。图像主观评分为 1~3 分的,认为符合诊断要求;图像主观评分为 4 分的,认为不符合诊断要求。由一名有 15 年工作经验的放射科医师对最佳的 R-R 间期的 CT 图像质量进行主观评分,观察横轴面、MPR、CPR 及 MIP 图像。

所有病例仅计算注入对比剂扫描时的辐射剂量。容积剂量指数(CT dose index, CTDI)及剂量长度乘积(dose-length product, DLP)由扫描仪剂量报告提供,有效辐射剂量(effective dose, ED)根据公式 ED (mSv) = DLP × K 计算,其中 K 为换算因子,本研究取值 0.017 mSv/(mGy · cm)<sup>[4]</sup>。由于患者个体接收剂量与扫描机输出剂量及患者体型相关,现在国际上提倡使用体型特异性剂量评估(size specific dose estimates, SSDE),可以较准确地评估受检者所受的辐射剂量,具体换算参数参照 JM Boone 等<sup>[5]</sup>的报告。

### 4. 统计学分析

应用 SPSS 13.0 软件进行统计学分析。计量资料如年龄、体重、CT 值、噪声、SNR、CNR 及辐射剂量组间比较均采用独立样本 T 检验,主观图像质量评分采

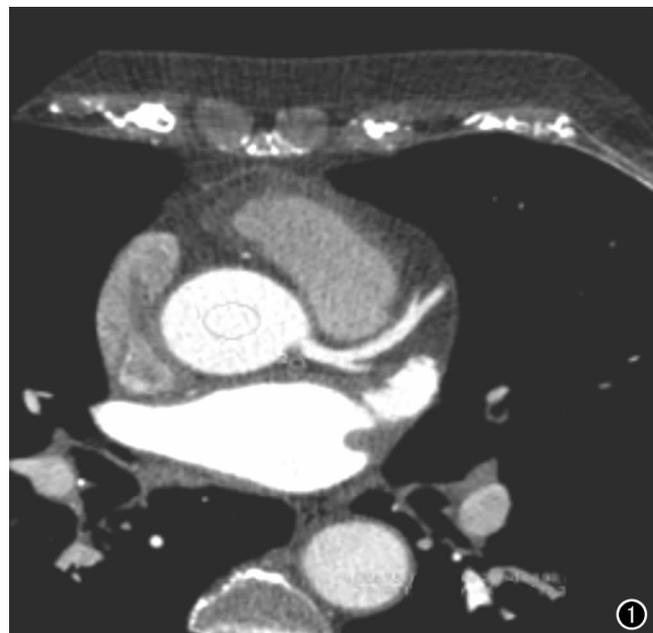


图 1 主动脉 ROI 的选择方法及 LM 周围脂肪 CT 值的测量。

用 Mann-Whitney U 检验,以  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 结果

经统计学分析,100 kVp 组和 120 kVp 组的患者在身高、体重、身体质量指数(body mass index, BMI)及对比剂用量上差异无统计学意义( $P > 0.05$ ,表 1),但两组之间 Z 轴扫描范围差异有统计学意义( $P < 0.05$ ),100 kVp 组明显高于 120 kVp 组。

表 1 两组患者一般资料比较

指标	100kVp 组	120kVp 组	t 值	P 值
身高(cm)	162.58±6.32	163.61±7.88	-0.714	0.477
体重(kg)	62.85±6.51	65.81±8.57	-1.798	0.077
BMI(kg/m <sup>2</sup> )	23.80±2.36	24.60±2.99	-1.375	0.174
对比剂用量(mL)	40.15±4.24	40.03±5.55	0.118	0.906
Z轴扫描范围(cm)	114.6±10.38	107.11±8.59	3.720	<0.001

100 kVp 组和 120 kVp 组的 ED 值分别为(5.65±0.60) mSv、(12.66±1.54) mSv,低辐射剂量组的 ED 值大幅减低,降低幅度约 55.4%,两组差异有统计学意义( $P < 0.05$ )。100 kVp 组的 SSDE 较 120 kVp 组降低约 57.8%,差异有统计学意义( $P < 0.05$ ,表 2)。

