

·临床研究·

自动管电流调制技术在 PET/CT 中的实际应用

周锐 陈晓良 余颂科 华俊 孟奔

重庆大学附属肿瘤医院, 重庆市肿瘤研究所, 重庆市肿瘤医院核医学科 400030

通信作者: 陈晓良, Email: chenxiaoliangcxl@sina.com

【摘要】目的 探讨自动管电流调制(ATCM)技术对 PET/CT 受检者 CT 图像质量及有效剂量的影响。**方法** 将 2017 年 10 月至 2018 年 7 月接受 PET/CT 检查的 90 例受检者按系统抽样方法分为 A、B、C 3 组, 每组各 30 例。CT 采用 ATCM 扫描。A、B 两组采用的管电流区间为 60~240 mA, 噪声指数分别为 10、15; C 组管电流区间为 60~180 mA, 噪声指数为 15。记录容积 CT 剂量指数($CTDI_{vol}$)和剂量长度乘积(DLP), 根据公式估算有效剂量。由两位核医学科主治医师及以上医师采用双盲法对受检者颈部、胸部、腹部、盆腔 CT 图像质量进行评分, 测定图像 CT 值、噪声值并计算信噪比。采用方差分析比较 3 组的噪声值、信噪比差异, 采用非参数检验中的 *Kruskal-Wallis* 检验比较 3 组的 $CTDI_{vol}$ 、DLP、有效剂量差异, 组内两两比较采用 *Nemenyi* 检验。**结果** A、B、C 3 组受检者所有图像质量评分均不低于 3 分, 且差异均有统计学意义 ($F=3.77\sim 14.42$, 均 $P<0.05$)。A、B、C 3 组受检者的噪声值[(11.90±2.83)~(26.03±3.74)]、信噪比[(2.03±0.34)~(4.35±0.71)]差异均有统计学意义 ($F=38.01\sim 64.20$ 和 $F=32.09\sim 81.62$, 均 $P<0.05$), CT 图像质量均能满足临床诊断要求。A、B、C 3 组受检者的 $CTDI_{vol}$ [(12.44±0.53)、(9.39±2.01)和(7.05±1.03) mGy]、DLP[(998.45±96.04)、(741.60±168.87)和(571.29±97.41) mGy·cm]、有效剂量[(14.98±1.44)、(11.12±2.53)和(8.57±1.46) mSv]的差异均有统计学意义 ($\chi^2=62.18$ 、57.19 和 57.16, 均 $P<0.05$)。其中, C 组比 A 组的有效剂量低, 差异有统计学意义 ($\chi^2=56.55$, $P<0.05$)。**结论** 应用 PET/CT ATCM 技术, 合理调节管电流区间及噪声指数, 保证图像质量的同时可有效降低受检者的有效剂量。

【关键词】 正电子发射断层显像计算机体层摄影术; 辐射剂量; 自动管电流调制技术; 图像质量

DOI: [10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.01.005](https://doi.org/10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.01.005)

Application of automatic tube current modulation technology in PET/CT

Zhou Rui, Chen Xiaoliang, Yu Songke, Hua Jun, Meng Ben

Department of Nuclear Medicine, Chongqing University Cancer Hospital, Chongqing Cancer Institute, Chongqing Cancer Hospital, Chongqing 400030, China

Corresponding author: Chen Xiaoliang, Email: chenxiaoliangcxl@sina.com

【Abstract】Objective To investigate the effects of automatic tube current modulation (ATCM) on CT image quality and effective dose(ED) of PET/CT of 90 patients. **Methods** PET/CT of 90 patients from October 2017 to July 2018 were randomly divided into three groups, A, B, and C by systematic sampling(30 cases in each group), and CT was scanned by ATCM. The tube current interval of group A and B was 60–240 mA, and the noise index(NI) was 10 and 15; the tube current interval of group C was 60–180 mA, and the NI was 15. The CT volume dose index($CTDI_{vol}$) and dose length product(DLP) were recorded, and the ED was estimated according to the formula. The CT image quality of neck, chest, abdomen, and pelvis were evaluated blindly by two and above attending physicians in nuclear medicine to calculate signal-to-noise ratio(SNR) by measuring CT value and noise value of the CT image. Noise value and SNR were compared with variance analysis. $CTDI_{vol}$,

