

文章编号: 1004-4140 (2009) 03-0091-05

64 层螺旋 CT 冠状动脉低剂量成像初探

程英, 关计添, 金阳, 郭岳霖, 张远芳

(汕头大学 医学院第二附属医院放射科, 广东 汕头 515041)

摘要: 目的: 优化扫描模式, 降低冠状动脉成像辐射剂量。方法: 60 名患者随机分为两组, 每组 30 人。钙化积分分别应用 430 mA 和 80 mA 管电流扫描; 延迟时间测定使用团注测定和智能跟踪; 冠状动脉成像包括心电门控非管电流调节和管电流调节模式, 分别计算所有组平均 ED 和图像 SNR。结果: 钙化积分平均 ED 从 2.35 ± 0.42 降至 0.42 ± 0.03 ; 延迟时间平均 ED 从 1.39 ± 0.14 降至 0.13 ± 0.04 ; 两组冠状动脉成像平均 ED 从 28.22 ± 4.90 降至 21.14 ± 1.54 。两组钙化积分平均 SNR 组间比较有显著性差异, 而两组冠状动脉成像模式平均 SNR 组间比较无显著性差异。结论: 应用 80 mA 扫描钙化积分、智能跟踪测试延迟时间和心电门控调节管电流模式进行冠状动脉成像, 可显著降低辐射剂量并获得诊断需要的图像。

关键词: 64 层螺旋 CT; 冠状动脉成像; 低辐射剂量

中图分类号: R 814 **文献标识码:** A

随着空间和时间分辨率的提高和改善, 多层螺旋 CT (Multi Slice Computed Tomography, MSCT) 冠状动脉成像 (Coronary Angiography, CA) 作为无创而实用的技术, 能够快速而准确地评价冠状动脉狭窄程度和粥样斑块性质, 并且阴性预测值高, 为临床进行有创冠状动脉造影及排除冠心病提供可靠依据^[1-4]。但随着薄层大容积扫描的广泛使用, 导致 64 MSCT 冠状动脉成像辐射剂量高达 20~25 mSv, 大大增加了病人辐射损伤随机效应的危险性^[5-9]。本研究就是通过降低钙化积分扫描管电流, 确定最低辐射剂量延迟时间测定方式及使用心电门控管电流调节模式进行冠状动脉成像, 保证图像质量降低有效辐射剂量。

1 资料与方法

1.1 临床资料

60 例患者随机分为两组, 每组 30 例。平均年龄 57.51 ± 11.90 岁, 男性 36 例, 女性 24 例, 29 例于检查前口服倍他洛克 50~75 mg, 平均心率 62.92 ± 8.81 次/分, 平均 BMI 22.74 ± 2.14 。所有患者肾功能正常, 无碘过敏史, 全部签署知情同意书。

1.2 图像采集

采用美国 GE 64 层 Light Speed VCT 扫描仪。①钙化积分: 120 kV, 标准组 430 mA、低剂量组 80 mA。②延迟时间测定: 团注跟踪先注射 20 mL 对比剂, 在升主动脉根部设定感兴趣区测定延迟时间; 智能跟踪在主动脉根部设定感兴趣区, 触发阈值为 100 Hu。③增强冠状动脉成像: 心电门控非管电流调节组管电流 700 mA, 心电门控管电流调节组 40%~80% 时

收稿日期: 2009-04-20。

相管电流输出值 660 mA, 其余时相为 135 mA。其余参数相同: 120 kV, 准直器宽度 64×0.625 mm, 球管旋转时间 350 ms, 螺距 0.20~0.24。④采用德国双筒高压注射器 (Ulrich Medical) 注射碘普罗胺 ($370 \text{ mgI} \cdot \text{mL}^{-1}$) 75~80 mL, 注射速度为 $4.5 \sim 5.0 \text{ mL} \cdot \text{s}^{-1}$, 后续 20 mL 生理盐水。

1.3 图像和数据分析

将感兴趣区放置在靠近左侧冠状动脉主干的升主动脉层面测量密度值, 根据图像信噪比 (SNR) 等于密度平均值与标准差 (Mean/SD) 的比值, 分别计算出钙化积分和增强冠状动脉成像图像的 SNR 并进行图像质量的比较分析^[7-8]。辐射剂量根据计算机自动生成的平均容积 CT 剂量指数 (CT Dose Index-volume, CTDIvol (mGy)) 和剂量长度乘积 (Dose Length Product, DLP ($\text{mGy} \cdot \text{cm}^{-1}$)) 计算有效剂量 (Effective Dose, ED (mSv)), 即 $\text{ED} = \text{DLP} \times \text{C}$, 其中 C 为换算因子, 采用欧洲 CT 质量标准指南提出的胸部平均值 $0.017^{[10]}$ 。