表 2 两组辐射剂量比较

指标	100kVp 组	120kVp 组	t 值	P 值
CTDI(mGy)	22.22±1.72	52.36±5.08	-34.50	<0.001
DLP(mGy·cm)	332.57±35.16	744.69±90.87	-26.15	<0.001
ED(mSv)	5.65±0.60	12.66±1.54	-26.15	<0.001
SSDE(mGy)	29.68±2.87	70.34±9.41	-32.12	<0.001

100 kVp 组的 CT 值明显高于 120 kVp 组,差异有统计学意义( $P < 0.05$ ,表 3)。100 kVp 组的冠脉血管与心包内脂肪之间的对比较 120 kVp 组更明显(图 2)。

表 3 各大血管的 CT 值比较

测量血管	100kVp 组	120kVp 组	t 值	P 值
主动脉根部	514.23±70.36	406.38±59.04	7.80	<0.001
LM	512.43±69.97	397.25±63.55	8.18	<0.001
LAD	491.63±75.77	387.35±60.11	7.11	<0.001
LCX	485.96±74.67	393.80±63.39	6.93	<0.001
RCA	497.50±88.80	387.49±62.98	7.23	<0.001
PDA	442.15±104.99	352.54±67.38	5.21	<0.001

两组的噪声、SNR、CNR 差异均有统计学意义( $P < 0.05$ ),100 kVp 组的图像噪声明显高于 120 kVp 组,SNR 和 CNR 明显低于 120 kVp 组(表 4)。经 Mann-Whitney U 检验,两组主观图像质量评分差异无统计学意义( $P > 0.05$ ,表 5)。

表 4 客观图像质量评分比较

指标	100kVp 组	120kVp 组	t 值	P 值
噪声	56.26±10.69	24.38±8.24	15.51	<0.001
SNR	9.21±1.96	18.69±7.16	-7.79	<0.001
CNR	10.70±2.23	22.64±8.72	-8.01	<0.001

表 5 主观图像质量评分比较 (例)

