

Gemstone spectral imaging in removing metal artifacts produced by ^{125}I radioactive particles

ZHAO Xing-sheng¹, ZHANG Hong-wei², LI Li-xin^{1*}, LIU Jin-gang¹, ZHOU Mao-yi¹,
YUE Kui-tao¹, SHAO Wei-guang¹, SHEN Ting-ting¹, ZHANG Shuai³, CAO Hui-zhi³

(1. Department of Imaging Center, Affiliated Hospital of Weifang Medical University, Weifang 261031, China;

2. Community Health Center, Baocheng Street Office of Changle County, Weifang 262400, China;

3. CT Imaging Research Center, GE Healthcare China, Beijing 100176, China)

[Abstract] **Objective** To investigate the value of gemstone spectral imaging (GSI) in removing metal artifacts generated by ^{125}I radioactive particles. **Methods** Non-enhanced GSI scan was performed in 19 patients with ^{125}I radioactive particles implantation in abdomen to obtain the polychromatic images (140 kVp) and 6 sets of monochromatic images (60—110 keV with interval of 10 keV) and MARs images. Subjective image quality of three methods was assessed by 3 radiologists in consensus. CNR of the structure near ^{125}I radioactive particles and noise of background and artifact index (AI) were calculated. **Results** In energy level scope of 60 to 110 keV, the higher the energy level, the weaker the metal artifacts, CNR and noise. The optimal CNR (0.8 ± 0.20) and subjective rating (2.79 ± 0.21) was acquired at the energy level of 70 keV. Lowest of AI was acquired at 80 keV images. High density metal artifacts decreased in MARs images, with elimination of ^{125}I radioactive particles in some degree, while low density artifacts and noises increased. The mean CNR was smaller on MARs images than that on polychromatic images and 70 keV images ($t=3.63, 4.05, P<0.01$). Subjective image quality scale of 70 keV was significantly higher than that of 140 kVp ($t=11.95, P<0.001$). **Conclusion** In the non-enhanced abdominal CT of GSI, the optimal monochromatic level of 70 keV can provide both good subjective image quality and optimal CNR. However, MARs is not an effective method for patients with small metal implantation such as ^{125}I radioactive particles.

[Key words] Tomography, X-ray computed; Spectral imaging; Iodine radioisotopes; Artifacts

能谱成像技术减除 ^{125}I 粒子植入术后体内伪影

赵兴圣¹, 张洪伟², 李丽新^{1*}, 刘金刚¹, 周茂义¹, 岳奎涛¹,
邵伟光¹, 沈婷婷¹, 张 帅³, 曹会志³

(1. 潍坊医学院附属医院影像中心, 山东 潍坊 261031; 2. 昌乐县宝城街道卫生院,

山东 潍坊 262400; 3. GE 中国 CT 影像研究中心, 北京 100176)

[摘要] **目的** 探讨宝石 CT 能谱成像(GSI)和金属伪影去除序列(MARs)在减少金属粒子伪影的价值。**方法** 选择 19 例腹部植入 ^{125}I 粒子的患者, 在相同 CT 剂量指数(CTDI)条件下进行 GSI 扫描。获得 140 kVp 混合能量图像; GSI 在 60~110 keV(间距 10 keV)重建 6 种单能量图像及对应的 MARs 能谱图像。由 3 名放射医师主观评价 3 种成像方式的图像质量差异, 并计算 ^{125}I 粒子邻近病变组织的对比噪声比(CNR)、噪声值及伪影指数(AI)。**结果** ①70 keV 图像质量明显高于混合能量的图像, 主观评分差异具有统计学意义($t=11.95, P<0.001$); ②不同 keV 单能量图像中, 70 keV 图像的 ^{125}I 粒子邻近组织 CNR 最佳(0.81 ± 0.20), 且主观评分最高(2.79 ± 0.21); 80 keV 图像的 AI 最低 71.78 ± 20.70 ;

