

The influence of integrated-CT artifacts on the attenuation correction results of SPECT/CT bone imaging

WANG Peng, TAN Jian*, ZHANG Fu-hai, JIA Qiang

(Department of Nuclear Medicine, Tianjin Medical University General Hospital, Tianjin 300052, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the influence of integrated-CT artifacts on attenuation-corrected (AC) images of SPECT bone imaging. **Methods** Imaging documents of 78 patients who underwent SPECT/CT bone imaging were retrospectively analyzed, and the artifacts on CT images and CT attenuation maps were visually studied. Compared with the non-attenuation corrected (NC) images, the coefficient of variation (CV) and percentage difference (PD) of radioactive count of regional bone influenced by CT artifacts were calculated and statistically analyzed to estimate the influence of CT artifacts on AC images of SPECT bone imaging. **Results** The integrated-CT artifacts were found in 38 patients of 78, and appeared the same image findings as those on CT attenuation maps respectively, including truncation artifact, thoraco-abdominal gas artifact, photon starvation artifact, etc. On all the AC images with integrated-CT artifacts, regional bones were influenced not only on uniformity (CVAC 17.62% ± 4.13%, CVNC 11.19% ± 3.81%; $t=2.13$, $P<0.05$), but also by the distribution (PDAC 16.98% ± 3.31%, PDNC 9.84% ± 1.62%; $t=2.46$, $P<0.05$) of radioactive count. **Conclusion** Artifacts on integrated-CT images can induce false AC information on CT attenuation maps, therefore, a comparative analysis with NC images is recommended if necessary.

[Key words] Bone imaging; Tomography, emission-computed, single-photon; Tomography, X-ray computed; Artifact; Attenuation correction

同机 CT 图像伪影对骨断层显像衰减校正结果的影响

王 澎, 谭 建*, 张富海, 贾 强

(天津医科大学总医院核医学科, 天津 300052)

[摘要] **目的** 评估同机 CT 图像中的伪影对 SPECT/CT 骨断层显像衰减校正 (AC) 图像结果产生的影响。**方法** 回顾分析 78 例患者骨断层显像资料, 观察 CT 图像 (及 CT 衰减图) 中有无伪影, 并对比非衰减校正 (NC) 图像, 计算伪影区累及的局部骨骼放射性计数的变异系数 (CV) 及差值百分比 (PD), 进行统计学分析, 以判断 CT 图像中伪影是否对骨断层 AC 图像结果造成影响。**结果** 38 例同机 CT 图像产生伪影的病例, 相应 CT 衰减图中均产生了同样形态的伪影信息, 包括视野截断伪影、胸腹气体伪影、光子不足伪影等。受到伪影影响的骨断层 AC 图像中, 除了局部骨骼的均匀性 (CVAC 17.62% ± 4.13%, CVNC 11.19% ± 3.81%; $t=2.13$, $P<0.05$) 和放射性计数分布 (PDAC 16.98% ± 3.31%, PDNC 9.84% ± 1.62%; $t=2.46$, $P<0.05$) 均受到影响。**结论** 同机 CT 图像中出现的伪影也会在 CT 衰减图中生成错误的校正信息, 必要时应采用 NC 图像进行对比分析。

[关键词] 骨显像; 体层摄影术, 发射型计算机, 单光子; 体层摄影术, X 线计算机; 伪影; 衰减校正

[中图分类号] R814.42; R817.4 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2010)01-0150-04

CT 衰减校正法可提高单光子发射计算机体层摄影术 (single photon emission computed tomography, SPECT) 图像的均匀性, 补偿放射性计数丢失, 提高图像质量^[1]; 与传统方法相比, 具有采集时间短, 信噪比高, 校正准确等诸多优势^[2], 特

别是 SPECT/CT 仪中同机 CT 衰减校正的实现, 简化了两种图像对位和配准的一系列过程, 使 CT 衰减校正法的临床应用愈加广泛^[3-5]。但 CT 衰减校正法也有自身的局限性和不足, 不可避免的 CT 图像伪影可能给骨断层图像造成一定的校正错误。本研究拟通过分析 SPECT/CT 骨断层显像, 评估同机 CT 图像中的伪影对衰减校正图像结果产生的影响。