1.4 统计分析

应用统计学软件 SPSS 13.0 对数据进行统计分析。各组数据均采用均数 ± 标准差 (Mean ± SD) 进行统计, 应用 *t* 检验和方差分析, 对各组 SNR 和 ED 进行比较分析, $P < 0.05$ 有统计学意义。

2 结果

所有检查均顺利完成, 检查中及检查后均无不良反应发生。钙化积分标准组图像质量好, 钙化斑块显示清楚, 冠状动脉主干边缘光滑, 而低剂量组图像噪声明显增大, 冠状动脉边界不光滑, 边缘稍模糊, 但仍可显示钙化斑及冠状动脉主干形态, 不影响钙化积分评定。两组图像 SNR 分别为 2.87 ± 0.41 和 1.24 ± 0.12 , 进行组间 *t* 检验, *t* 值为 19.60, *P* 值小于 0.001, 有显著性差异。两组增强冠状动脉成像图像质量好, 图像噪声不明显, 图像 SNR 分别为 17.13 ± 2.08 和 16.76 ± 3.54 , 进行组间 *t* 检验, *t* 值为 0.48, *P* 值为 0.63, 两组比较无显著性差异。钙化积分标准组和低剂量组平均 ED 比较、团注跟踪和智能跟踪平均 ED 比较以及心电门控非管电流调节组和心电门控管电流调节组平均 ED 比较均有显著性统计学差异 (见表 1)。

表 1 各组辐射剂量数据分析比较
Table 1 Comparison of radiation dose in two groups

扫描模式	扫描参数	CTDIvol /mGy	DLP /mGy · cm ⁻¹	ED /mSv	<i>t</i> 值	<i>P</i> 值
钙化积分	430 mA	8.89	38.72 ± 24.88	2.35 ± 0.42	53.69	2.5×10^{-6}
	80 mA	1.59	24.79 ± 1.86	0.42 ± 0.03*		
延迟时间测定	团注跟踪	163.7 ± 16.25	81.85 ± 8.12	1.39 ± 0.14	14.29	0.005
	智能跟踪	15.58 ± 4.43	7.81 ± 2.23	0.13 ± 0.04*		
冠状动脉成像	700 mA	99.54 ± 26.37	1 659.75 ± 288.46	28.22 ± 4.90	6.02	0.003
	管电流调节	66.39 ± 3.87	1 243.35 ± 90.66	21.14 ± 1.54*		

注: *为两组数据比较有显著性差异

3 讨论

3.1 钙化积分扫描参数及延迟时间测定模式的优化

冠状动脉钙化积分作为独立预测冠心病的标志，能够无创而准确地诊断和定量冠状动脉的钙化，具有重要的临床意义^[11-12]。标准组采用 430 mA 管电流，清楚显示了钙化灶和冠状动脉主干，图像对比度好（图 1），但其平均有效剂量明显增高，达到了 (2.35 ± 0.42) mSv，因此我们在其他参数不变的情况下，应用 80 mA 管电流进行钙化积分扫描，尽管图像噪声增大，但仍能够维持诊断所需的信噪比，较清楚地展示小钙化病灶和冠状动脉主干（图 2），不影响钙化积分的评价，同时使平均有效剂量显著降低，只有标准组的 18%。对于较肥胖的患者，管电流可适当增加到 100 mA^[13]。常规冠状动脉成像往往要准确测定延迟时间，使得对比剂在感兴趣区达到最大浓度的时间与采集时间一致，从而获得最佳冠状动脉成像的图像质量。常用延迟时间测定的方式有团注跟踪和智能跟踪。前者在冠状动脉成像前先注射 20 mL 对比剂，然后在升主动脉根部放置感兴趣区，测定冠状动脉成像延迟时间。而后者先将感兴趣区放置于升主动脉根部，将阈值设定为 100 Hu，然后注射对比剂，当感兴趣区内的对比剂浓度达到设定的阈值时，则触发冠状动脉成像的采集。与团注跟踪延迟时间测定比较，智能跟踪的方式无需另外注射 20 mL 对比剂，使得患者对比剂使用负荷减少，操作