[作者简介] 赵兴圣(1974—), 男, 山东昌乐人, 学士, 主治医师。研究方向: CT 影像诊断及介入诊断和治疗。E-mail: zhaoxingshengct@163.com

[通讯作者] 李丽新, 潍坊医学院附属医院影像中心, 261031。E-mail: lilxgo@yahoo.com.cn

[收稿日期] 2011-05-02 **[修回日期]** 2011-08-24

110 keV 图像中伪影长度最小 [$(2.67 \pm 1.24) \text{ mm}$]; ③ MARs 能谱图像中高密度金属伪影减少, ^{125}I 粒子不同程度被消除并产生低密度伪影。110 keV 图像中金属伪影的长度小于混合能量图像及 MARs 能谱图像 ($t=3.42, 3.97, P$ 均 <0.05); MARs 能谱图像与混合能量及 70 keV 图像的 CNR 差异有统计学意义 ($t=3.63, 4.05, P$ 均 <0.01)。结论 GSI 技术能有效减少 CT 图像中 ^{125}I 粒子的金属伪影, 提高图像质量, 改善 ^{125}I 粒子植入术后邻近组织的显示情况。MARs 技术不能有效消除放射性粒子产生的伪影。

【关键词】 体层摄影术; X 线计算机; 能谱成像; 碘放射性同位素; 伪影

【中图分类号】 R814.42; R73 【文献标识码】 A 【文章编号】 1003-3289(2011)11-2344-05

CT 在恶性肿瘤的诊断和 ^{125}I 粒子植入术后疗效随访方面应用广泛, 但检查部位 ^{125}I 粒子造成的金属伪影严重影响图像质量及临床诊断。本研究对体内具有 ^{125}I 粒子的患者进行宝石能谱 CT 扫描, 获得 140 kVp 混合能量图像、不同 keV (60、70、80、90、100、110 keV) 下的单能量图像和应用金属伪影去除序列 (metal artifact reduction sequence, MARs) 获得的能谱图像, 探讨宝石 CT 能谱成像 (gemstone spectral imaging, GSI) 技术及 MARs 技术在减少 ^{125}I 粒子金属伪影方面的价值。

1 资料与方法

1.1 一般资料 选择 2010 年 11 月—2011 年 3 月体内放置 ^{125}I 粒子且接受宝石 CT GSI 扫描的患者 19

例, 男 11 例, 女 8 例, 年龄 41~68 岁, 中位年龄 53 岁; 其中肝癌 3 例, 肺癌 4 例, 皮下软组织转移瘤 1 例, 腹膜后淋巴结转移瘤 6 例, 胰腺癌 4 例, 胆管癌 1 例。

1.2 CT 扫描及后处理 采用 GE 宝石能谱 CT (Discovery CT750 HD) 进行平扫, 扫描条件: 管电压 140 kV, 管电流 600 mA, 层厚 5.0 mm, 间隔 5.0 mm, 螺距 0.984:1, 速度 39.37 mm/rot, 旋转时间 0.8 s。扫描完成后重建层厚为 0.625 mm 的 140 kVp 的常规混合能量图像、65 keV 单能量图像和 MARs 能谱图像。将数据传至 AW 4.4 工作站, 启动 GSI viewer 软件, 获得不同 keV 下的单能量图像。分别选择 3 种图像中 ^{125}I 粒子伪影最重的两个层面对其伪影及邻近组织进行观察和测定。