1 资料与方法

[作者简介] 王澎 (1976 -), 男 (满族), 河北唐山人, 硕士, 主治医师。

研究方向: 核素显像与治疗。E-mail: gifkeone@sina.com

[通讯作者] 谭建, 天津医科大学总医院核医学科, 300052。

E-mail: tanjianpost@hotmail.com

[收稿日期] 2009-08-18 **[修回日期]** 2009-09-07

1.1 病例资料 回顾分析 2007—2008 年于我科接受 SPECT/CT 骨断层显像的患者 78 例,男 47 例,女 31 例,年龄 26~75 岁,平均 (46.2 ± 19.4) 岁。全部病例均为行全身骨显像发现可疑病变、局部加行骨断层显像者。

1.2 检查方法

1.2.1 仪器及显像剂 采用 GE Discovery VH 型 SPECT/CT 仪,低能高分辨准直器,扫描参数:2.5 mA,140 kV。 ^{99m}Tc -亚甲基二膦酸盐(MDP)由中国原子能研究所提供。

1.2.2 显像方法 静脉注射 ^{99m}Tc -MDP 925 MBq,3 h 后行全身骨平面显像。采用自动人体轮廓轨迹,双探头同时完成前、后位显像,采集时间 12~15 min。对可疑病变行局部骨断层显像,首先完成 X 线定位平片,矩阵 384×800 ,48 s 完成;然后选定 1 个床位,范围 40 cm,进行 CT 采集,矩阵 256×256 ,ZOOM 1.0,层厚 1.0 cm,共采集 40 层,10.8 min 完成,得到 CT 衰减图和 CT 融合图像;最后进行发射扫描,矩阵 128×128 ,ZOOM 1.28,探头尽量接近患者体表,步进式采集,6°/帧,30 s/帧,双探头各采集 180°。

1.2.3 图像重建及融合 应用预先分组最大期望值迭代法(ordered subsets expectation maximization, OSEM)重建图像,Hanning 滤波,截止频率 0.85,层厚 3.45 mm,获得轴位、冠状位及矢状位图像;在重建图像过程中进行衰减校正(attenuation correction, AC)或不进行衰减校正(non-attenuation correction, NC),分别得到 AC 和 NC 两组重建 SPECT 图像。CT 与 SPECT 图像矩阵、像素及有效帧数相同,并利用 GE FUSION 软件实现 SPECT 与 CT 图像的同机融合。

1.3 图像分析及结果判断 由 2 位富有经验的读片医师共同阅片,并对全部病例进行分组:将同机 CT 图像中伪影累及骨骼、而 SPECT 图像中该骨骼未见可疑病灶者归入研究组,其余归入非研究组,并对研究组图像进行如下操作:

1.3.1 对比同一患者的同机 CT 图像和 CT 衰减图,观察 CT

衰减图中是否存在伪影,其形态与同机 CT 图像中的是否一致。

1.3.2 对比 NC 图像,在 SPECT 图像中筛选出伪影对 AC 图像影响最为显著的层面;并通过视觉判断伪影是否对 AC 图像中相应部位的均匀性造成影响。

1.3.3 分别在 AC 和 NC 图像上述层面中对应选取感兴趣区(region of interest, ROI),包含受累骨骼的伪影区及周围非伪影区;并测定 ROI 内放射性计数的均数及标准差,以计算局部骨骼的变异系数(coefficient of variation, CV) CV_{AC} 和 CV_{NC} 。

1.3.4 AC 和 NC 图像中各自放置的感兴趣区 ROI_{AC} 及 ROI_{NC} 分别包括位于受累骨骼的伪影区及其相邻非伪影区。测定 ROI_{AC} 及 ROI_{NC} 内放射性计数的均数(以其中计数较高者为 ROI_2 ,较低者为 ROI_1),计算两个区域的差值百分比[percentage difference, PD; $PD = (ROI_2$ 内放射性计数 - ROI_1 内放射性计数)/ ROI_2 内放射性计数 $\times 100\%$] PD_{AC} 及 PD_{NC} 。

