

# 腹部 CT 能谱扫描与常规扫描射线剂量和图像噪声的对比研究

林晓珠 田中功 福井利佳 徐学勤 町田治彦 上野惠子 陈克敏 严福华

**【摘要】** **目的** 探讨腹部 CT 单源瞬时 kVp 切换模式与常规 CT 120 kVp 扫描的射线剂量和图像噪声的关系。**方法** 采用质量评价标准体模,对其中的水模部分分别进行能谱成像和常规螺旋扫描,获得常规扫描模式与能谱扫描模式 mAs 的回归方程,并计算出不同能谱成像(GSI)扫描参数所对应的常规 120 kVp 扫描 mAs。回顾性分析 22 例全腹部 CT 增强扫描患者资料。根据平扫常规扫描所使用的 mAs 选择相应的能谱模式进行增强门静脉期扫描,分别测量常规和能谱 CT 扫描在肝实质、膀胱区的图像噪声。采用配对 *t* 检验比较常规扫描与能谱扫描的射线剂量和图像噪声。**结果** 22 例患者 CT 能谱成像和常规螺旋扫描的 CT 剂量指数分别为 $(13.8 \pm 4.8)$ 和 $(14.0 \pm 7.0)$  mGy,剂量长度乘积分别为 $(691.1 \pm 274.2)$ 和 $(678.8 \pm 385.0)$  mGy·cm,差异均无统计学意义(*t* 值分别为 0.177 和 -0.260, *P* 值均  $>0.05$ )。在肝脏,65 keV 单能量图像的噪声为 $(7.6 \pm 1.4)$  HU,低于常规扫描滤波反投影(FBP)图像和 20% 自适应统计迭代重建(ASIR)图像[分别为 $(10.4 \pm 1.0)$ 和 $(9.1 \pm 0.9)$  HU],与 40% ASIR 图像相当[ $(7.8 \pm 0.7)$  HU],高于 60% ASIR 图像噪声[ $(6.7 \pm 0.7)$  HU];在膀胱,65 keV 单能量图像的噪声[ $(9.1 \pm 1.3)$  HU]低于常规扫描 FBP 图像[ $(10.5 \pm 1.3)$  HU],与 20% ASIR 图像相当[ $(9.2 \pm 1.2)$  HU],高于 40% 和 60% ASIR 图像的噪声[分别为 $(8.0 \pm 1.1)$ 和 $(6.8 \pm 0.9)$  HU]。**结论** 通过选择合适的参数,腹部 CT 能谱扫描与常规扫描的射线剂量相当;65 keV 单能量图像的噪声低于常规扫描的 FBP 重建图像、与 20% ~ 40% ASIR 图像噪声相当,可在临床中常规应用。

**【关键词】** 体层摄影术, X 线计算机; 辐射剂量; 对比研究

**Comparative study of radiation dose and image noise between single-source fast kilo voltage peak switching technique and conventional mode on abdominal CT** LIN Xiao-zhu\*, Isao Tanaka, Rika Fukui, XU Xue-qin, Haruhiko Machida, Eiko Ueno, CHEN Ke-min, YAN Fu-hua. \* Department of Radiology, Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University School of Medicine, Shanghai 200025 China  
Corresponding author: YAN Fu-hua, Email: yanfuhua@yahoo.com

**【Abstract】** **Objective** To investigate the radiation dose and image noise of abdominal CT with spectral imaging and conventional scan mode. **Methods** This was a retrospective study. The first part of this study was a phantom study. A standard quality assessment phantom was scanned with gemstone spectral imaging mode and conventional helical mode using 120 kVp with different mAs. A regression function for the mAs between conventional scan mode and spectral imaging mode was obtained. According to the regression function, the mAs on 120 kVp corresponding to different gemstone spectral imaging protocol were calculated. The second part of this study was a clinical study. Twenty-two patients who underwent contrast enhanced abdominal CT scanning were included. The pre-contrast CT was scanned by a conventional mode with automatic exposure control technique. According to the mAs of pre-contrast scan, corresponding spectral imaging parameters were selected for the portal venous phase of post-contrast scan. Five sets of images with 5 mm slice thickness were reconstructed, with 65 keV monochromatic image for spectral imaging and FBP, 20%, 40% and 60% ASIR image for conventional imaging respectively. Image noise was measured on hepatic parenchyma and urinary bladder for each set of image. Radiation dose and image noise were compared between CT spectral imaging and conventional imaging with paired *t*-test. **Results** No significant differences

DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2013.02.005

基金项目:上海市科学技术委员会医学重点项目基金资助项目(10411953000)

作者单位:200025 上海交通大学医学院附属瑞金医院放射科(林晓珠、徐学勤、陈克敏、严福华);东京女子医科大学东医疗中心放射线科(田中功、福井利佳、町田治彦、上野惠子)

通信作者:严福华, Email: yanfuhua@yahoo.com

were found for the CTDIvol [(13.8 ± 4.8) mGy versus (14.0 ± 7.0) mGy] and DLP [(691.1 ± 274.2) mGy · cm versus (678.8 ± 385.0) mGy · cm] between CT spectral imaging and conventional imaging. Monochromatic image (65 keV) by spectral imaging [(7.6 ± 1.4) HU for hepatic parenchyma and (9.1 ± 1.3) HU for urinary bladder] had equal image noise with 40% ASIR [hepatic parenchyma; (7.8 ± 0.7) HU] and 20% ASIR [urinary bladder; (9.2 ± 1.2) HU] and lower image noise than FBP image [(10.4 ± 1.0) HU for hepatic parenchyma and (10.5 ± 1.3) HU for urinary bladder] by conventional imaging. **Conclusions** The radiation dose of CT spectral imaging and conventional CT scan is equivalent with spectral imaging parameters appropriately selected. Monochromatic image (65 keV) by CT spectral imaging has lower image noise than FBP image, and same image noise with 40% ASIR (hepatic parenchyma) and 20% ASIR (urinary bladder) by conventional imaging.

**【Key words】** Tomography, X-ray computed; Radiation Dosage; Comparative study

CT 能谱成像技术应用于临床时间较短,其射线剂量和图像质量一直是相关领域学者研究的重点。另外采用单源瞬时千伏峰(kilo voltage peak, kVp)切换技术的 CT 能谱扫描模式,使用者目前不能随意选择管电流,如何选择合适的扫描参数进行 CT 能谱成像也是临床工作中亟待解决的问题。笔者旨在通过体模实验和临床研究探讨 CT 能谱扫描参数的合理选择以及腹部 CT 能谱扫描与常规扫描的射线剂量和图像质量的关系,为能谱 CT 成像技术的临床应用提供更多的经验,报道如下。

**资料与方法**

本研究分 2 部分,第 1 部分为体模实验,第 2 部分为临床研究。扫描均在能谱 CT(Discovery CT750 HD, GE HealthCare, Milwaukee, 美国)上完成;数据均在日本东京女子医科大学东医疗中心采集和测量。

**一、体模实验**

2011 年 9 月 8 至 9 日,采用质量评价(quality assessment, QA)标准体模,对其中的水模部分进行扫描。扫描分为 2 组:第 1 组为能谱成像的扫描,使用 9 种不同毫安秒(mili Ampere second, mAs)的能谱成像扫描模式(单源瞬时 kVp 切换)分别进行扫描;第 2 组为常规螺旋扫描,旋转速度为 1.0 s/周,毫安(mA)从 175 ~ 700 mA(25 mA 间隔)分别进行扫描。因为使用 1.0 s/周的旋转速度,所以 mA 与 mAs 数值一致。其余扫描参数 2 组均一致。FOV 25 cm × 25 cm,螺距 1.375,探测器宽度 40 mm,层厚、层间距均为 1.25 mm,标准算法重建。常规扫描采用滤过反投影重建图像;能谱 CT 图像测量采用 65 keV 的单能量图像。在水模部分选取中央层面,放置 3 个 ROI,测量每个 ROI 的 CT 值的标准差,取三者的均数作为图像的噪声值(体模的测量噪声,图 1)。依次测量 2 组中每一次扫描同一层面的噪声值,根据噪声相等的原则,将 2 组扫描数据的 mAs 进行相关和回归分析,获得常规扫描模式与能谱扫