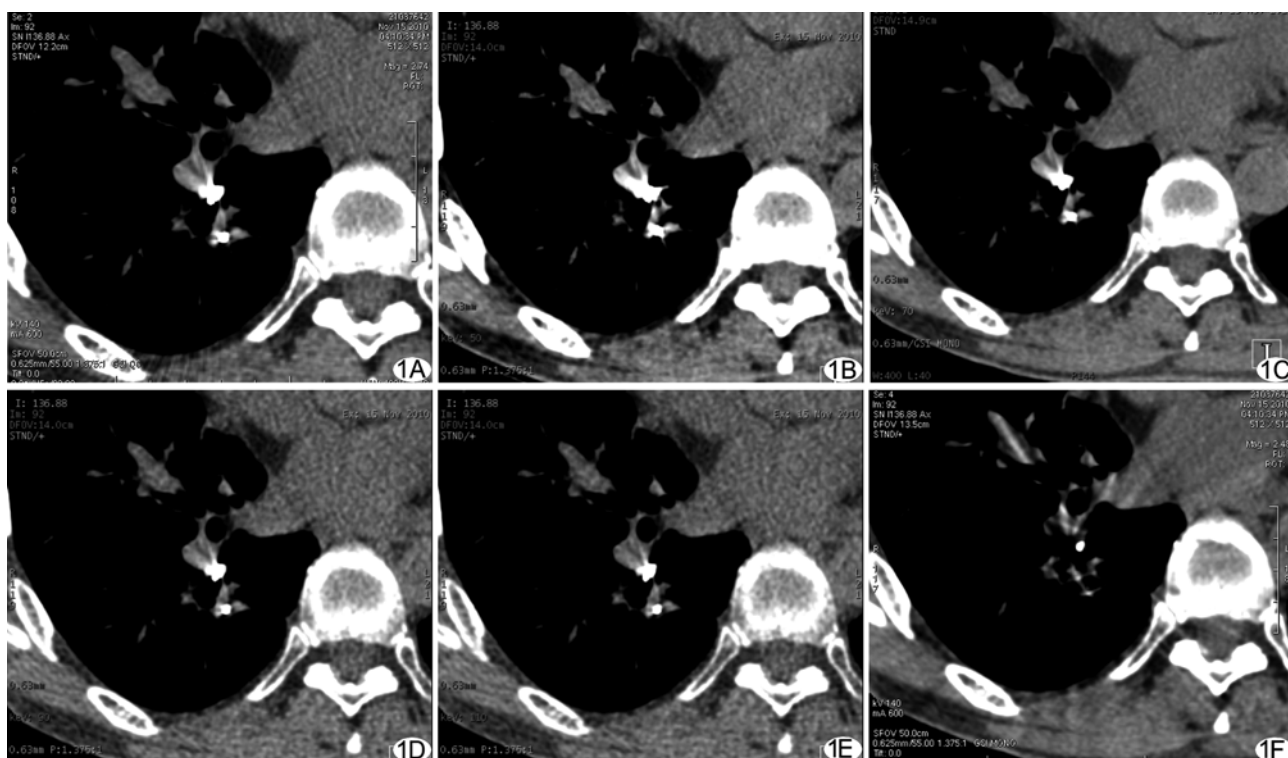


图 1 右肺肺癌患者 ^{125}I 粒子植入术后 6 个月 A. 140 kVp 混合能量图像, 金属放射状伪影明显, 周围组织结构辨认不良; B~E. 分别为 50、70、90、110 keV 单能量图像, 粒子的金属伪影依次明显减轻; F. 应用 MARs 技术的 70 keV 单能图像, 粒子被大部分减除, 周围组织不能诊断

1.3 分析方法 ①主观评价:由 3 名高年资主治医师对混合能量图像、单能量图像和 MARs 能谱图像的质量进行主观评分(主要观察¹²⁵I 金属伪影、¹²⁵I 粒子的显示情况和粒子周围组织的显示情况),采用 3 分法(1 分:较差;2 分:良;3 分:佳)。结果不一致时经讨论达成一致。②客观评价:分别选择 19 例 38 个层面的混合能量图像、不同 keV(60、70、80、90、100、110 keV)的单能量图像和应用 MARs 能谱图像中相同层面相同位置测量¹²⁵I 粒子伪影最强处 ROI 的 CT 值(ROI₀)和噪声(SD₀)、同层面邻近肌肉组织相同面积 ROI 的 CT 值(ROI_d)和噪声(SD_d)及背景噪声(腹壁皮下脂肪组织的噪声 SD_n),并根据公式计算伪影指数(artifact index, AI): $AI = (SD_0^2 - SD_n^2)^{1/2}$ 、CNR: $CNR = (|ROI_0 - ROI_d|) / (SD_0^2 + SD_d^2)^{1/2}$ 。