组别	1 级	2 级	3 级	4 级	合计
100kVp 组	59	5	1	0	65
120kVp 组	34	2	0	0	36

注:经 Mann-Whitney U 检验, $Z = -0.667, P = 0.505$ 。

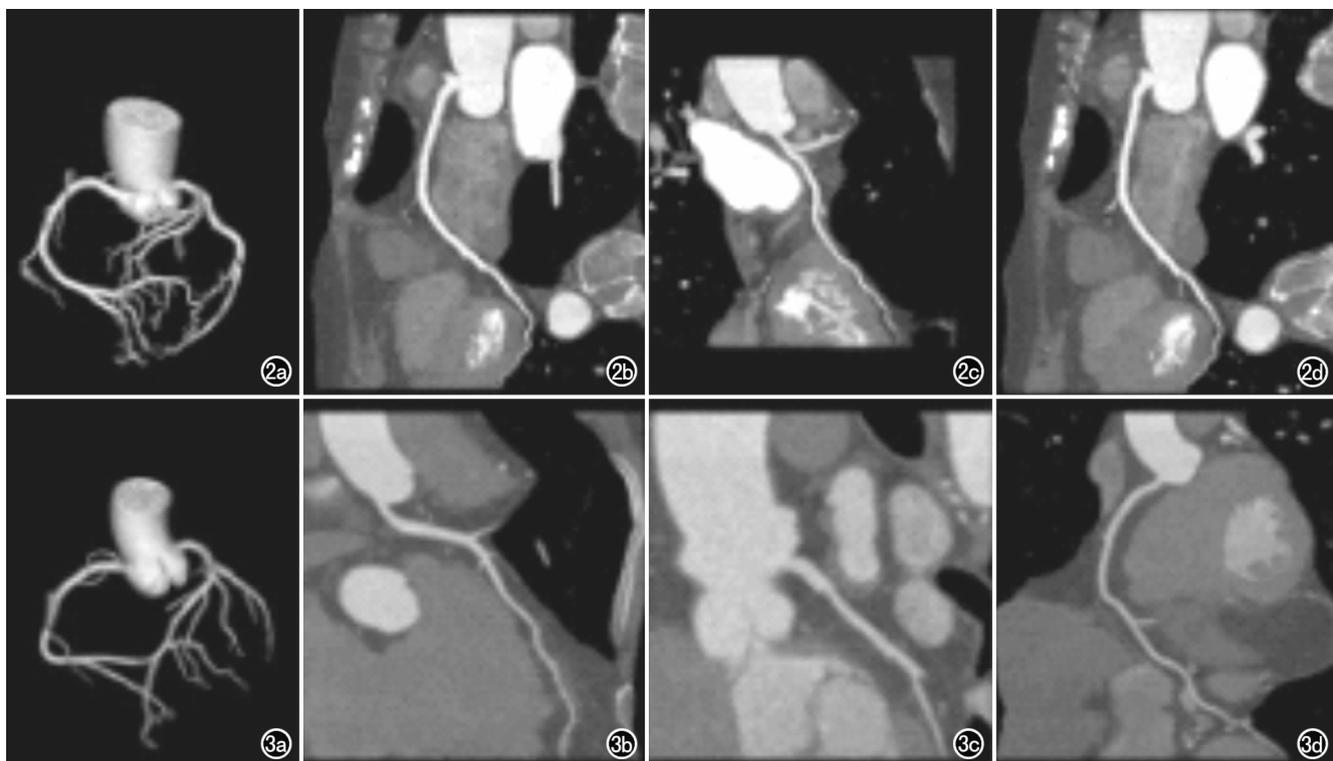


图 2 100kVp 组 CT 图像。a) 冠状动脉树的 VR 图像; b) LAD 的 CPR 图像; c) LCX 的 CPR 图像; d) RCA 的 CPR 图像(窗宽=800HU,窗位=100HU)。图 3 120kVp 组 CT 图像。a) 冠状动脉树的 VR 图像; b) LAD 的 CPR 图像; c) LCX 的 CPR 图像; d) RCA 的 CPR 图像(窗宽=800HU,窗位=100HU)。

## 讨 论

冠状动脉 CTA 在诊断冠状动脉粥样硬化及评价支架术后再狭窄等方面发挥着重要作用, 现已成为冠心病检查的一项重要的无创性成像方法。但为获得高质量的图像, 射线剂量就必然要加大, 对回顾性心电门控扫描的患者尤为明显, 使得图像质量和射线剂量的矛盾越来越突出。文献报道的 CCTA 的辐射剂量相差较多, 最高者甚至达到 30 mSv<sup>[6]</sup>, 较低者可低于 1 mSv<sup>[7]</sup>。同时, CT 辐射潜在的风险受到越来越多的关注, 据统计, 美国 1.5%~2.0% 的癌症由 CT 辐射所致<sup>[8]</sup>。因此, 如何在满足临床诊断要求的前提下, 根据辐射防护的 ALARA 原则<sup>[9]</sup>, 合理运用扫描参数以最大程度地降低辐射剂量显得尤为重要。

降低 CCTA 辐射剂量的主要途径包括前瞻性心电门控扫描、降低管电压、降低管电流、使用心电图自动管电流调制技术、体型适应性电流调制、降低 Z 轴长度、增大螺距、使用迭代算法技术等<sup>[10]</sup>。本研究主要针对回顾性心电门控扫描, 联合使用了多项降低辐射剂量的技术, 包括降低管电压、降低管电流、使用心电图自动管电流调制、使用迭代算法等, 最终使得辐射剂量较常规组降低了 50% 以上, 而图像质量可满足临床诊断要求。

辐射剂量与管电压的平方成正比, 降低管电压可以显著降低患者接受的辐射剂量。由于降低管电压可有效增强光电效应和康普顿散射, 增加脉管系统的浊化效应<sup>[11]</sup>, 增加含碘对比剂的 CT 值, 从而增加了血管与周围组织结构的对比<sup>[12]</sup>。本组研究中低剂量组各大血管的 CT 值较常规组明显升高(约 20%~30%)。因此, 虽然心肌等软组织的噪声会有所增加, 但对于增强的冠脉血管影响并不大。