描模式 mAs 的回归方程。体模实验中,能谱 CT 成像扫描模式 mAs(y)与常规 CT 扫描模式的 mAs(x)的线性回归方程为  $y = 1.0173x + 13.617$ ,能谱成像扫描模式与常规 CT 扫描模式 mAs 之间的相关系数( $r = 0.985$ )。并根据回归方程,计算出不同能谱成像(gemstone spectral imaging, GSI)扫描参数所对应的常规 120 kVp 扫描 mAs(表 1)。

**表 1** 常规 CT 120 kVp 扫描的 mAs 与能谱成像扫描模式的参数对应表

| 常规扫描 mAs  | 能谱成像扫描         |     |             |             |
|-----------|----------------|-----|-------------|-------------|
|           | 参数             | mAs | 模式<br>(中视野) | 模式<br>(大视野) |
| ≤177      | 0.6 s × 275 mA | 165 | GSI-55      | GSI-54      |
| 178 ~ 207 | 0.7 s × 275 mA | 192 | GSI-45      | GSI-44      |
| 208 ~ 244 | 0.6 s × 375 mA | 225 | GSI-32      | GSI-31      |
| 245 ~ 289 | 0.7 s × 375 mA | 263 | GSI-23      | GSI-22      |
| 290 ~ 349 | 0.5 s × 630 mA | 315 | GSI-3       | GSI-1       |
| 350 ~ 414 | 0.6 s × 640 mA | 384 | GSI-16      | GSI-15      |
| 415 ~ 459 | 0.8 s × 550 mA | 440 | GSI-28      | GSI-27      |
| 460 ~ 539 | 0.8 s × 600 mA | 480 | GSI-11      | GSI-10      |
| ≥540      | 1.0 s × 600 mA | 600 | GSI-6       | GSI-5       |

注:mAs:毫安秒;GSI:能谱成像;中视野为 36 cm × 36 cm;大视野为 50 cm × 50 cm

**二、临床研究**

本研究获得日本东京女子医科大学东医疗中心伦理委员会的批准和患者的知情同意。

1. 患者资料:回顾性分析 2012 年 3 月 5 至 19 日,日本东京女子医科大学东医疗中心的 22 例患者 CT 检查数据。患者均因病情需要行全腹部 CT 增强检查,扫描范围从膈顶至耻骨联合。男 12 例、女 10 例;年龄 49 ~ 82 岁,平均(66 ± 9)岁;体质指数(body mass index, BMI) 16.0 ~ 33.7 kg/m<sup>2</sup>,平均为(21.0 ± 4.2) kg/m<sup>2</sup>。

2. 扫描方法和参数:平扫使用常规的螺旋扫描,机架旋转速度为 0.4 s/周,螺距 1.375,探测器宽度为 40 mm,管电压 120 kVp,采用自动毫安技术,层厚为 5 mm,噪声指数为 10 HU。图像重建算法均为

标准算法,采用不同百分比自适应统计迭代重建 (adaptive statistical iterative reconstruction, ASIR, 0、20%、40% 和 60%) 重建 4 组图像。门静脉期采用能谱成像扫描模式(单源瞬时 kVp 切换),根据平扫所采用的自动毫安中出现的最大 mAs 选择与表 1 中最接近的 mAs 的能谱成像参数来进行门静脉期的能谱成像扫描,螺距为 1.375,探测器宽度为 40 mm,能谱 CT 图像重建 65 keV 的 5 mm 的单能量图像,重建算法均为标准算法。

