

# 管电压对胸部CT图像质量及辐射剂量的影响

袁颖<sup>a</sup>, 卢东生<sup>b</sup>, 钟朝辉<sup>a</sup>

首都医科大学附属北京友谊医院 a.放射科; b.医学工程部, 北京 100050

**[摘要]** 目的 本文探讨了应用自动管电流调节技术 (Automatic Tube Medical University, ATCM) 行胸部CT扫描时, 管电压的变化对图像质量及辐射剂量的影响。方法 应用GE Optima CT680 CT机采用ATCM技术对胸部仿真模体行CT扫描。共进行3组扫描, 其中A组管电压为80 kVp, B组管电压为100 kVp, C组管电压为120 kVp, 各组分别预设5个噪声指数 (Noise Index, NI) 级别 (10、15、20、25和30) 扫描体模。记录每组图像的容积CT剂量指数 (Volumetric CT Dose Index, CTDI<sub>vol</sub>) 和剂量长度乘积 (Dose-Length Product, DLP)。测量并比较图像的客观噪声 (Standard Deviation, SD), 由两名有经验的放射科医生采用双盲法对磨玻璃密度结节 (Ground Glass Nodules, GGN) 进行主观评分。结果 研究结果显示, 除NI为10以外, 在其他相同NI时, 图像客观噪声无统计学差异。NI在15、20、25和30时, A组与C组比较时, DLP分别增加21.96、16.25、9.18和6.37 mGy·cm。B组与C组比较时, DLP分别增加14.05、8.50、5.17和3.65 mGy·cm。相同预设NI时不同管电压下对GGN主观评分无明显统计学差异, 且两名观察者间的一致性中等或良好。结论 应用ATCM技术, 相同预设NI下管电压的变化对图像质量不会产生明显影响。患者的辐射剂量随着扫描管电压的增高而降低。**[关键词]** 自动管电流调制技术; 管电压; 辐射剂量; 图像质量; 体层摄影术

## Impact of Tube Voltage on Chest CT Image Quality and Dose of Radiation

YUAN Ying<sup>a</sup>, LU Dongsheng<sup>b</sup>, ZHONG Zhaohui<sup>a</sup>

a.Department of Radiology; b.Department of Medical Engineering, Beijing Friendship Hospital, Capital Medical University, Beijing 100050, China

**Abstract:** Objective The purpose of this study was to evaluate the consequences of different tube voltages on radiation dose and image quality with an automatic tube current modulation (ATCM) system on CT scanning of chest. Methods The chest phantom was scanned on GE Optima CT 680 scanner. Images were obtained at varying tube voltage (80, 100, and 120 kVp) and varying noise index (10, 15, 20, 25 and 30) with an ATCM system. Volumetric CT dose index (CTDI<sub>vol</sub>) and dose-length product (DLP) was recorded in the CT scanner. The objective noise of images were measured. Two experienced radiologists blinded to the CT parameters were invited to assess the identification of ground glass nodules (GGN). Results There was no significant difference in objective noise at the same NI level besides NI of 10. The DLP of scanning at tube voltage of 80 kVp increased by 21.96, 16.25, 9.18, 6.37 mGy·cm compared with that of 120 kVp at the NI of 15, 20, 25 and 30. The DLP increased by 14.05, 8.50, 5.17 and 3.65 mGy·cm respectively at tube voltage of 100 kVp compared with that of 120 kVp at the NI of 15, 20, 25 and 30. There is no significant difference in the assessment of GGN among the varying tube voltage settings at the same NI level. Kappa value of the identification of the GGNs was substantial or almost perfect. Conclusion The image quality is not significantly affected by the different tube voltages based on ATCM system. The radiation dose of patients is decreased with the increasing of tube voltage.

**Key words:** automatic tube current modulation; tube voltage; radiation dose; image quality; tomography

[中图分类号] R814.42

[文献标识码] B

doi: 10.3969/j.issn.1674-1633.2018.02.017

[文章编号] 1674-1633(2018)02-0069-04

## 引言

随着CT设备的广泛应用, 其辐射剂量引起的危害也逐渐引起人们的关注<sup>[1]</sup>, 胸部CT检查在肺癌、肺结核等疾病的检出和对高危人群的普查等方面具有一定的优势, 尤其对于肺癌筛查, 其检出率约为X线胸片的6倍, 而辐