1.4 统计学处理 应用 SPSS 11.5 统计软件进行数据分析,计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示。AC 和 NC 组间比较采用配对 *t* 检验, $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 全部 78 例患者骨断层显像资料中,受检部位包括颈胸腹部 24 例,胸腰部 16 例,腰骶、骨盆及髋关节 38 例;其中同机 CT 图像可见伪影者 56 例(71.79%);CT 伪影累及骨骼者 40 例(51.28%),其中伪影累及的骨骼在 SPECT 图像中未见可疑病灶者 38 例(48.72%),归入研究组。研究组中同机 CT 图像产生的伪影在相应的 CT 衰减图中均产生了同样形态的伪影信息(图 1)。

2.2 研究组病例中伪影的具体分类如下:①视野截断伪影:18 例(47.37%),主要影响双上肢骨骼;②胸腹气体伪影:11 例(28.95%),主要影响部分邻近肋骨及椎体(图 2);③光子不足伪影:2 例(5.26%),主要影响双侧肩胛骨;④金属伪影:4 例(10.53%;1 例胸腰椎,3 例股骨),影响金属植入物周围骨骼;⑤射束硬化伪影:1 例(2.63%),影响同层面椎体;⑥其他伪影:2 例(5.26%)。

2.3 研究组骨断层图像中,局部骨骼的均匀性均受到影响; CV_{AC} 值为 $17.62\% \pm 4.13\%$, CV_{NC} 值为 $11.19\% \pm 3.81\%$,两者间差异有统计学意义($t = 2.13, P < 0.05$);其中 12 例(31.57%)用视觉分析即可发现局部放射性分布不均匀。

2.4 研究组骨断层图像中,伪影区骨骼的放射性计数分布均受到影响, PD_{AC} 值为 $16.98\% \pm 3.31\%$, PD_{NC} 值为 $9.84\% \pm 1.62\%$,两者间差异有统计学意义($t = 2.46, P < 0.05$)。

3 讨论

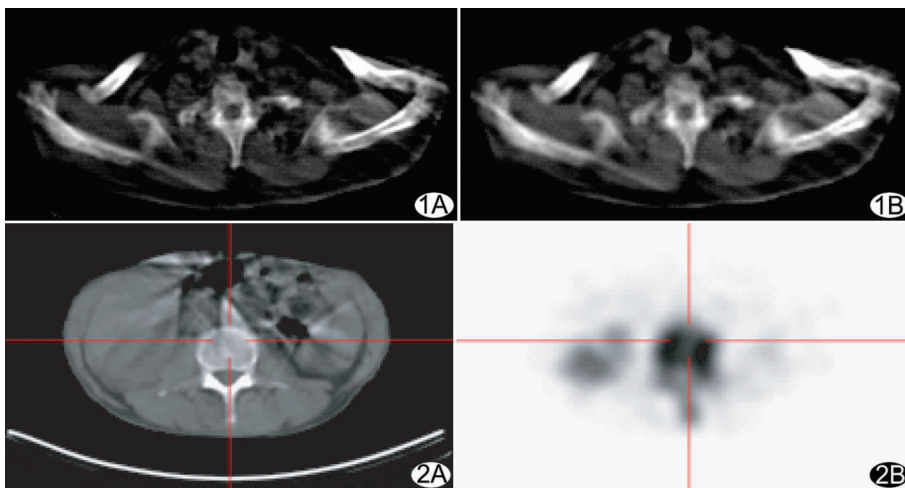


图 1 同机 CT 图像伪影及相应部位 CT 衰减图 A. CT 图像中可见不均匀条带状伪影累及左侧肩胛骨; B. CT 衰减图中亦可可见上述表现。A、B 两图中伪影形态、大小基本相同 图 2 同机 CT 图像伪影及相应部位骨断层图 A. CT 图像中可见肠道气体伪影累及腰椎左前部椎体; B. 骨断层图像中该部位可见局限性示踪剂分布稀疏区