3. 数据分析:记录平扫的常规螺旋扫描和门静脉期能谱扫描的 CT 剂量指数 (CT dose index, CTDIvol) 和剂量长度乘积 (dose length product, DLP),并对不同扫描方法的二次扫描的剂量进行比较。对能谱成像的 65 keV 门静脉期图像,120 kVp 的滤波反投影 (filtered back projection, FBP) 图像,20%、40% 和 60% ASIR 图像同一层面的肝实质和膀胱区各选取 3 个 ROI (100 mm<sup>2</sup>),测量每个 ROI CT 值的标准差,取三者的均值作为图像的测量噪声 (N<sub>1</sub> 为肝实质的测量噪声和 N<sub>2</sub> 为膀胱区的测量噪声),并比较能谱扫描 65 keV 单能量图像与常规扫描 FBP、20%、40% 和 60% ASIR 图像的测量噪声 (图 2,3)。

4. 统计学方法:统计分析软件采用 SPSS 13.0, 2 次扫描剂量的比较和单能量图像与常规图像噪声的比较采用配对 t 检验, P < 0.05 为差异有统计学意义。

### 结 果

22 例患者 CT 能谱成像和常规螺旋扫描的 CTDIvol 分别为 (13.8 ± 4.8) 和 (14.0 ± 7.0) mGy, DLP 为 (691.1 ± 274.2) 和 (678.8 ± 385.0) mGy · cm, 差异均无统计学意义 (t 值分别为 0.177 和 -0.260, P 值分别为 0.862 和 0.797)。在肝脏,65 keV 单能量图像的噪声低于常规扫描 FBP 图像和 20% ASIR 图像,与 40% ASIR 图像相当,高于 60% ASIR 图像噪声;在膀胱,65 keV 单能量图像的噪声低于常规

扫描 FBP 图像,与 20% ASIR 图像相当,高于 40% 和 60% ASIR 图像的噪声 (图 4 ~ 13,表 2)。

### 讨 论

腹部是能谱 CT 目前应用最为广泛的部位<sup>[1-6]</sup>,如何在尽可能低的射线剂量条件下获得可供临床诊断的图像质量一直是相关领域学者致力研究的课题。虽然初期有研究显示 CT 能谱成像较常规 CT 扫描剂量略高<sup>[7]</sup>,但随着技术的不断发展与改进,最近的研究表明,CT 能谱成像与常规 CT 扫描具有相似的射线剂量,且能谱 CT 65 keV 单能量图像在空间分辨率、图像噪声以及对比噪声比方面均与常规腹部扫描序列所获取的图像相当<sup>[8]</sup>。

本研究中,通过体模实验明确了 CT 常规扫描与能谱扫描模式的 mAs 之间的关系,建立了两者的回归方程,并根据目前可选的能谱成像扫描参数计算出了相对应的常规扫描的 mAs。临床研究结果显示,对于相同范围的全腹部 CT,常规扫描模式与能谱扫描模式在射线剂量方面差异无统计学意义。另外,65 keV 单能量图像的噪声低于常规 FBP 图像,与 40% ASIR (肝脏)、20% ASIR (膀胱) 图像噪声相当。虽然本研究结果显示 65 keV 的图像噪声均高于常规 60% ASIR 的图像噪声,但 60% ASIR 并非临床常规使用的降噪水平,笔者所在医院常规腹部 CT 图像采用的是 30% ~ 40% 的 ASIR。另外,最新的能谱成像技术已经可以与 ASIR 技术结合使用,允许操作者根据需要选择不同水平的 ASIR 重建单能量图像,这也将为进一步提高 CT 能谱成像的图像质量和降低剂量提供可能。随着高效能的降噪算法的出现和不断完善<sup>[9]</sup>,可望进一步降低 CT 能谱成像的各种图像的噪声,最大程度利用能谱 CT 图像在能量领域方面的丰富信息。在本研究中由于 2 次扫描为不同的期相,对于图像质量的评价受到限制,仅就图像噪声进行测量,未能就对比噪声比进行评估。