DLP, and ED were compared with *Kruskal-Wallis* and with *Nemenyi* in pairs. **Results** Differences in noise value[(11.90±2.83)–(26.03±3.74)] and SNR [(2.03±0.34)–(4.35±0.71)] among three groups were statistically significant ($F=38.01-64.20$, $F=32.09-81.62$, and all $P<0.05$), and the CT image quality met the clinical diagnostic requirements. $CTDI_{vol}$ were (12.44±0.53), (9.39±2.01), and (7.05±1.03) mGy, DLP were (998.45±96.04), (741.60±168.87), and (571.29±97.41) mGy·cm, and ED were (14.98±1.44), (11.12±2.53), and (8.57±1.46) mSv among three groups, with statistically significant differences ($\chi^2=62.18$, 57.19, 57.16, and all $P<0.05$). Group C was lower than group A($\chi^2=56.55$, $P<0.05$) with statistically significant differences. **Conclusion** ATCM technology can ensure the image quality while reducing the ED effectively by modulating the current interval and NI reasonably.

【Key words】 Positron emission tomography computed tomography; Radiation dosage; Automatic tube current modulation; Image quality

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2019.01.005

PET/CT 是将 PET 和 CT 两种先进的影像学技术有机地集合在一起的分子影像学设备。PET 是采用正电子核素标记显像剂参与活体代谢, 提供分子水平上反映体内代谢的影像, 但对图像解剖结构显示不清楚; CT 的分辨率高, 图像具有精细的解剖结构信息, 但缺乏功能信息。把两者有机地结合起来, 实现了功能图像与解剖图像信息的互补, 并且提高了诊断的灵敏度、特异度和准确率。但随着 CT 设备的广泛应用, 潜在的辐射危害也引起了人们的关注^[1]。PET/CT 是肿瘤诊断和分期的最佳方法之一, 但受检者所受辐射剂量必须充分考虑, 以平衡检查的益处和辐射暴露的风险^[2]。自动管电流调制(automatic tube current modulation, ATCM)技术能有效降低辐射剂量, 近些年来得到了广泛应用^[3-4]。笔者通过调节管电流区间和噪声指数(noise index, NI), 评价 ATCM 技术对 PET/CT 中 CT 图像质量及受检者有效剂量(effective dose, ED)的影响。

1 资料与方法

1.1 一般资料

将2017年10月至2018年7月在我科行PET/CT检查的90例成年受检者采用系统抽样方法分为A、B、C3组, 每组各30例。纳入标准: ①明确有恶性肿瘤病史的成年受检者; ②意识清晰、配合度较好者; ③检查过程中体位无移动者。排除标准: ①体内有金属支架影响图像质量者; ②7d内有钡灌肠或食道造影者; ③有较重呼吸问题或无法配合者。A组: 男性16例、女性14例, 年龄24~78(53.7±12.74)岁; B组: 男性12例、女性18例,

年龄21~81(55.4±10.41)岁; C组: 男性17例、女性13例, 年龄22~79(56.6±11.48)岁。记录受检者身高、体重, 并计算体质量指数(body mass index, BMI), $BMI=体重/身高^2$ 。检查前患者或其家属均签署了知情同意书。

1.2 检查方法

检查仪器为美国GE公司Discovery PET/CT 710, 检查前去除身上所有影响图像质量的异物, 体位为仰卧位, 受检者双臂上举交叉于头顶, 先行CT正、侧位定位扫描, 然后进行ACTM扫描, 范围为颅底至股骨上段。扫描条件: 管电压120 kV, 层厚3.75 mm, 螺距0.984:1, 球管旋转速度0.6 s/转, A、B两组管电流区间为60~240 mA, NI分别为10、15, C组管电流区间为60~180 mA, NI为15, 采用默认的迭代法重建图像。

1.3 图像质量评价

1.3.1 图像质量主观评价

屏蔽图像采集信息, 由两位核医学科主治医师及以上医师对A、B、C3组CT图像进行盲评打分。评分标准采用5分制^[5]: 5分, 图像对比度好, 噪声很小, 完全满足诊断要求; 4分, 图像解剖结构较清晰, 噪声少, 满足诊断要求; 3分, 图像一般, 噪声稍高, 基本满足诊断要求; 2分, 图像较差, 噪声大, 有伪影, 很难满足诊断要求; 1分, 图像无效, 噪声大, 伪影重, 无法满足诊断要求。颈部CT图像选取下颌角层面, 窗宽350 HU, 窗位40 HU; 胸部CT图像选取气管隆突层面, 窗宽350 HU, 窗位40 HU; 腹部CT图像选取肝门层面, 窗宽220 HU, 窗位40 HU; 盆腔CT图像选