CT 图像伪影系指 CT 扫描重建图像中的 CT 值与物体实际衰减系数之间的差异。无论 SPECT/CT 中同机 CT 配备的是低剂量 CT 还是诊断性 CT, 都会由于 CT 显像原理及技术本身的原因产生某些伪影^[6]。这些伪影信息与核医学图像并不直接相关, 但当核医学图像采用 CT 透射数据进行衰减校正时, 则可能对衰减校正后的核医学图像结果产生影响。文献报道 CT 图像伪影可能对¹⁸F-FDG 的 PET/CT 与 SPECT 符合探测显像中正电子显像结果产生错误校正^[7-8], 但其是否会对 SPECT 的单光子显像结果造成影响尚不清楚。从原理上讲, CT 透射数据对低能 γ 光子和超高能 γ 光子校正的补偿算法完全不同, 因此本研究以^{99m}Tc-MDP 的 SPECT/CT 骨断层显像为例, 探讨临床中常见 CT 图像伪影对低能 γ 光子显像的衰减校正结果造成的影响。

本研究发现, 虽然同机 CT 图像存在不同形态伪影的比例较高, 但大部分的 CT 伪影较轻微, 且多位于非病变骨骼区, 并未对 AC 图像的视觉分析结果造成直接影响。同机 CT 图像中的伪影均无一例外地出现于 CT 衰减图中, 这是由于同机 CT 衰减校正法是将 CT 图像中各个像素的 CT 值换算成 SPECT 图像中各像素的衰减系数, 得到对应的衰减图, 因此这一现象是难以避免的; 而其后根据带有伪影的衰减图对 SPECT 图像进行校正, 则是造成 AC 图像中可能出现错误校正的直接原因。

在胸、腹部的骨断层显像中, 视野截断伪影较常见, 这类伪影常因双侧上肢骨骼均有一部分被截断于 CT 视野的范围之外而产生, 表现为沿着 CT 视野边缘骨骼截断处分布的弧形高密度带。SPECT 图像中, 此类伪影区对应部位的骨骼一般表现为放射性分布相对浓集区, 提示对 SPECT 图像造成了过度校正。以往研究同样发现此类伪影在¹⁸F-FDG 的 PET/CT 图像中的存在^[9-10], 且当患者形体较胖时更易出现, 而在检查过程中令患者将双臂上举则可有效地避免此类伪影在体部出现, 但也有研究发现这样会导致伪影出现在头部^[11]。

胸腹气体伪影由双肺气体伪影及肠道气体伪影两种情况造成。双肺气体伪影主要发生于双下肺及肺底区, 而肠道气体伪影主要发生于腹腔或盆腔内, 二者均呈不规则的条带状低密度影。双肺气体伪影主要累及下段胸椎; 上腹部横结肠部位的气体伪影可影响到肋骨, 而发生于盆腔结肠部位的气体伪影可能影响到腰椎椎体的放射性分布。本研究发现, 此类伪影多造成相应部位骨骼的放射性分布不均匀, 但很少造成局部骨骼出现相对浓集或稀疏的区域, 且当 SPECT/CT 仪中的同机 CT 为低剂量 CT 时易出现此类伪影, 而诊断 CT 发生此类伪影的几率较低。

光子不足伪影也属易发生于低剂量 CT 的一类伪影, 当扫描特殊部位时, 由于穿过患者到达探测器的光子不足, 导致图像噪声过大而产生伪影。本研究中发现的此类伪影均发生于肩关节区域, 表现为呈条纹状分布的高、低密度相间区, 对