③测量 140 kVp 的混合能量图像、不同 keV(60、70、80、90、100、110 keV)单能量图像和 MARs 能谱图像中相同层面同一最长伪影的长度,取 19 例 38 个层面的平均值进行对比分析。

1.4 统计学处理 使用 SPSS 13.0 统计软件,数据以 $\bar{x} \pm s$ 表示,计量资料的比较采用 *t* 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 不同成像模式的图像质量主观评分见表 1,可见单能量图像伪影明显减少,且随着 keV 增高,伪影逐渐减少;应用 MARs 技术能基本消除高密度粗大金属伪影,但出现较多低密度或较细伪影,同时¹²⁵I 粒子部分被消除,对¹²⁵I 粒子及邻近组织的显示变差;混合能量图像金属伪影略多于 70 keV 单能量图像(图 1、2)。

2.2 混合能量图像、不同 keV 单能量图像及 MARs 能谱图像中,¹²⁵I 粒子邻近组织的 CNR 最佳者为 70 keV 图像;随着 keV 进一步增高,噪声继续逐渐减低,但 CNR 也随之逐渐减小,¹²⁵I 粒子邻近组织的显示逐渐变差;应用 MARs 技术的单能量图像中相同部位的噪声增高,CNR 最低。MARs 能谱图像与混合能

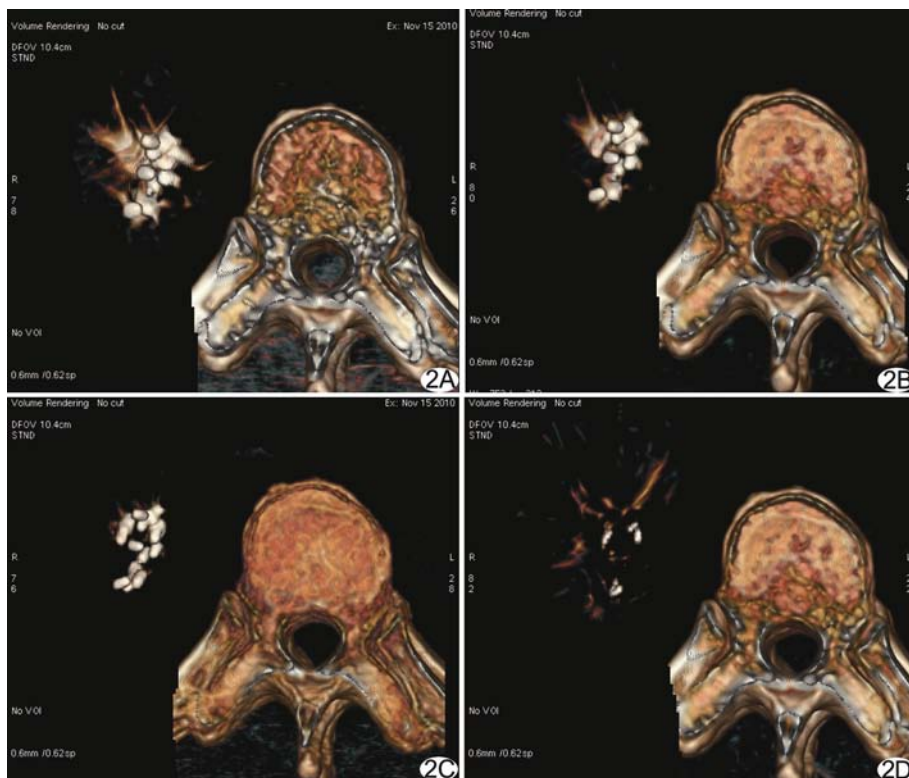


图 2 与图 1 为同一患者,VR 图像 A~C. 分别为 50、70、130 keV 单能量 VR 图像,见金属粒子的伪影依次减少;D. 70 keV 单能量和 MARs 能谱图像合成的 VR 图像,金属粒子被大部分消除,局部出现伪影