虽然两组图像的主观质量评分差异无统计学意义, 都可以达到临床的诊断要求, 但本研究客观评价指标结论是低剂量组的噪声较对照组明显升高, SNR、CNR 较对照组明显降低, 国外相关文献报道 100 kVp 组的 SNR、CNR 与对照组差异无统计学意义<sup>[13]</sup>, 可能与其 100 kVp 组将管电流提高有关。使用迭代算法可以显著降低图像噪声而不会丢失图像信息<sup>[14]</sup>, 可以有效降低 CCTA 辐射剂量。本研究中两组均使用了 30% ASIR 重建图像, 同时降低了两组的图像噪声, 未能显著突出迭代重建的作用, 这也是本研究的不足之一, 如果使用更高比例的 ASIR 重建低辐射剂量组的图像, 可能会进一步降低图像的噪声。

本研究中两组的扫描长度差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ ), 可能与多种因素有关, 如入组人数偏少、技师技术参差不齐等, 但本研究中 100 kVp 组的扫描

Z 轴长度高于 120 kVp 组, 这对本研究的结果没有影响, 反而更进一步验证了研究结论。

本研究也存在以下局限: 首先本研究入组的患者体重均  $< 80$  kg, 但是有文献报道将 BMI 作为入组标准可能更合理<sup>[15]</sup>; 其次, 两组之间的扫描长度有差异, 虽然没有对研究结果产生影响, 但是可能减小了低剂量组剂量降低的幅度。

总之, 对于体重小于 80 kg 的患者, 使用低辐射剂量扫描方案, 即管电流 100 kVp、自动管电流调制(峰值 400 mA)技术, 会显著提高管腔内对比剂的 CT 值, 降低辐射剂量(50% 以上), 而图像质量同时符合临床诊断需求。

## 参考文献:

- [1] Lucaya J, Piqueras J, Garcia-Peña P, et al. Low dose high resolution CT of the chest in children and adults: dose, cooperation, artifact incidence and image quality[J]. AJR, 2000, 175(4): 985-992.
- [2] 周旭辉, 严超贵, 谢红波, 等. 回顾性心电门控结合心电编辑在 64 层螺旋 CT 冠状动脉成像中的应用[J]. 中华放射学杂志, 2008, 42(2): 131-135.
- [3] Shuman WP, Branch KR, May JM, et al. Whole-chest 64-MDCT of emergency department patients with nonspecific chest pain: radiation dose and coronary artery image quality with prospective ECG triggering versus retrospective ECG gating[J]. AJR, 2009, 192(6): 1662-1667.
- [4] Huda W, Ogden KM, Khorasani MR. Converting dose-length product to effective dose at CT[J]. Radiology, 2008, 248(3): 995-1003.
- [5] John MB, Keith JS, Dianna DC, et al. Size-specific dose estimates (SSDE) in pediatric and adult body CT examinations[R]. USA: AAPU, 2011.
- [6] Hausleiter J, Meyer T, Hermann F, et al. Estimated radiation dose associated with cardiac CT angiography[J]. JAMA, 2009, 301(5): 500-507.
- [7] Achenbach S, Marwan M, Ropers D, et al. Coronary computed tomography angiography with a consistent dose below 1mSv using prospectively electrocardiogram-triggered high-pitch spiral acquisition[J]. Eur Heart J, 2010, 31(3): 340-346.
- [8] Brenner DJ, Hall EJ. Computed tomography-an increasing source of radiation exposure[J]. N Engl J Med, 2007, 357(22): 2277-2284.
- [9] Frush DP, Applegate K. Computed tomography and radiation understanding the issue[J]. J Am Coll Radiol, 2004, 1(2): 113-119.
- [10] Small GR, Kazmi M, Dekemp RA, et al. Established and emerging dose reduction methods in cardiac computed tomography [J]. J Nucl Cardiol, 2011, 18(4): 570-579.
- [11] 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.
- [12] 张兆琪, 徐磊. 重视冠状动脉多层 CT 成像的低剂量检查[J]. 中华放射学杂志, 2009, 43(7): 681-683.
- [13] Park EA, Lee W, Kang JH, et al. The image quality and radiation

dose of 100kVp versus 120kVp ECG-gated 16-slice CT coronary angiography[J]. Korean J Radiol, 2009, 10(3): 235-243.