SPECT 图像的主要影响为其低密度区可影响双侧肩胛骨的放射性分布。金属伪影是 CT 图像中难以避免的一类伪影, 一般由植入患者体内的金属内固定器、假体、起搏器等引起; 主要表现为阴影伪影及条纹伪影, 可以影响金属植入物周围的骨骼。射束硬化伪影同样是难以消除的伪影之一, 与 X 射线本身的性质有关, 主要影响与伪影发生部位同层面的椎体。此外, 运动伪影等其他伪影也会对 SPECT 图像的衰减校正造成一定影响。

同机 CT 图像伪影对骨断层显像 AC 图像带来的影响主要在视觉分析和半定量分析两方面。伪影引起的校正错误可影响到局部骨骼的均匀性及放射性分布, 使图像质量下降而影响视觉分析; 也可以直接导致局部骨骼放射性计数的改变而影响半定量分析。在常规的视觉分析中, 通过观察 SPECT-CT 融合图像, 较易发现这些伪影, 绝大多数情况下不会对最终诊断造成影响, 但在临床中仍应提高对这一现象的认识, 必要时应结合 NC 图像进行对比分析。

[参考文献]

- [1] Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *J Nucl Med Technol*, 2008, 36(1): 1-10.
- [2] Römer W, Fiedler E, Pavel M, et al. Attenuation correction of SPECT images based on separately performed CT: Effect on the measurement of regional uptake values. *Nuklearmedizin*, 2005, 44(1): 20-28.
- [3] 边艳珠, 魏强, 吴大勇, 等. ¹⁸F-FDG 符合线路显像在非小细胞肺癌治疗前分期中的价值. *中国医学影像技术*, 2006, 22(11): 1749-1751.
- [4] Schulz V, Nickel I, Nömayr A, et al. Effect of CT-based attenuation correction on uptake ratios in skeletal SPECT. *Nuklearmedizin*, 2007, 46(1): 36-42.
- [5] 董峰, 刘晓华, 谭建, 等. ^{99m}Tc-TRODAT-1 脑显像在帕金森病诊断与分级中的应用. *中国医学影像技术*, 2006, 22(7): 1079-1082.
- [6] Popilock R, Sandrasagaren K, Harris L, et al. CT artifact recognition for the nuclear technologist. *J Nucl Med Technol*, 2008, 36(2): 79-81.
- [7] Ho L, Seto J. Attenuation artifact from sclerotic bone can mimic active bone metastasis on PET-CT. *Clin Nucl Med*, 2006, 31(11): 724-726.
- [8] van Dalen JA, Vogel WV, Corstens FH, et al. Multi-modality nuclear medicine imaging: artefacts, pitfalls and recommendations. *Cancer Imaging*, 2007, 28(7): 77-83.
- [9] Mawlawi O, Erasmus JJ, Pan T, et al. Truncation artifact on PET/CT: impact on measurements of activity concentration and assessment of a correction algorithm. *AJR Am J Roentgenol*, 2006, 186(5): 1458-1467.
- [10] Beyer T, Bockisch A, Kühl H, et al. Whole-body ¹⁸F-FDG PET/CT in the presence of truncation artifacts. *J Nucl Med*, 2006, 47(1): 91-99.
- [11] 李天然, 赵春雷, 钱根年, 等. ¹⁸F-FDG PET/CT 伪影和不常见生理性摄取分析. *中华核医学杂志*, 2006, 26(5): 295-298.

Imaging quality and influence factors of 64-slice spiral CT renal artery angiography

LI Wei*, LI Jin-rong, LAN Yong, HU Mao-qing, LUO Xue-mao, LONG Wan-sheng

(Department of Radiology, Jiangmen Central Hospital, Jiangmen 529030, China)