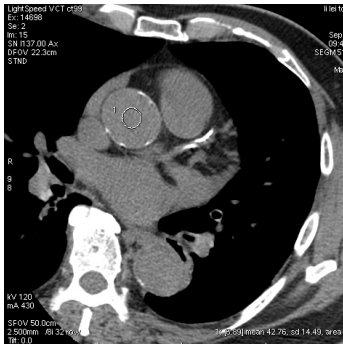


图 1 应用 430 mA 钙化积分扫描图像
Fig.1 The calcium score image was scanned with 430 mA

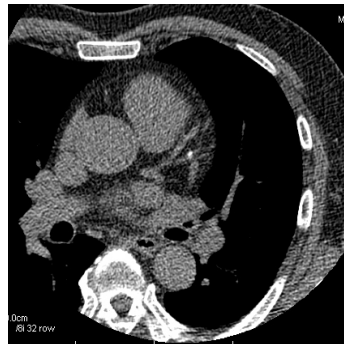


图 2 应用 80 mA 钙化积分扫描图像
Fig.2 The calcium score image was scanned with 80 mA

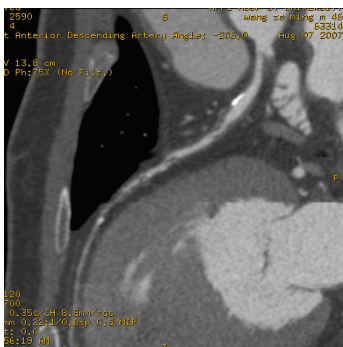


图 3 应用 700 mA 冠状动脉成像的曲面重建图像
Fig.3 The coronary artery image were obtained using 700 mA



图 4 管电流调节冠状动脉的曲面重建图
Fig.4 The image was obtained with tube current modulation

简单,耗时短,并且辐射剂量显著降低,只相当于前者的 9%。虽然钙化积分和延迟时间测定只是辅助冠状动脉成像,但如果其扫描参数和模式选择不当,也会导致总辐射剂量显著提高。

3.2 优化 64 MSCT 冠状动脉成像模式

影响 64 层螺旋 CT 辐射剂量的主要参数有管电压、管电流、扫描时间、层厚、螺距及扫描容积。辐射剂量与管电压、管电流、扫描时间和扫描容积成正比,与扫描层厚、螺距成反比。因此最佳化扫描模式,才能降低辐射剂量,获得临床诊断需要的图像,而调节管电流是降低辐射剂量的最有效方法^[9, 14]。在其他扫描参数不变的情况下,通常采用两种方式进行冠状动脉采集。一种在整个心动周期中以持续恒定的管电流进行扫描;另一种在心动周期中舒张期特定相位采用最大毫安输出(设定值的 100%),并进行图像重建,在其余相位采用低毫安输出(设定值的 20%),这样可以在保证冠状动脉图像质量的同时,减少 50% 以上的毫安输出和辐射剂量^[11, 14-15]。我们采用 700 mA 管电流进行第一种模式的冠状动脉扫描;而应用舒张期 40%~80% 相位采用 660 mA 管电流,心动周期其余相位采用 135 mA 管电流进行第二种模式的冠状动脉成像,两组图像质量均满足临床诊断需要,能够清楚显示冠状动脉病变部位、斑块性质及狭窄程度(图 3 和 4),而两组平均 ED 比较有显著性差异,表明应用心电门控管电流调节冠状动脉成像的扫描模式,图像质量不受影响,但辐射剂量显著降低。与第一种模式比较,第二种模式的有效辐射剂量虽然降低的幅度还远远达不到临床的要求,平均 ED 仍在 21 mSv 左右,但是在利用回顾性心电门控低剂量技术,以及坚持扫描模式最佳化理念的前提下,本研究为探索最佳管电流窗和进一步降低辐射剂量,提供了有益的理论依据和实践经验。而低剂量冠状动脉成像的前景就是开展冠心病高危人群的安全普查,早期诊断冠心病,及时准确的干预治疗,同时也使更多的患者避免接受有创的 DSA 检查^[8]。