取髂总动脉分叉层面,窗宽 250 HU,窗位 40 HU。

1.3.2 图像质量客观评价

CT 图像客观评价层面与主观评价层面一致,颈部 CT 在胸锁乳突肌划定 ROI, ROI 面积为 30 mm²;胸部 CT 在降主动脉划定 ROI, ROI 面积为 100 mm²;腹部 CT 在脾脏内划定 ROI, ROI 面积为 70~80 mm²;盆腔 CT 在右侧腰大肌内划定 ROI, ROI 面积为 70~80 mm²。测定 ROI 内平均 CT 值及其标准差(standard deviation, SD),噪声用 SD 值表示^[6]。信噪比(signal noise ratio, SNR)=CT 值/SD 值。

1.4 ED 的计算

在 CT 剂量报告上读取并记录容积 CT 剂量指数(volume CT dose index, CTDI_{vol})和剂量长度乘积(dose length product, DLP)。ED 采用 DLP 估算法^[7-8]计算:ED=k·DLP,其中, k 为加权因子,单位为 mSv/(mGy·cm), DLP 单位为 mGy·cm。年龄和部位不同, k 值也不同,成年人躯干 k=0.015^[7]。

1.5 统计学方法

采用 SPSS22.0 软件进行统计学分析,计量资料符合正态分布,采用均数±标准差($\bar{x}\pm s$)表示。应用方差分析比较 A、B、C 3 组 SD、SNR 差异,应用非参数检验中的 *Kruskal-Wallis* 检验比较 3 组 CTDI_{vol}、DLP、ED 差异,组内两两比较采用 *Nemenyi* 检验。 $P<0.05$ 表示差异具有统计学意义。采用 *Kappa* 检验评价 2 位医师对各组图像质量评分的一致性:*Kappa* 值 >0.75 为一致性较好、0.40~0.75 为一致性一般、<0.40 为一致性差。

2 结果

A、B、C 3 组患者的身高、体重、BMI 的差

异均无统计学意义($F=0.73$ 、 0.40 、 0.95 , 均 $P>0.05$)(表 1),具有可比性。2 名医师对 CT 图像质量评分的一致性较好,*Kappa* 值为 0.69~0.83。3 组患者所有图像质量评分均不低于 3 分,且差异均有统计学意义($F=3.77$ ~ 14.42 , 均 $P<0.05$)(表 2)。A、B、C 3 组患者的 SD 值和 SNR 差异均有统计学意义($F=38.01$ ~ 64.20 和 $F=32.09$ ~ 81.62 , 均 $P<0.05$)(表 3)。A、B、C 3 组患者的 CTDI_{vol}、DLP、ED 的差异均有统计学意义($\chi^2=62.18$ 、 57.19 和 57.16 , 均

表 1 90 例行 PET/CT 检查的成年受检者的基本信息($\bar{x}\pm s$)

Table 1 Basic information of PET/CT of 90 patients($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	身高(m)	体重(kg)	MBI(kg/m ²)
A组	30	1.62±0.09	56.53±9.88	21.63±3.01
B组	30	1.64±0.07	57.97±9.05	21.65±2.93
C组	30	1.61±0.09	58.63±8.94	22.59±3.24
F值		0.73	0.40	0.95
P值		0.487	0.672	0.389

注:表中, A、B、C 3 组为采用系统抽样方法进行的分组。PET: 正电子发射断层显像术; CT: 计算机体层摄影术; MBI: 体质量指数。

表 2 90 例行 PET/CT 检查的成年受检者的 CT 图像质量主观评分($\bar{x}\pm s$)

Table 2 Subjective evaluation of CT image quality of PET/CT of 90 patients ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	颈部CT(分)	胸部CT(分)	腹部CT(分)	盆腔CT(分)
A组	30	4.37±0.49	4.43±0.50	4.30±0.53	4.30±0.47
B组	30	4.06±0.45	4.16±0.46	4.00±0.45	3.97±0.49
C组	30	4.00±0.49	4.10±0.48	3.67±0.55	3.63±0.49
F值		4.96	3.77	11.58	14.42
P值		0.010	0.029	0.000	0.000

