

杨小峰, 查云飞, 李亮. 动态 500 排联合 ASiR 技术对肝脏肿瘤 CT 灌注成像参数的影响[J]. CT 理论与应用研究, 2016, 25(6): 717-723. doi:10.15953/j.1004-4140.2016.25.06.13.

Yang XF, Zha YF, Li L. Effect of volume helical shuttle mode with ASiR technique on the quality of CT perfusion imaging in liver tumor[J]. CT Theory and Applications, 2016, 25(6): 717-723. (in Chinese). doi:10.15953/j.1004-4140.2016.25.06.13.

动态 500 排联合 ASiR 技术对肝脏肿瘤 CT 灌注成像参数的影响

杨小峰^{1, 2}, 查云飞¹✉, 李亮¹

1. 武汉大学人民医院放射科, 武汉 430060

2. 湖北省随州市中心医院放射科, 湖北 随州 441300

摘要: 目的: 探讨具有自适应统计迭代重建 (ASiR) 平台的动态 500 排容积螺旋穿梭技术 (VHS) 对肝脏肿瘤 CT 灌注成像参数的影响。方法: 28 例确诊肝脏肿瘤患者行动态首次通过法 CT 灌注成像检查, 所得原始数据采用滤波反投影 (FBP) 法进行重建 (重建层厚 2.5 mm), 测量二组图像腹主动脉 CT 值、噪声及肝脏肿瘤灌注参数, 包括表面通透性 (PS)、平均通过时间 (MTT)、肝血流量 (BF)、肝血容量 (BV), 采用 Wilcoxon 符号秩和检验分析两种重建算法所测量的各项灌注参数值的差异。由两名放射科医师对 2 组图像质量进行主观评价。结果: 40% ASiR 与 FBP 和重建算法比较: 腹主动脉 CT 值分别为 (58.33 ± 9.19) 和 (58.78 ± 9.30) HU, 差异无统计学意义 ($P=0.258$); 40% ASiR 组图像噪声 (10.9 ± 1.49) 明显低于 FBP 组 (13.20 ± 1.65), 差异有统计学意义 ($P<0.01$); 两种重建算法所测量的各项灌注参数 (PS、MTT、BV 和 BF) 值差异均无统计学意义 ($P>0.05$)。40% ASiR 组图像质量评分 (4.25 ± 0.42) 高于 FBP 组 (3.79 ± 0.48), 差异有统计学意义 ($P=0.001$); 两组图像的主观评分结果一致性较好 ($Kappa=0.821$)。结论: 基于 ASiR 平台的动态 500 排扫描技术在肝脏肿瘤 CT 灌注成像中, 40% ASiR 算法的图像噪声有效降低, 质量显著改善。所测量的各项灌注参数与 FBP 重建算法相比无明显差异。

关键词: X 线计算机; 体层摄影; 自适应统计迭代重建; 灌注成像; 肝肿瘤; 容积穿梭扫描

doi:10.15953/j.1004-4140.2016.25.06.13 中图分类号: R 812; R 445 文献标志码: A

肝细胞癌具备典型肿瘤血管生成特点^[1]。CT 灌注成像通过对肝脏肿瘤行连续多层动态增强扫描来获得肝脏、肿瘤及肿瘤周边的血流灌注参数, 利用不同区域的血流参数差异来进行诊断、鉴别诊断及疗效评价等^[2]。容积螺旋穿梭技术 (volume helical shuttle, VHS) 在肝脏灌注成像中特别是在动态血流的研究中提供重要的方法, CT 扫描床持续周期性穿梭往复运动的同时进行数据采集, 提高了采样时间分辨率, 同时运用智能毫安技术、低剂量扫描的自适应统计迭代重建 (adaptive statistical iterative reconstruction, ASiR) 技术以及最小化“过度扫描”, 从而得到大范围器官动态成像及灌注成像。如何选择合适的 ASiR 权重既能降低患者的辐射剂量而不影响灌注图像质量, 成了当前需要解决的问题。