参考文献

- [1] Escolar E, Weigold G, Fuisz A, et al. New imaging techniques for diagnosing coronary artery disease[J]. CMAJ, 2006, 174(4): 487-95.
- [2] Johnson TR, Nikolaou K, Wintersperger BJ, et al. ECG-Gated 64-MDCT angiography in the different diagnosis of acute chest pain[J]. AJR, 2007, 188: 76-82.
- [3] Nikolaou K, Knez A, Rist C, et al. Accuracy of 64-MDCT in the diagnosis of ischemic heart disease[J]. AJR, 2006, 187: 111-117.
- [4] Leschka S, Alkadhi H, Plass A, et al. Accuracy of MSCT coronary angiography with 64-slice technology: First experience[J]. European Heart Journal, 2005, 26: 1482-1487.
- [5] Jakobs TF, Becker CR, Ohnesorge B, et al. Multislice helical CT of the heart with retrospective ECG gating: Reduction of radiation exposure by ECG-controlled tube current modulation[J]. Eur Radiol, 2002, 12: 1081-1086.
- [6] Cademartiri F, Palumbo AA, Maffei E, et al. Non invasive imaging of coronary arteries with 64-slice CT and 1.5T MRI: Challenging invasive techniques[J]. Acta Biomed, 2007, 78: 6-15.
- [7] Hausleiter J, Meyer T, Hadamitzky M, et al. Radiation dose estimates from cardiac multislice computed tomography in daily practice: Impact of different scanning protocols on effective dose[J]. Circulation, 2006, 113: 1305-1310.
- [8] Abada HT, Larchez C, Daoud B, et al. MDCT of the coronary arteries: Feasibility of low-dose CT with ECG-pulsed tube current radiation dose[J]. AJR, 2006, 186: S387-S390.

- [9] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization[J]. Radiology, 2004, 230: 619-628.
- [10] Menzel HG, Schibilla H, Teunen D. Guidelines on radiation dose on the patient[K]//European Guidelines on Quality Criteria for Computed Tomography, 2006, 32-33.
- [11] Mitsutake R, Niimura H, Miura S, et al. Clinical significance of the coronary calcification score by multidetector row computed tomography for the evaluation of coronary stenosis in Japanese patients[J]. Circ J, 2006, 70: 1122-1127.
- [12] Schoepf UJ, Becker CR, Ohnesorge BM, et al. CT of coronary artery disease[J]. Radiology, 2004, 232: 18-37.
- [13] Horiguchi J, Yamamoto H, Hirai N, et al. Variability of repeated coronary artery calcium measurements on low-dose ECG-gated 16-MDCT[J]. AJR, 2006, 187: W1-W6.
- [14] Shuman WP, Branch KR, May JM, et al. Prospective versus retrospective ECG gating for 64-detector CT of the coronary arteries: Comparison of image quality and patient radiation dose[J]. Radiology, 2008, 248(2): 431-7.
- [15] McCullough CH, Bruesewitz MR, Kofler JM. CT dose reduction and dose management tools: Overview of available options[J]. RadioGraphics, 2006, 26: 503-512.

64-MSCT Coronary Angiography with Reduction Radiation Dose

CHENG Ying, GUAN Ji-tian, JING Yang, GUO Yue-lin, ZHANG Yuan-fang

Department of Radiology, the Second Affiliated Hospital,
Medical College of Shantou University, Shantou 515041, China

Abstract: Objective: To optimize the scan protocol, and reduce the radiation dose in coronary angiography with 64-MSCT. Methods: 60 patients were randomly divided into two groups, 30 included in each group. Calcium score images were scanned by tube current of 430 mA and 80 mA; delayed time was detected by timing bolus and Smart Prep, respectively; Coronary angiography was performed using ECG-gated protocol without tube current modulation and that with tube current modulation. In all groups, the mean effective dose and signal noise of ratio were calculated and compared. Results: Mean ED of calcium score scan obviously decreased from 2.35 ± 0.42 of 430 mA to 0.42 ± 0.03 of 80 mA; that of the delayed time detection reduce increasingly from 1.39 ± 0.14 by timing bolus to 0.13 ± 0.04 by Smart Prep; and that of coronary angiography protocol reduced from 28.22 ± 4.90 without tube current modulation to 21.14 ± 1.54 with tube current modulation. There were significant differences between mean SNR by 430 mA with that by 80 mA in calcium score scans, but there were no significant differences between mean SNR without tube current modulation with that with tube current modulation. Conclusion: Using the scan protocol with tube current of 80 mA in calcium score, delayed time detection of Smart Prep, and ECG-gated tube current modulation, the radiation dose of coronary angiography with 64 MSCT could be reduced increasingly, and image quality achieves the diagnostic desire.

Key words: 64 slice computed tomography; coronary angiography; low radiation dose

作者简介:程英 (1964—), 女, 汕头大学医学院第二附属医院放射科副主任医师, 主要从事 CT/MRI 影像诊断, Tel: 13829470938, E-mail: chengying662004@yahoo.com.cn。