注:表中, A、B、C 3 组为采用系统抽样方法进行的分组。PET: 正电子发射断层显像术; CT: 计算机体层摄影术。

表 3 90 例行 PET/CT 检查的成年受检者的 CT 图像质量客观评价结果($\bar{x}\pm s$)

Table 3 Objective evaluation of CT image quality of PET/CT of 90 patients ($\bar{x}\pm s$)

组别	例数	SD				SNR			
		颈部	胸部	腹部	盆腔	颈部	胸部	腹部	盆腔
A组	30	11.90±2.83	12.07±1.55	18.17±2.99	17.96±3.06	4.35±0.71	3.20±0.52	2.96±0.49	3.07±0.61
B组	30	19.89±3.44	15.42±1.93	21.61±3.71	22.82±2.82	2.71±0.48	2.51±0.32	2.46±0.41	2.33±0.33
C组	30	20.67±3.63	16.22±2.15	26.03±3.74	25.65±2.54	2.61±0.56	2.39±0.41	2.03±0.34	2.07±0.26
F值		64.20	40.39	38.01	57.21	81.62	32.09	37.61	53.67
P值		0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000	0.000

注:表中, A、B、C 3 组为采用系统抽样方法进行的分组。PET: 正电子发射断层显像术; CT: 计算机体层摄影术; SD: 标准差(即:噪声值); SNR: 信噪比。

$P < 0.05$) (表 4)。ED 的两两比较, B 组比 A 组低, 差异有统计学意义 ($\chi^2 = 19.70, P < 0.05$); C 组比 B 组低, 差异有统计学意义 ($\chi^2 = 9.50, P < 0.05$); C 组比 A 组低, 差异有统计学意义 ($\chi^2 = 56.55, P < 0.05$)。

表 4 90 例行 PET/CT 检查的成年受检者的辐射剂量 ($\bar{x} \pm s$)

Table 4 Radiation dose of PET/CT of 90 patients ($\bar{x} \pm s$)

组别	例数	CTDI _{vol} (mGy)	DLP(mGy·cm)	ED(mSv)
A组	30	12.44±0.53	998.45±96.04	14.98±1.44
B组	30	9.39±2.01	741.60±168.87	11.12±2.53
C组	30	7.05±1.03	571.29±97.41	8.57±1.46
χ^2 值		62.18	57.19	57.16
P值		0.000	0.000	0.000

注: 表中, A、B、C 3组为采用系统抽样方法进行的分组。
PET: 正电子发射断层显像术; CT: 计算机体层摄影术;
CTDI_{vol}: 容积CT剂量指数; DLP: 剂量长度乘积; ED: 有效剂量。

3 讨论

PET/CT 受检者所受辐射来源于两部分, 一部分是 PET 扫描时注射的放射性显像剂 ¹⁸F-FDG, 另一部分是 CT 扫描中的 X 射线。PET/CT 对受检者产生的辐射剂量比单独 PET 扫描或者局部 CT 扫描所产生的辐射剂量明显增加^[9]。在保证受检者图像质量足以满足临床诊断的同时, 目前的观点普遍认为扫描剂量越低越好^[10]。梁子威等^[11]统计了 2012 年 1 月至 2014 年 6 月《中华核医学与分子影像杂志》和《Journal of Nuclear Medicine》报道的有关 PET/CT 检查中 ¹⁸F-FDG 的注射剂量, 分别为 3.7~7.4 MBq/kg 和 3.9~7.4 MBq/kg, 多数为 3.7~5.55 MBq/kg, 注射剂量与受检者体重呈正比, 产生的辐射剂量相对固定。

本研究主要通过调节管电流区间和 NI, 探讨 ATCM 技术在 PET/CT 中的实际应用。PET/CT 中的 CT 扫描一次完成, 包括颈部、胸部、腹部、盆腔等不同部位, 由于厚度及组织构成变化很大, 导致 X 射线的衰减差异明显, 不同部位所需的管电流必然不同, 使用固定的管电流模式显然无法满足这一需求且会导致辐射剂量相对较高。近年来, 学术界和业界研究者都在积极探索减少辐射剂量且同时保持图像质量的方法, ATCM 技术应运而生。ATCM 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 射线衰减差异较大这一事实, 沿角度平面(XY 平面)和(或)长轴