量及 70 keV 单能量图像的 CNR 间的差异均有统计学意义($t = 3.63, 4.05, P$ 均 < 0.01),而混合能量图像中的 CNR 与 70 keV 单能量图像的 CNR 间差异无统计学意义($t = 0.73, P > 0.05$, 表 1)。

2.3 不同 keV 单能量图像选定层面中,¹²⁵I 粒子的最长金属伪影的长度依次递减,随着 keV 增高,金属伪影的长度逐渐减小(表 1);混合能量图像的伪影长度介于 60 keV 和 70 keV 图像之间。MARs 能谱图像中选定层面的粗大高密度伪影被消除,但层面中出现较多细长低密度及高密度伪影。混合能量与 60 keV 的单能量图像及 MARs 能谱图像伪影长度间差异无统计学意义, MARs 能谱图像与 60 keV 及 70 keV 的单能量图像的伪影长度差异亦无统计学意义,其余两两比较差异均有统计学意义。

3 讨论

伪影指 CT 图像上出现的各种非真实的影像或干扰,可使病变不可诊断甚或漏诊、误诊^[1]。金属密度较高,对 X 线的衰减作用较大,导致对应的投影数据失真,重建图像时会出现伪影,主要表现为从金属区域发出的条状伪影,由 X 线能谱硬化引起的杯状伪影和多

表 1 混合能量图像、不同 keV 单能量图像及 MARs 能谱图像参数($\bar{x} \pm s$)

参数	混合能量 图像	单能量图像(keV)						MARs 能谱 图像
		60	70	80	90	100	110	
主观评分	2.17±0.31	2.57±0.25	2.79±0.21	2.60±0.27	2.19±0.30	1.98±0.19	1.68±0.30	1.09±0.28
噪声	70.87±22.12	57.18±23.76	41.94±17.88	38.69±19.28	36.19±14.96	33.16±12.6	30.65±11.58	43.13±21.48
AI	73.75±24.27	80.65±24.57	72.78±22.70	71.78±20.70	76.49±22.18	79.56±23.46	80.27±20.16	87.50±25.77
CNR	0.73±0.17	0.78±0.21	0.81±0.20	0.73±0.18	0.50±0.17	0.43±0.15	0.41±0.23	0.28±0.12
伪影长度(mm)	8.34±3.31	8.89±3.24	7.47±2.82	6.30±2.40	4.93±1.98	3.85±1.49	2.67±1.24	8.39±2.57

个金属之间的暗带区域^[2],影响正确诊断率^[3]。以往多通过重建算法消除金属伪影。CT 采用单探测器、单球管的设计,不受扫描野的限制,时间分辨力高达 0.5 ms。这种单球管、单探测器技术的应用使 CT 能获得单能谱图像,通过单球管瞬间的能量切换和螺旋采集,运用原始数据层面上的重建,从而获得真实的 CT 值。同时,能谱成像技术改善了空间分辨力,可极大地消除金属伪影^[4]。