表 2 22 例患者 CT 能谱扫描与常规 120 kVp 扫描肝和膀胱图像噪声的比较 (HU,  $\bar{x} \pm s$ )

| 扫描图像              | N <sub>1</sub> | N <sub>2</sub> | t 值 <sup>a</sup> | P 值 <sup>a</sup> | t 值 <sup>b</sup> | P 值 <sup>b</sup> |
|-------------------|----------------|----------------|------------------|------------------|------------------|------------------|
| 65 keV 能谱扫描       | 7.6 ± 1.4      | 9.1 ± 1.3      |                  |                  |                  |                  |
| 常规 120 kVp FBP 扫描 | 10.4 ± 1.0     | 10.5 ± 1.3     | -8.576           | <0.01            | -4.504           | <0.01            |
| 20% ASIR          | 9.1 ± 0.9      | 9.2 ± 1.2      | -4.787           | <0.01            | -0.372           | >0.05            |
| 40% ASIR          | 7.8 ± 0.7      | 8.0 ± 1.1      | -0.699           | >0.05            | 3.707            | <0.01            |
| 60% ASIR          | 6.7 ± 0.7      | 6.8 ± 0.9      | 3.293            | <0.01            | 7.938            | <0.01            |

注:FBP:滤波反投影;ASIR:自适应统计迭代重建;N<sub>1</sub>:肝实质的测量噪声;N<sub>2</sub>:膀胱区的测量噪声;<sup>a</sup>:各常规 120 kVp 扫描图像分别与 65 keV 单能量图像上肝实质噪声的比较;<sup>b</sup>:各常规 120 kVp 扫描图像分别与 65 keV 单能量图像上膀胱实质噪声的比较