(Z 轴)方向上, 通过在线或非在线方式实时调制管电流输出, 减少不同投照角度上不必要的 X 射线输出以获得最佳 X 射线分布的一项技术。ATCM 有两个关键设置参数: 管电流区间和 NI。管电流设置过高会使体型过小的受检者过度曝光从而导致不必要的辐射剂量, 设置过低会使体型过大的受检者曝光不足从而导致伪影、噪声高, 图像质量差, 设置适当的管电流区间不仅能保证图像质量还能优化受检者的辐射剂量。预设 NI 是通过调整图像的噪声水平进一步调节管电流, NI 每降低 5%, 图像噪声随之降低, 但辐射剂量将会增加 10%^[12]。

本研究中设置 A、B 两组管电流区间为 60~240 mA, NI 分别为 10、15; C 组管电流区间为 60~180 mA, NI 为 15, CT 图像质量主观评分均不低于 3 分, 可满足临床诊断要求。虽然管电流区间上限降低, NI 增高, 会导致 SD 增加, SNR 降低, 图像质量变差, 评分变低, 但 CT 剂量相关参数 CTDI_{vol}、DLP、ED 也会相应降低。有文献报道, PET/CT 中 CT 的辐射剂量高达 80 mSv^[13], 本研究中 A、B、C 3 组的 ED 均远低于该文献报道结果, 其中 C 组的 ED 与梁子威等^[11]报道的关于仿真人模型 CT 扫描得到的 ED(8.12 mSv)相当。通过降低管电流区间上限, B 组 ED 比 A 组降低; 通过增加 NI, C 组 ED 比 B 组降低; 通过降低管电流区间上限和增加 NI, C 组 ED 比 A 组降低。

降低管电流是降低 CT 辐射剂量的最佳方法, 但管电流降低会导致密度分辨率受到光子噪声的影响, 影像呈颗粒性, 图像质量下降是无法弥补的缺陷^[14]。如果进一步对 C 组进行降低管电流区间上限或者增加 NI, 可能会导致图像质量尤其是腹部和盆腔的图像质量无法达到诊断要求。因此, 不能盲目追求低剂量, 否则增加的防护代价往往得不偿失。

在 PET/CT 中应用 ATCM 技术, 合理调节管电流区间及 NI, 在保证图像质量的同时可有效降低受检者的 ED。医学影像中的 ALARA(尽可能的低剂量)指导原则要求的是剂量优化, 而不是纯粹降低剂量^[15]。尽可能的低剂量指导原则中也并未具体说明多大的剂量是一定合适的^[16]。在实际临床应用中可根据受检者的检查目的和诊断要求, 设定相应的扫描参数。

利益冲突 本研究由署名作者按以下贡献声明独立开展, 不涉及任何利益冲突。

作者贡献声明 周锐负责研究命题的提出、数据的分析总结、论文的撰写; 陈晓良负责命题的设计与建立、指导审核及修订; 余颂科负责数据的采集及处理; 华俊、孟奔负责诊断评价。