体内组织间¹²⁵I 粒子主要用于治疗不能手术或不愿手术的肿瘤患者,粒子植入肿瘤内,释放 γ 射线,对肿瘤进行持续低剂量照射,可最大限度地控制肿瘤的生长及发展,减少对周围正常组织的损伤,提高肿瘤患者的生存率和生存质量^[5-6]。CT 图像中¹²⁵I 粒子引起的伪影降低了粒子邻近组织的清晰度,对邻近组织的评价带来很大困难。常规 CT 无法克服金属伪影^[7-9]。伪影、图像噪声、图像对比度和空间分辨力 4 个因素影响图像的敏感性和细节的可读性^[10],其中噪声是决定因素。图像的噪声会随着管电压、管电流的增高而降低,且受重建方式、像素等的影响。Kalra 等^[11]提出应在满足临床诊断需求的前提下优化扫描方案。GSI 能在保证图像诊断需求的前提下随时调整 keV,降低噪声。宝石能谱 CT 特有的 GSI 技术为解决这些问题带来了可行方案,可纠正 X 线扫描金属后产生的光子饥饿现象而导致的低信号,对金属及金属邻近的组织提供准确的投射数据,有效抑制临床上常见的金属伪影及其他射线硬化伪影,突破了常规 CT 检查的禁区。单能量成像的金属伪影大大减少,CT 值在整个视野的不同位置、不同扫描中都较为一致和可靠。表面 3D 或 VR 成像有时可提供金属异物与骨的关系,对区域解剖的全局视图上很有帮助^[12]。

本研究通过调整能量水平(即不同 keV)分别获得了观察组织间¹²⁵I 粒子和邻近组织的最佳图像。以往对某些部位由于粒子的影响而不能显示其真实情况,通过宝石能谱 CT 的 GSI 技术,可以很好地显示邻近组织的病变和整体情况。随着 keV 增高,图像中金属

伪影减除明显,噪声逐渐减小,但邻近组织的 CNR 亦随之降低,所以对 110 keV 以上的单能量图像未作统计。而 70 keV 单能量图像中金属伪影减除较少,但邻近组织的 CNR 较大,AI 为 72.78±22.70。利用 MARs 技术可消除较粗大高密度伪影,但同时减除部分¹²⁵I 粒子影像,且产生较多细长低密度伪影,同时噪声较高,邻近组织的 CNR 明显减小,不利于观察¹²⁵I 粒子本身及邻近组织的情况,此技术可能更适合应用于消除较大的体内金属异物或植入体的伪影。

总之,应用宝石 CT GSI 技术可有效降低金属粒子产生的伪影,使得体内带金属粒子患者的 CT 图像质量有了质的飞跃,也使金属粒子植入物邻近组织的显示情况得到大幅度改善。

[参考文献]

[1] Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: recognition and avoidance. Radiographics, 2004, 24(6):1679-1691.

[2] 谷建伟,张丽,陈志强,等. CT 图像中金属伪影的快速矫正. 中国电视学与图像分析, 2005, 10(2):108-111.

[3] 周泽俊,胡永胜,高斌,等. 多层螺旋 CT 图像伪影的分析. 中国 CT 和 MRI 杂志, 2008, 6(5):163-168.

[4] 王建. 宝石 CT 的技术突破和临床应用. 国际放射医学核医学杂志, 2009, 33(2):126-128.

[5] 杨莉莉,曹贵文,崔新江,等. 双介入治疗肝门部胆管癌的临床应用研究. 医学影像学杂志, 2010, 20(2):270-273.

[6] 张福君,吴沛宏,赵明,等. CT 导向下¹²⁵I 粒子植入治疗胰腺癌. 中华医学杂志, 2006, 86(4):223-227.

[7] Bal M, Spies L. Metal artifact reduction in CT using tissue-class modeling and adaptive prefiltering. Medical Physics, 2006, 33(8):2852-2859.

[8] Yu H, Zeng K, Bharkhada DK, et al. A segmentation-based method for metal artifact reduction. Acad Radiol, 2007, 14(4): 495-504.

[9] Xia D, Roeske JC, Yu L, et al. A hybrid approach to reducing computed tomography metal artifacts in intracavitary brachytherapy. Brachytherapy, 2005, 4(1):18-23.

[10] Goldman LW. Principles of CT: radiation dose and image quality. J Nucl Med Technol, 2007, 35(4):213-225.