[Abstract] **Objective** To assess influence factors of imaging quality with 64-slice spiral CT angiography (CTA) of renal artery. **Methods** A total of 305 hypertension patients underwent CTA of renal artery, and 108 of them were examined with DSA. The imaging quality was classified as I, II, III, IV, V, and the degree of stenosis was classified as <50%, 50%–74%, 75%–99% and occlusion. The sensitivity and specificity of CTA of renal artery was analyzed taking DSA as the standard. **Results** The influence factors of CTA of renal artery included the delayed time set, rotation time, the units dose of contrast medium and the speed of injection, breath-holding, the patients' age and vascular calcification. The sensitivity and specificity of CTA of arterial stenosis < 50%, 50%–74%, 75%–99%, occlusion was 76.30% and 76.80%, 89.70% and 90.40%, 96.30% and 97.10%, 100% and 100%, respectively. **Conclusion** The influence factors of CTA of renal artery are the delayed time set, rotation time, the units dose of contrast medium and the speed of injection, breath-holding, the patient's age and vascular calcification. CTA of renal artery can meet the clinical requirements in assessing the renal arterial stenosis.

[Key words] Tomography, X-ray computed; Renal artery; Artery stenosis

64 排螺旋 CT 肾动脉成像效果及其影响因素

李伟*, 李锦蓉, 兰勇, 胡茂清, 罗学毛, 龙晚生

(广东省江门市中心医院放射科, 广东 江门 529030)

[摘要] **目的** 探讨 64 排螺旋 CT 肾动脉成像的影响因素和在评估肾动脉狭窄中的价值。**方法** 对 305 例高血压患者行肾动脉 CT 血管造影 (CTA) 检查, 对其中 108 例行数字减影血管造影 (DSA) 检查。图像质量分为 I、II、III、IV、V 共 5 个等级, 狭窄程度分为 <50%、50%~74%、75%~99% 和闭塞 4 个级别。以 DSA 为标准, 分析肾动脉 CTA 在评估动脉狭窄的灵敏度和特异性。**结果** 影响肾动脉 CTA 的因素有延迟时间、旋转时间、对比剂单位剂量与注射速度、屏气合作与否、患者年龄、血管钙化等; 评估动脉狭窄 < 50%、50%~74%、75%~99%、闭塞的灵敏度和特异性分别为 76.30% 和 76.80%、89.70% 和 90.40%、96.30% 和 97.10%、100% 和 100%。**结论** 延迟时间、旋转时间、对比剂单位剂量与注射速度、患者屏气合作与否、患者年龄、血管钙化等可影响肾动脉 CTA 的图像质量。在评估动脉狭窄方面, 肾动脉 CTA 能满足临床诊断需求。

[关键词] 体层摄影术, X 线计算机; 肾动脉; 动脉狭窄

[中图分类号] R814.42 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2010)01-0153-04

肾动脉狭窄是引起继发性高血压和肾动脉衰竭的常见原因。数字减影血管造影 (digital subtraction angiography, DSA) 是肾动脉狭窄诊断和分级的“金标准”, 但属有创检查。64 排螺旋 CT 血管造影 (CT angiography, CTA) 具有微创、灵敏度高等优点^[1-4]。本文研究肾动脉 CTA 的成像效果及其影响因素。

[作者简介] 李伟 (1975—), 男, 湖南永州人, 本科, 高级工程师。研究方向: 影像技术与设备维护。

[通讯作者] 李伟, 广东省江门市中心医院放射科, 529030。

E-mail: qfxlcom@126.com

[收稿日期] 2009-05-06 **[修回日期]** 2009-08-02

1 资料与方法

1.1 临床资料 2007 年 5 月—2009 年 5 月 305 例高血压患者接受肾动脉 CTA 检查, 男 183 例, 女 122 例, 年龄 35~88 岁, 平均 (67.3±11.2) 岁, 临床排除原发性高血压; 其中 108 例于 1 周内接受 DSA 检查。

1.2 仪器与方法 使用 Toshiba Aquilion 64 排螺旋 CT 机, 扫描范围从双肾上缘上 2 cm 至双肾下缘下 3 cm, 扫描参数为 120 kV、300 mA。肾动脉扫描使用对比剂追踪 Surestart 程序, 触发点选择腹主动脉双肾节段位置, 触发 CT 值为 100 HU, 扫描范围和参数与平扫一致。先经 A 筒注射器注射 300 mg/ml 碘佛醇, 速度 3.5 ml/s, 再用 B 筒注射器注射生理盐水 20 ml