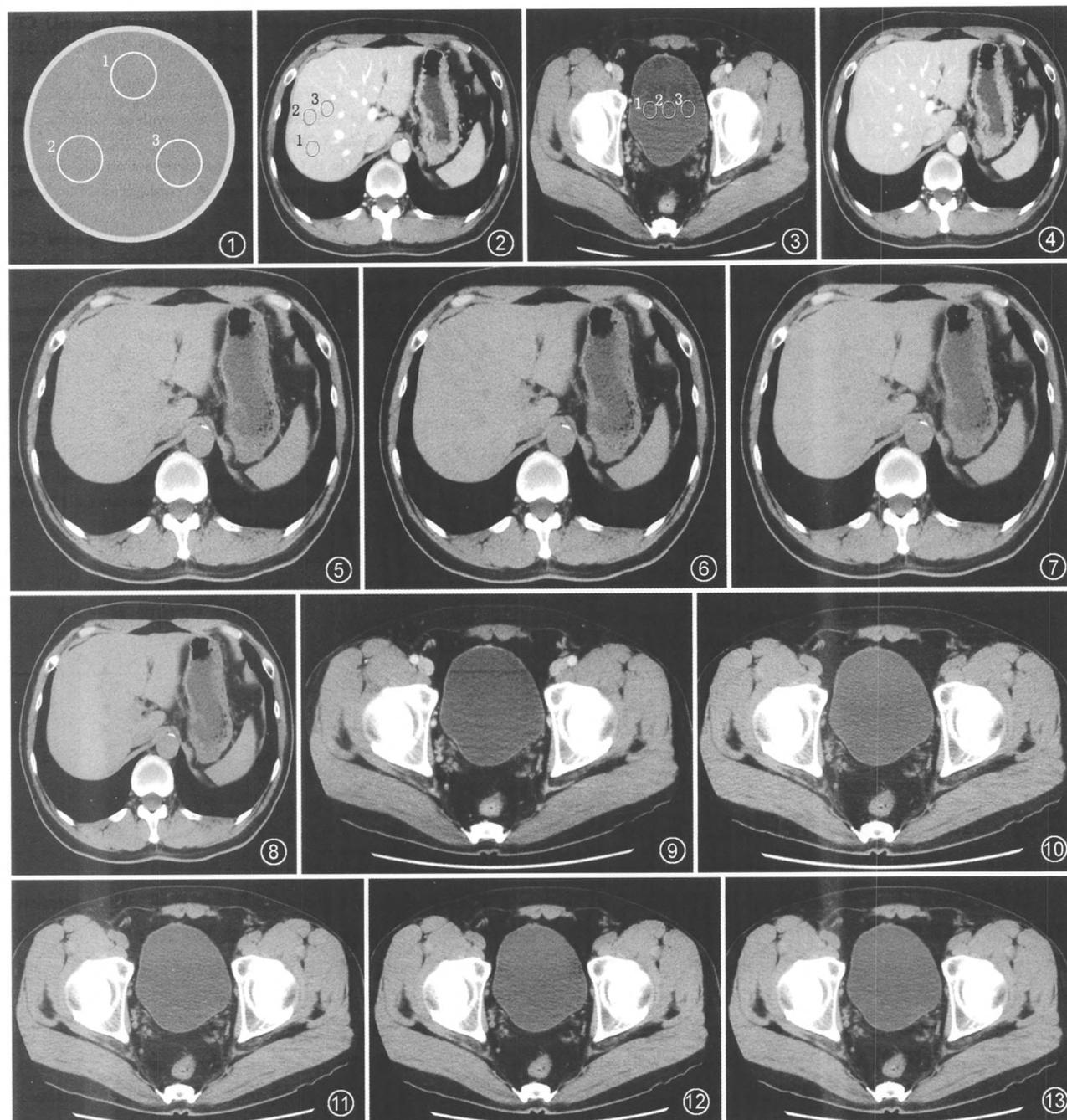


图 1 质量评价标准体模水模部分 CT 值测量示意图,1、2、3 为 3 个 ROI 图 2、3 为能谱扫描 65 keV 单能量 CT 横断面图像,分别为肝脏(图 2)和膀胱区(图 3)实质测量示意图,1、2、3 为 3 个 ROI 图 4~8 肝脏 CT 横断面图像。图 4 为能谱增强扫描 65 keV 单能量图像,图 5 为常规扫描滤波反投影(FBP)重建图像,图 6~8 分别为 20%、40% 和 60% 自适应统计迭代重建(ASIR)常规扫描图像,图 5~8 的图像噪声逐渐降低,图 4 的图像噪声与图 7 基本相当 图 9~13 膀胱 CT 横断面图像。图 9 为能谱增强扫描 65 keV 单能量图像,图 10 为常规扫描 FBP 重建图像,图 11~13 分别为 20%、40% 和 60% ASIR 常规扫描图像,从图 10~13 图像噪声逐渐降低,图 9 的图像噪声与图 11 基本相当

有研究显示,能谱 CT 单能量 70 keV 图像的对比噪声比高于混合能量图像、噪声低于混合能量图像,在腹部成像中图像质量优于混合能量图像,能够提高肝脏肿瘤尤其是小肿瘤的检出率,可望替代 120 kVp 图像用于临床常规诊断<sup>[10-12]</sup>。

本研究也存在一定的局限性:首先,该研究样本量较小,希望今后开展多中心的大样本研究,进一步

论证研究结果的可靠性;其次,对于图像质量的评估参数较为单一,尚未进行对比噪声比及病灶检出率的对比研究,考虑到在临床工作中进行重复扫描的可能性极小,或许将来可以开展大样本的随机对照研究来完善相关的研究结果。

综上所述,本研究初步结果提示,通过选择合适的扫描参数,基于单源瞬时 kVp 切换的能谱 CT 腹

部成像其射线剂量与常规 120 kVp 扫描相当;能谱 CT 65 keV 单能量图像的图像噪声低于常规 CT 扫描的 FBP 图像,与 20% ~40% ASIR 图像噪声相当,可在临床中常规应用。

参 考 文 献

[1] Yamada Y, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging for the evaluation of hypovascular hepatic metastases: the optimal monochromatic level with fast kilovoltage switching dual-energy computed tomography. *Invest Radiol*, 2012, 47:292-298.

[2] Qian LJ, Zhu J, Zhuang ZG, et al. Differentiation of neoplastic from bland macroscopic portal vein thrombi using dual-energy spectral CT imaging: a pilot study. *Eur Radiol*, 2012, 22:2178-2185.

[3] Lin XZ, Wu ZY, Tao R, et al. Dual-energy spectral CT imaging of insulinoma-value in preoperative diagnosis compared with conventional multi-detector CT. *Eur J Radiol*, 2012, 81: 2487-2494.