射剂量却是X线胸片的几十甚至上百倍<sup>[4]</sup>。自动管电流调制 (Automatic Tube Current Modulation, ATCM) 技术是降低X线剂量的有效手段<sup>[5-6]</sup>。在应用ATCM技术时, 噪声指数 (Noise Index, NI) 和管电压的选择决定了图像质量和辐射剂量<sup>[7]</sup>。本文旨在讨论螺旋CT扫描在应用ATCM技术时不同管电压扫描对辐射剂量的影响, 为临床优化胸部CT扫描方案提供参考。

收稿日期: 2017-02-28

修回日期: 2017-03-16

通讯作者: 钟朝辉, 副主任技师, 主要研究方向为CT影像技术。

通讯作者邮箱: laijinyuxuan12@sina.com

## 1 材料与方法

### 1.1 胸部模型

采用 Shimadzu PH-1 胸部仿真模体 (图 1~2), 大小为 43 cm×48 cm, 胸围 94 cm, 主要成分为聚氨酯树脂 SZ-50 以及人工骨骼, 其内部肺纹理与人体无显著差别。体模内包含 9 个磨玻璃密度结节 (Ground Glass Nodules, GGN) [8], 其直径为 5、10 及 12 mm 3 种, 将 5 mm 的 GGN 置于肺尖区, 其余 GGN 随机置于体模的上、中、下肺野及内、中、外带。GGN 的平均 CT 值为  $(-450.43 \pm 6.57)$  HU。



图1 PH-1胸部仿真模体外观



图2模型内部结构和固定放置的模拟结节

### 1.2 仪器与方法

采用 GE Optima CT 680 对胸部仿真模体进行扫描, 将模体放置扫描野等中心点水平, 扫描范围自肺尖到肺底。扫描条件: 机架旋转时间为 0.8 s, 螺距比 0.984:1, 矩阵  $512 \times 512$ , 准直宽度 40 mm ( $64 \times 0.625$ ), 层厚 5 mm, 层间距 5 mm。重建条件: 以标准算法 ASIR30 重建 [9-10]。每组扫描覆盖范围一致。应用 ATCM 技术, 以管电压 80、100、120 kVp 分别进行扫描并记作 A、B、C 组, 3 组管电流调制范围取设备允许的最大范围, 分别为 10~400、10~480、10~560 mA, 设备根据指定的 NI 和病人情况在此范围内确定实际曝光的毫安值。每组分别设定 NI 值为 10、15、20、25、30 进行扫描。记录各组容积 CT 剂量指数 (Volume CT dose index,  $CTDI_{vol}$ ), 剂量长度乘积 (Dose Length Product, DLP)。

### 1.3 图像质量评估

#### 1.3.1 客观评估

应用图像后处理工作站 adw 4.6, 选择气管分叉处和肝部上缘两个层面进行测量。在此两个层面选择密度均匀的区域测量 CT 值, 其标准差的大小代表图像的客观噪声水平。测量面积分别为  $70 \text{ mm}^2$  和  $500 \text{ mm}^2$ 。15 组图像客观噪声的测量均在同一层面的同一位置, 共测量 3 次数据, 取平均值。

#### 1.3.2 主观评估

将组图像传至 PACS, 关闭图像扫描参数及其它相关信息, 由两名资深放射科医生独立评价所有图像。应用固定窗宽、窗位: 肺窗窗宽 1600 HU, 窗位 -600 HU (图 3a); 纵隔窗窗宽 400 HU, 窗位 40 HU (图 3b)。对 GGN 的清晰度采用 4 分制进行主观评分: 4 分, 结节边缘清晰可见;

3 分, 结节边缘稍显模糊; 2 分, 结节边缘较模糊但结节仍可见; 1 分, 结节不可见。共评价 3 次。

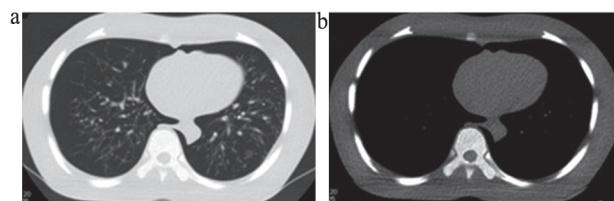


图3 肺窗及纵隔窗示意图

注: a.肺窗示意图, 120 kVp, 25mA; 窗宽1600 HU, 窗位-600 HU; b.纵隔窗示意图, 120 kVp, 25 mA, 窗宽400 HU, 窗位40 HU。