- [14] Moscariello A, Takx RA, Schoepf UJ, et al. Coronary CT angiography: image quality, diagnostic accuracy, and potential for radiation dose reduction using a novel iterative image reconstruction

technique-comparison with traditional filtered back projection [J]. Eur Radiol, 2011, 21(10): 2130-2138.

- [15] 王贵生, 商建华, 李剑颖, 等. 64层螺旋CT心脏检查中体重指数和射线剂量关系的研究[J]. 医学影像学杂志, 2008, 18(5): 473-477. (收稿日期: 2013-01-23 修回日期: 2013-02-07)

## 盆腔内中肾管腺癌一例

· 病例报道 ·

李善杰

【中图分类号】R739.9; R814.42; R445.2 【文献标识码】D 【文章编号】1000-0313(2013)05-0500-01

【关键词】中肾管肿瘤; 体层摄影术, X线计算机; 磁共振成像

**病例资料** 患者, 女, 42岁, 纳差、乏力、消瘦半年, 间断性发热两个月, 腰骶部疼痛半个月。查体: 体质消瘦, 贫血貌, 左下腹部深压痛阳性, 腰骶部压痛阳性。实验室检查: WBC  $9.9 \times 10^9/L$ , N% 79.6%, RBC  $3.6 \times 10^{12}/L$ , HCB 80 g/L, MCV 79.2 fl, MCH 22.2 pg, MCHC 281 g/L, PLT  $621 \times 10^9/L$ , 血沉 100 mm/H, C反应蛋白 110 mg/L, ASO 521 U/mL, RF 291 U/mL, CEA 6.9 ng/mL, CA125 352.6 u/mL。彩超: 子宫后位, 子宫轮廓欠清, 宫体大小约 51 mm × 50 mm × 44 mm, 内膜线显示欠清, 子宫左侧可见大小约 101 mm × 84 mm × 98 mm 不均质实性团块, 彩色多普勒血流显像示周边及团块内可见短束状血流信号, 频谱多普勒: 测得一支动脉血流最大流速约 42.6 cm/s, RI 值约 0.50, 子宫受压向右侧移位, 双侧卵巢显示不清。彩超诊断: 盆腔实性占位(浆膜下子宫肌瘤, 左附件区肿瘤待排)。CT扫描: 子宫体、底部左侧缘可见巨大类圆形包块, 内缘与子宫分界不清, 呈钝角相连, 直径约 9.0 cm, 其内密度不均, 主体呈软组织密度影(图 1a)。CT诊断: 盆腔占位性病变。MRI扫描: 盆腔内可见巨大团块状呈 T<sub>1</sub>WI 等、低信号, T<sub>2</sub>WI 呈等、高混杂信号, 大小约 85 mm × 105 mm × 100 mm, 肿块上部呈 T<sub>1</sub>WI 高信号、T<sub>2</sub>WI 高信号, 大小约 20 mm × 30 mm × 45 mm, DWI 示病灶呈等高信号, 子宫受压向右侧移位, 肿块与子宫分界不清, 子宫浆膜层似包绕肿块, 左侧附件显示不清, MRI 增强扫描肿块囊性部分未见强化, 实性部分及肿块边缘可见明显强化。MR诊断: 盆腔占位性病变, 考虑为浆膜下子宫肌瘤, 但不除外恶变(图 1b~d)。手术及病理所见: 左侧子宫角处可触及一大一小约 10 cm × 10 cm 包块, 将子宫压向右侧, 质韧、包膜光整, 左侧附件被肿瘤包绕, 子宫后壁与乙状结肠粘连紧密。将左侧附件自瘤体剥除, 见左侧附件色灰, 无血运, 切除左侧附件, 牵开瘤体表面包膜, 自肿瘤上界小心游离肿瘤, 将瘤体自子宫后壁完整剥离, 送病理检查。病