参 考 文 献

- [1] Chen JH , Jin EH , He W, et al. Combining Automatic Tube Current Modulation with Adaptive Statistical Iterative Reconstruction for Low-Dose Chest CT Screening[J/OL]. *PLoS One*, 2014, 9(4): e92414[2018-07-15]. <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0092414>. DOI: 10.1371/journal.pone.0092414.
- [2] Quinn B, Dauer Z, Pandit-Taskar N, et al. Radiation dosimetry of ¹⁸F-FDG PET/CT: incorporating exam-specific parameters in dose estimates[J]. *BMC Med Imaging*, 2016, 16(1): 41. DOI: 10.1186/s12880-016-0143-y.
- [3] Wang X, He W, Chen J, et al. Feasibility Study of Radiation Dose Reduction in Adult Female Pelvic CT Scan with Low Tube-Voltage and Adaptive Statistical Iterative Reconstruction[J]. *Korean J Radiol*, 2015, 16(5): 1047-1055. DOI: 10.3348/kjr.2015.16.5.1047.
- [4] 高军, 于彤, 刘志敏, 等. 自适应迭代重建算法在儿童低剂量颈椎 CT 检查中的应用价值[J]. *中华放射学杂志*, 2016, 50(1): 37-40. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2016.01.009.
- Gao J, Yu T, Liu ZM, et al. Application value of adaptive iterative reconstruction algorithm in low dose pediatric cervical CT[J]. *Chin J Radiol*, 2016, 50(1): 37-40. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2016.01.009.
- [5] 赵慧萍, 吕培杰, 张丽英, 等. 基于能谱 CT 智能匹配技术的半剂量能谱 CT 联合自适应统计迭代重建技术在肥胖患者上腹部扫描中的应用价值[J]. *中华医学杂志*, 2017, 97(47): 3681-3686. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0376-2491.2017.47.001.
- Zhao HP, Lyu PJ, Zhang LY, et al. Application of half-dose spectral CT based on the automatic spectral imaging mode selection and adaptive statistical iterative reconstruction in the CT examination of upper abdomen in obese patients[J]. *Natl Med J China*, 2017, 97(47): 3681-3686. DOI: 10.3760/cma.j.issn.0376-2491.2017.47.001.
- [6] Buls N, Van Gompel G, Van Caueren T, et al. Contrast agent and radiation dose reduction in abdominal CT by a combination of low tube voltage and advanced image reconstruction algorithms[J]. *Eur Radiol*, 2015, 25(4): 1023-1031. DOI: 10.1007/s00330-014-3510-5.
- [7] Larson DB, Wang LL, Podberesky DJ, et al. System for verifiable CT radiation dose optimization based on image quality. part I. Optimization model[J]. *Radiology*, 2013, 269(1): 167-176. DOI: 10.1148/radiol.13122320.
- [8] Deak PD, Smal Y, Kalender WA. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product[J]. *Radiology*, 2010, 257(1): 158-166. DOI: 10.1148/radiol.10100047.
- [9] 张连宇, 耿建华. PET/CT 中的 CT 剂量和质量控制[J]. *中国医学影像技术*, 2011, 27(11): 2365-2367.
- Zhang LY, Geng JH. Quality and dose control of CT component in PET/CT[J]. *Chin J Med Imaging Technol*, 2011, 27(11): 2365-2367.
- [10] Kim GR, Hur J, Lee SM, et al. CT fluoroscopy-guided lung biopsy versus conventional CT-guided lung biopsy: a prospective controlled study to assess radiation doses and diagnostic performance[J]. *Eur Radiol*, 2011, 21(2): 232-239. DOI: 10.1007/s00330-010-1936-y.
- [11] 梁子威, 耿建华, 王奕斌, 等. PET/CT 受检者的有效剂量及其影响因素的研究[J]. *中国医学装备*, 2015, 12(11): 1-4, 5. DOI: 10.3969/J.ISSN.1672-8270.2015.11.001.
- Liang ZW, Geng JH, Wang YB, et al. Research on effective dose and influence factors for PET/CT patients[J]. *China Med Equip*, 2015, 12(11): 1-4, 5. DOI: 10.3969/J.ISSN.1672-8270.2015.11.001.
- [12] Kalra MK, Maher MM, Kamath RS, et al. Sixteen-detector row CT of abdomen and pelvis: study for optimization of Z-axis modulation technique performed in 153 patients[J]. *Radiology*, 2004, 233(1): 241-249. DOI: 10.1148/radiol.2331031505.
- [13] Delbeke D, Coleman RE, Guiberteau MJ, et al. Procedure guideline for tumor imaging with ¹⁸F-FDG PET/CT 1.0[J]. *J Nucl Med*, 2006, 47(5): 885-895.
- [14] Donnelly EF. Technical parameters and interpretive issues in screening computed tomography scans for lung cancer[J]. *J Thorac Imaging*, 2012, 27(4): 224-229. DOI: 10.1097/RTI.0b013e3182568019.
- [15] Larson DB, Malarik RJ, Hall SM, et al. System for verifiable CT radiation dose optimization based on image quality. part II. process control system[J]. *Radiology*, 2013, 269(1): 177-185. DOI: 10.1148/radiol.13122321.
- [16] Bankier AA, Kressel HY. Through the Looking Glass revisited: the need for more meaning and less drama in the reporting of dose and dose reduction in CT[J]. *Radiology*, 2012, 265(1): 4-8. DOI: 10.1148/radiol.12121145.

(收稿日期: 2018-07-15)