### 1.4 统计学分析

采用 SPSS 17.0 统计学软件, 对 15 组不同扫描的  $CTDI_{vol}$ 、DLP 进行比较。应用单因素方差分析比较同一预设 NI 下 3 种管电压图像的客观噪声。应用非参数检验中的 Kruskal-Wallis H 检验比较相同预设 NI 下 3 种管电压的 GGN 主观评分。 $P < 0.05$  时差异具有统计学意义。应用 Kappa 分析检验两名放射科医师对图像诊断的一致性, Kappa 值  $\geq 0.75$  为一致性较好, 0.4~0.74 为一致性中等,  $< 0.4$  为一致性较差。

## 2 结果

### 2.1 辐射剂量

B 组在 NI 为 15、20、25、30 时的  $CTDI_{vol}$  分别为 5.19、2.91、1.86、1.29, 与 A 组的  $CTDI_{vol}$  (5.4、3.12、1.97、1.35) 比较分别降低了 3.89%、6.73%、5.58%、4.44%, C 组的  $CTDI_{vol}$  (4.81、2.68、1.72、1.19) 与 A 组比较分别降低了 10.93%、14.10%、12.69%、11.85%, 见表 1。

表1 管电压对  $CTDI_{vol}$ 、DLP 的影响

NI	A组		B组		C组	
	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_{vol}$	DLP	$CTDI_{vol}$	DLP
10	8.31	304.14	11.35	415.54	10.98	402.06
15	5.4	197.86	5.19	189.95	4.81	175.9
20	3.12	114.34	2.91	106.59	2.68	98.09
25	1.97	71.98	1.86	67.97	1.72	62.8
30	1.35	49.79	1.29	47.07	1.19	43.42

### 2.2 图像质量评估

#### 2.2.1 客观评估

对 5 组 NI 图像的质量进行客观评估, 在气管分叉处和肝部上缘层面分别选择密度均匀的区域测量 CT 值, 其标准差的大小代表该层面的客观噪声水平, 测量结果, 见表 2~3。

#### 2.2.2 主观评估

对 5 组 NI 图像的质量进行主观评估, 由两名有经验的放射科医生采用双盲法对 GGN 进行主观评分, 评分结果见表 4。评分一致性见表 5, 根据表 5 所示, GGN 评分一致性较好。

表2 不同NI条件下气管分叉处客观噪声 ( $\bar{x} \pm s$ )

管电压 (kVp)	10	15	20	25	30
80	5.89 ± 0.51	7.49 ± 0.31	8.82 ± 0.51	14.24 ± 0.32	16.95 ± 0.22
100	4.62 ± 0.19	7.32 ± 0.22	8.86 ± 0.4	14.36 ± 0.84	16.66 ± 0.52
120	4.87 ± 0.26	6.95 ± 0.23	8.91 ± 0.21	14.64 ± 0.48	16.33 ± 0.45
P值	0.019	0.074	0.667	0.309	0.707

注: 测量面积为70 mm<sup>2</sup>。

表3 不同NI条件下肝部上缘客观噪声 ( $\bar{x} \pm s$ )

管电压 (kVp)	10	15	20	25	30
80	9.91 ± 0.33	11.04 ± 0.47	15.33 ± 0.45	18.33 ± 0.24	23.56 ± 1.28
100	7.33 ± 0.52	10.59 ± 0.21	15.31 ± 0.51	18.28 ± 0.62	23.98 ± 0.82
120	7.59 ± 0.24	11.14 ± 0.21	15.68 ± 0.33	17.94 ± 0.83	23.83 ± 0.93
P值	0.015	0.058	0.245	0.348	0.879

注: 测量面积为500 mm<sup>2</sup>。

表4 不同NI条件下管电压对GGN的主观评分的影响 (次)

NI	管电压 (kVp)	4分	3分	2分	1分	P值
10	120	54	0	0	0	1.0
	100	54	0	0	0	
	80	54	0	0	0	
15	120	54	0	0	0	1.0
	100	54	0	0	0	
	80	54	0	0	0	
20	120	51	3	0	0	0.93
	100	49	5	0	0	
	80	50	4	0	0	
25	120	24	27	3	0	0.791
	100	23	25	6	0	
	80	27	21	6	0	
30	120	22	20	12	0	0.062
	100	15	24	15	0	
	80	8	30	16	0	

注: 测量面积为70 mm<sup>2</sup>。

表5 GGN评分一致性的Kappa值

预设NI	80 kVp	100 kVp	120 kVp
10	1.0	1.0	1.0
15	1.0	1.0	1.0
20	0.84	0.77	0.79
25	0.76	0.67	0.71
30	0.79	0.69	0.73