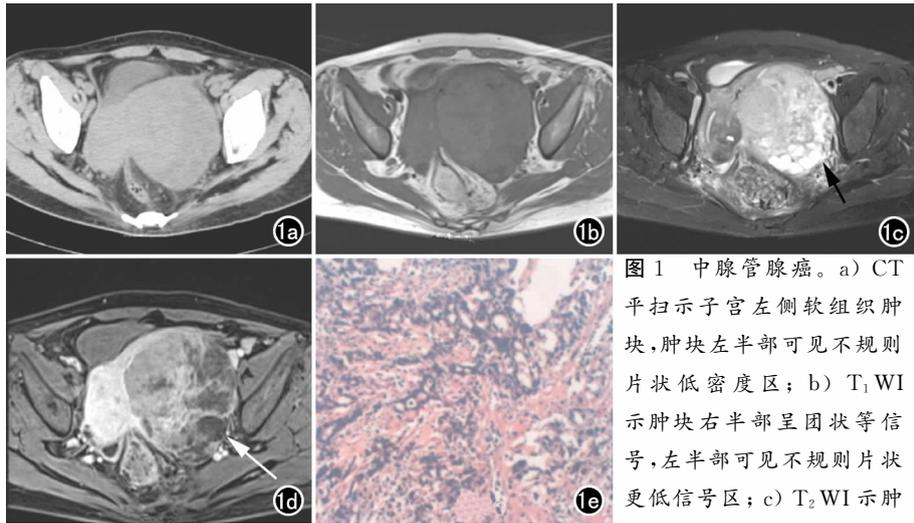


图 1 中肾管腺癌。a) CT 平扫示子宫左侧软组织肿块, 肿块左半部可见不规则片状低密度区; b) T<sub>1</sub>WI 示肿块右半部呈团状等信号, 左半部可见不规则片状更低信号区; c) T<sub>2</sub>WI 示肿

块右半部呈团状稍高信号, 左半部呈信号混杂, 后外侧呈囊泡状结构(箭), 子宫明显受压右移; d) T<sub>1</sub>WI 增强扫描示肿块呈不均匀强化, 右半部病变中心可见无强化坏死区, 左半部可见蜂窝状强化, 其内可见囊状无明显强化区域(箭); e) 镜下可见大小不等腺管, 呈畸形且不规则分散排列, 核深染, 可见上皮细胞移行(×100, HE)。

理诊断: 子宫浆膜层中肾管源性腺癌并广泛变性坏死(图 1e); 输卵管慢性炎症。

**讨论** 中肾管肿瘤是一种罕见的肿瘤, 文献主要以个案形式报道中肾管囊肿多见, 而中肾管腺癌报道极少, 其起源于胚胎时期残存的中肾管组织。胚胎发育中, 无论男性或女性, 在胚胎发育早期都发生一对中肾管及一对副中肾管, 这两对管道将分别发育成男女生殖管道, 称为原始生殖管道。中肾管在输卵管系膜中走向内侧子宫侧壁及宫颈侧, 再沿阴道前壁行走止于阴道口, 若途中任何部位退化不全, 中肾管上皮生长, 都有可能形成肿瘤, 甚至恶变。

本例中肾管腺癌发生于子宫左侧壁, 表现为以实性为主的囊实性肿块, 实性部分强化明显, 其内可见不均匀分布的无强化变性坏死区, 坏死区以远子宫侧为主, 近子宫侧坏死区较小, 可能与肿瘤发生部位有关。影像学表现主要与子宫内膜样癌、子宫肌瘤、颗粒细胞瘤、腺瘤样瘤以及支持-间质细胞瘤相鉴别。

中肾管腺癌发病罕见, 影像学表现缺乏特征性, 目前尚无明确的诊断标准, 高分辨力 CT 和高场磁共振对本病的诊断具有重要价值, 诊断困难时需进行病理检查。

(收稿日期: 2012-10-24 修回日期: 2012-12-25)

作者单位: 453000 河南, 解放军第三七一医院放射科

作者简介: 李善杰(1983-), 男, 河南新乡人, 住院医师, 主要从事磁共振的影像诊断工作。