[4] Kaza RK, Caoili EM, Cohan RH, et al. Distinguishing enhancing from nonenhancing renal lesions with fast kilovoltage-switching dual-energy CT. *AJR Am J Roentgenol*, 2011, 197:1375-1381.

[5] Lv P, Lin XZ, Li J, et al. Differentiation of small hepatic hemangioma from small hepatocellular carcinoma: recently introduced spectral CT method. *Radiology*, 2011, 259:720-729.

[6] Silva AC, Morse BC, Hara AK, et al. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging. *RadioGraphics*, 2011, 31: 1031-1046.

[7] Li B, Yadava G, Hsieh J, et al. Quantification of head and body CTDIvol of dual-energy X-ray CT with fast-kVp switching. *Med Phys*, 2011, 38:2595-2601.

[8] Zhang D, Li X, Liu B. Objective characterization of GE discovery CT750 HD scanner: gemstone spectral imaging mode. *Med Phys*, 2011, 38:1178-1188.

[9] Leng S, Yu L, Wang J, et al. Noise reduction in spectral CT: reducing dose and breaking the trade-off between image noise and energy bin selection. *Med Phys*, 2011, 38:4946-4957.

[10] Cui Y, Gao SY, Wang ZL, et al. Which should be the routine cross-sectional reconstruction mode in spectral CT imaging: monochromatic or polychromatic? *Br J Radiol*, 2012, 85: e887-e890.

[11] 叶晓华, 周诚, 吴国庚, 等. CT 能谱单能量成像对不同肝肿瘤检出影响的初步探讨. *中华放射学杂志*, 2011, 45:718-722.

[12] Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT. *Radiology*, 2011, 259:257-262.

(收稿日期:2012-08-06)  
(本文编辑:张晓冬)

· 读者 · 作者 · 编者 ·

本刊 2013 年可直接使用的医学缩略语

医学论文中正确、合理使用专业名词可以精简文字,节省篇幅,使文章精练易懂。现将放射学专业领域为大家所熟知的专业名词缩略语公布如下(按照英文首字母顺序排列),以后本刊在论文中将不再注释其中文。

2D(two dimension):二维;3D(three dimension):三维;4D(four dimension):四维;ADC(apparent diffusion coefficient):表观扩散系数;ALT:丙氨酸转氨酶;AST:天冬氨酸转氨酶;b:扩散梯度因子;CPR(curve plane reformation):曲面重组;CR(computed radiography):计算机 X 线摄影术;CT(computed tomography):计算机体层成像;CTA(computed tomography angiography):CT 血管成像;CTP(CT perfusion):CT 灌注成像;DR(digital radiography):数字化 X 线摄影术;DSA(digital subtraction angiography):数字减影血管造影;DWI(diffusion weighted imaging):扩散加权成像;FSE(fast spin echo):快速自旋回波;FOV(field of view):视野;fMRI(functional magnetic resonance imaging):功能磁共振成像;Gd-DTPA:钆喷替酸葡甲胺;HE 染色:苏木素-伊红染色;

MPR(multi-plane reformation):多平面重组;MRA(magnetic resonance angiography):磁共振血管成像;MRI(magnetic resonance imaging):磁共振成像;MRS(magnetic resonance spectroscopy):磁共振波谱;MIP(maximum intensity projection):最大密(强)度投影;MSCT(multiple-slice spiral CT):多层螺旋 CT;PACS(picture archiving and communication system):图像存储与传输系统;PET(positron emission tomography):正电子发射计算机体层成像;ROC 曲线(receiver operating characteristic curve):受试者操作特征曲线;ROI(region of interest):感兴趣区;SE(spin echo):自旋回波;T<sub>1</sub>WI(T<sub>1</sub> weighted image):T<sub>1</sub> 加权像;T<sub>2</sub>WI(T<sub>2</sub> weighted image):T<sub>2</sub> 加权像;TE(echo time):回波时间;TI(inversion time):反转时间;TR(repetition time):重复时间;VR(volume rendering):容积再现;WHO(World Health Organization):世界卫生组织。

(本刊编辑部)