[11] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT radiation dose optimization. Radiology, 2004, 230(3):619-628.

[12] Kim JC, Kim JH, Kim HC, et al. Effect of fiber structure on

dialysate flow profile and hollow-fiber hemodialyzer reliability: CT perfusion study. Int J Artif Organs, 2008, 31(11):944-950.

Transesophageal echocardiographic diagnosis of aortic intramural hematoma: Case report

经食管超声心动图诊断降主动脉壁内血肿 1 例

刘芷宁, 李玉宏, 葛丽丽

(辽宁医学院附属第一医院超声科, 辽宁 锦州 121001)

[Key words] Echocardiography; Aorta; Hematoma [关键词] 超声心动描记术; 主动脉; 血肿

[中图分类号] R543.16; R540.45 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2011)11-2348-01

患者男, 65 岁, 既往高血压病史 13 年, 18 天前无明显诱因出现胸部剧痛半小时, 以心前区为主, 呈持续性, 伴后背放射痛, 大汗淋漓, 外院予硝酸甘油静脉点滴、阿司匹林口服等药物治疗后胸痛仍无缓解。入院查体: 心脏未见明显异常。心电图: 窦性心律, V1~V2 ST 段上移 0.2 mV, V5~V9 ST 段上移 0.05~0.10 mV, V5~V9 T 波倒置, 左心室肥厚。经胸超声心动图: 降主动脉内膜不光滑, 增厚, 呈不均质低回声, 未见确切破口, 未探及血流信号。经食管超声心动图: 升主动脉可视段内径正常, 腔内透声良好, 血流连续通畅, 降主动脉内径增宽, 内膜不光滑, 全程可见内膜增厚 10~16 mm, 短轴切面呈新月状, 内膜与管壁之间可见不均质低回声区, 主动脉管腔轮廓光滑, 无受压表现, 不伴撕裂的内膜片飘动, 不伴有真、假腔形成, 彩色多普勒未测及破口, 主动脉管腔与不均质低回声区之间无任何血流交通, 为弥漫性受累。超声提示 B 型主动脉壁内血肿 (aortic intramural hematoma, AIH), 见图 1。经胸腹联合

CTA: 主动脉弓、胸主动脉弓夹层伴附壁血栓形成, 考虑主动脉夹层(图 2)。遂行腔内支架隔绝术, 术后患者症状消失。

讨论 AIH 是主动脉壁滋养血管破裂导致主动脉管壁中层出血、不伴有内膜撕裂的特殊类型的主动脉夹层, 约占主动脉夹



图 1 超声图 降主动脉内膜增厚, 不光滑, 内膜与管壁之间见不均质低回声区 (A); 心脏短轴呈规则新月形, 其内回声呈不均质低回声 (B) 图 2 CT 图像 胸主动脉充盈缺损内多处对比剂充填, 未见破口与主动脉管腔相通 (A); 腹主动脉可见偏心充盈缺损影 (B)

层分离的 13%~27%。AIH 发病机制尚不完全清楚, 高血压及主动脉壁的粥样硬化是最主要的易感因素。AIH 应与主动脉夹层合并假腔内血栓形成及主动脉粥样硬化斑块形成相鉴别。主动脉夹层合并假腔内血栓形成主要表现为内回声多不均质, 伴有血栓的假腔很少呈规则的新月状或环状, 真腔轮廓塌陷, 并可见撕裂的内膜、破口以及真、假腔之间的血流交通。主动脉粥样硬化斑块呈节段性分布, 向管腔内突起, 致使管腔不光滑, 内回声不均匀, 可伴有钙化, 但临床较少出现剧烈胸痛。

[作者简介] 刘芷宁(1986—), 女, 辽宁锦州人, 在读硕士。

E-mail: lfx63@sohu.com

[收稿日期] 2011-07-29 [修回日期] 2011-08-17