注: Kappa值 ≥ 0.75 为一致性较好, 0.4~0.74 为一致性中等, < 0.4 为一致性较差。

在 ACTM 模式下, 固定 NI 和管电压时, 管电流随图像层数而变化, 形成管电流曲线。固定 NI 时, 不同管电压下, 管电流随图像层数的曲线, 见图 4 (以 NI=10 为例)。

### 3 讨论

自动管电流调节技术是基于个体化因素、解剖结构的不对称性以及扫描区域内组织构成对 X 线衰减差异较大的事实,

沿角度平面 (xy 平面) 和 (或) 长轴 (z 轴) 方向上, 实时调制管电流输出, 减少不同投照角度上不必要的 X 线输出和 (或) 按照事先设定的图像质量参考水平获取图像同时优化辐射剂量的方法, 目前已经成为剂量优化方面非常有效的工具<sup>[11]</sup>。然而辐射剂量与管电压的幂指数呈正比, 幂指数是随 CT 管球的滤过类型和形状改变而不同的<sup>[12]</sup>。有文献报道, 在固定毫安秒的情况下, 管电压从 120 kVp 降低到 100 kVp 可使辐射剂量下降 30% 左右<sup>[13]</sup>。本文旨在探究应用自动管电流调制技术时, 管电压设置对辐射剂量的影响。

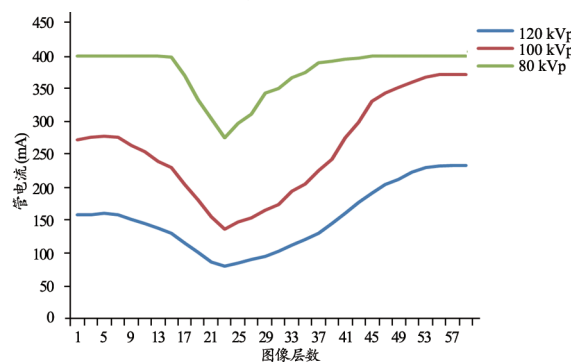


图4 NI为10时不同层面的管电流值

结果提示, 使用低管电压进行 ATCM 扫描, 除 NI 为 10 时, 图像噪声有显著差异外 ( $P < 0.05$ ), 其他 NI 下 3 种管电压扫描图像的客观噪声均无统计学差异 (表 2~3), 对于模体内 GGN 的主观评分亦无统计学差异 (表 4~5), 这一结果与 Rampado 等<sup>[14]</sup>的研究结果一致。NI 为 10 时, A 组 80 kVp 由于受 CT 高压发生器设置, 管电流最大限值为 400 mA, 不能满足图像 NI 为 10 的条件 (图 4),  $CTDI_{vol}$  为 8.31, 而 B 组和 C 组的  $CTDI_{vol}$  分别为 11.35 和 10.98。如表 1 所示, 相同管电压条件下扫描,  $CTDI_{vol}$  随着 NI 增大而减小。不同管电压辐射剂量比较显示, B 组在 NI 为 15、20、25、30 时的  $CTDI_{vol}$  分别为 15.19、2.91、1.86、1.29, 与 A 组 (5.4、3.12、1.97、1.35) 比较分别降低了 3.89%、6.73%、5.58%、4.44%, C 组 (4.81、2.68、1.72、1.19) 与 A 组比



较分别降低了 10.93%、14.10%、12.69%、11.85%。由此可见,在相同的图像 NI 下,CTDI<sub>vol</sub> 随管电压增大而减小。

80 kVp 管电压扫描,在 NI 为 10 时,由于受最大管电流调制限制,不能满足设置的图像噪声水平。相同 NI 下,管电压越高,管电流输出越少,而在低管电压下,明显增加管电流的输出,由于图像噪声对管电压非常敏感,管电压的变化对肿瘤检出率的影响高于管电流对其的影响,因此在临床上进行早期肿瘤的筛查或微小病灶检查时不宜采取降低管电压的方法。然而,低管电压的 ATCM 技术主要用于血管成像<sup>[15-16]</sup>或过小体型患者低剂量胸部扫描<sup>[17-18]</sup>。由于碘对比剂对 X 衰减敏感度较人体组织敏感,低管电压扫描常用于胸部的血管成像扫描来增加组织对比和减少造影剂用量。

本研究的不足之处在于没有明确低管电压胸部扫描的适用人群。使用高电压(120 kVp 以上)结合 ATCM 技术对辐射剂量的影响需要进一步研究。本研究应用 GE Optima CT680 CT 机扫描,对于其他设备自动管电流调制技术应用不同管电压扫描是否有相同的结果,需进一步研究。

#### 4 结论

本文探讨了应用自动管电流调节技术行胸部 CT 扫描时,管电压的变化对图像质量及辐射剂量的影响。结果提示,胸部 CT 扫描采用自动管电流调制技术时,要根据检查目的等因素,合理地设置管电压,从而在保证图像质量的前提下实现辐射剂量的降低。

#### [参考文献]

- [1] Hoshino C. The cancer risks of medical radiation exposure associated mainly with CT scans[J]. *J Japan Prim Care Ass*, 2015,38(4):369-382.
- [2] 赖宝艺,孙华平.多排螺旋CT动态增强扫描对肺孤立性结节鉴别诊断价值[J]. *医学影像学杂志*, 2015,(12):2274-2277.
- [3] Swensen SJ, Jett JR, Hartman TE, et al. CT screening for lung cancer: five-year prospective experience[J]. *Radiology*, 2005,235(1):259-265.
- [4] New York Early Lung Cancer Action Project Investigators. CT screening for lung cancer: diagnosis resulting from the New York Early Lung Cancer Action Project[J]. *Radiology*, 2007,243(1):293-294.
- [5] Lee KH, Lee JM, Moon SK, et al. Attenuation-based automatic tube voltage selection and tube current modulation for dose reduction at contrast-enhanced liver CT[J]. *Radiology*, 2012,265(2):437.
- [6] Peng Y, Ma D, Zhang Q, et al. Use of automatic tube current modulation with a standardized noise index in young

children undergoing chest computed tomography scans with 64-slice multi-detector computed tomography[J]. *Acta Radiol*, 2009,50(10):1175-1181.

- [7] Sookpeng S, Martin CJ, Gentle DJ, et al. Relationships between patient size, dose and image noise under automatic tube current modulation systems[J]. *J Radiol Prot*, 2014,34(1):103-123.
- [8] 徐岩,贺文,陈卉.迭代重建技术对低剂量CT图像质量和肺磨玻璃密度结节体积测量准确性的影响[J]. *中华放射学杂志*, 2013,47(10): 926-931.
- [9] 吴瑶媛,王万勤,刘斌,等. FBP、ASiR和VEO三种重建算法对常规剂量胸部CT图像质量的影响[J]. *中国医学影像技术*, 2012,28(3):575-578.
- [10] 陈疆红,贺文,赵丽琴,等.适应性统计迭代重建技术降低胸部低剂量CT图像噪声的效果[J]. *中国医学影像技术*, 2011,27(12): 2398-2402.
- [11] 王倩,赵心明.多层螺旋CT自动管电流调制技术及应用进展[J]. *医学综述*, 2013,19(4):702-706.
- [12] 于红,李惠民,李霄麟,等.腹腔动脉CT血管成像固定毫安秒低剂量技术探讨[J]. *中华放射学杂志*, 2009,43(7):688-692.
- [13] Sigalcinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, et al. Low-kilovoltage multi-detector row chest CT in adults: feasibility and effect on image quality and iodine dose[J]. *Radiology*, 2004,231(1):169.
- [14] Rampado O, Marchisio F, Izzo A, et al. Effective dose and image quality evaluation of an automatic CT tube current modulation system with an anthropomorphic phantom[J]. *Eur J Radiol*, 2009,72(1):181-187.
- [15] 邹平,薛跃君.64排螺旋CT双下肢血管成像低电压扫描的初步研究[J]. *临床放射学杂志*, 2013,32(9):1340-1342.
- [16] Shin HJ, Song SK, Lee JH, et al. Feasibility of low-concentration iodinated contrast medium with lower-tube-voltage dual-source CT aortography using iterative reconstruction: comparison with automatic exposure control CT aortography[J]. *Int J Cardiovas Imag*, 2015,32(1):53-61.
- [17] 孙记航,于彤,段晓岷,等.基于模型的迭代重建算法优化低管电压儿童胸部CTA图像质量[J]. *中国医学影像技术*, 2015,(2): 302-305.
- [18] Wang XX, Zhong YM, Hu LW, et al. A prospective evaluation of the contrast, radiation dose and image quality of contrast-enhanced CT scans of paediatric abdomens using a low-concentration iodinated contrast agent and low tube voltage combined with 70% ASIR algorithm[J]. *Int J Clin Pract*, 2016,70(9):16-21.

本文编辑 王静