以往研究表明 ASiR 作为一种高级别的迭代算法, 相对于传统滤波反投影 (Filtered

back projection, FBP) 重建算法而言, 其主要优势在于能够通过迭代运算的方法, 保证图像信噪比, 进一步降低患者所受的辐射剂量, 同时又使图像噪声得到有效抑制^[3-4]。本研究采用基于 ASiR 平台的动态 500 排技术对肝脏肿瘤行首过法 CT 灌注成像扫描, 通过分析对比灌注软件在 ASiR 和 FBP 两种不同算法下自动计算出的肿瘤灌注参数数值的差异, 以探讨 ASiR 算法对肝脏肿瘤 CT 灌注参数的影响。

1 资料与方法

1.1 研究对象

选取 2014 年 6 月至 2015 年 10 月期间我院收治的 28 例疑似恶性或其他检查不能定性的肝脏占位患者 (其中肝细胞癌 20 例, 肝转移瘤 5 例, 胆管细胞癌 3 例), 年龄 28~75 岁, 平均年龄 (53.3 ± 11.8) 岁, 体重 52.2~75.5 kg, 平均体重 (63.25 ± 6.62) kg, 其中女性 11 例, 男性 17 例。排除标准: ① 严重心功能不全、肝肾功能严重疾病患者; ② 已知碘对比剂过敏史以及其他影响肝脏血流动力学的疾病; ③ 有明显呼吸运动伪影、憋气幅度差异较大者, 以及其他原因影响灌注参数的测量。本研究所有受检对象检查前均同意并签署知情同意书, 在医院伦理委员会的监督下进行。

1.2 CT 灌注扫描技术

采用 GE Optima 660 64 排 128 层螺旋 CT 扫描仪, Ulrich Missouri (XD2001) 高压注射器。嘱患者深吸气后屏气, 以螺旋扫描方式行上腹部常规平扫, 以明确肝脏肿瘤部位; 待肿瘤定位扫描后, 将大于 2 cm 的肿瘤分别用于做动态研究。采用 VHS (动态 500 排), 根据肝肿瘤灌注协议, z 轴覆盖范围为 14 cm, 选取肝脏灌注层面, 尽量以病灶最大层面为中心作为灌注扫描层面。对于原发性肝癌肿瘤较大者, 还应包括第一肝门, 以方便我们以后对灌注参数的测量。经肘前静脉快速团注非离子型对比剂 (碘海醇 350 mgI/mL), 对比剂用量按照 0.7 mL/kg 体重计算, 流率 5.0 mL/s, 然后以相同流率注射生理盐水 30 mL, 延迟 5~8 s 扫描, 曝光时间 24 s^[5]。扫描参数为 VHS 扫描模式, Pass (扫描次数) 为 12, 100 kVp, 自动毫安 (范围 300~500 mA), 噪声指数 (N1) 17, 球管转速 0.6 s/r, 层厚 5 mm, 螺距 1.375:1, 40% ASiR 重建。

1.3 图像分析

所获得的图像再采用 FBP 进行重建, 重建层厚 2.5 mm, 间隔 2.5 mm, 均传输至 GE AW 4.5 工作站, 测量肝脏肿瘤的最大径并记录。图像噪声值的测定参考 Lubner 等^[6]的报道, 动脉期测量腹腔干水平的腹主动脉 CT 值, 两组图像所测量的感兴趣区尽量选择相同位置, 感兴趣区大小为 10 mm², 分别测量 3 次后取平均值, 以 CT 值的标准差作为图像的噪声值^[7]。本研究共扫描 12 个 Pass, 我们测量腹主动脉的 CT 值峰值最高的 Pass 作为测量依据。

将两组图像传输到 PACS 系统工作站, 选择不同重建方式的同一层面比较其图像质量。采用双盲法对图像质量进行主观评价, 由 2 名具有 10 年以上工作经验的医学影像科医师进行独立阅片。图像质量评分参考 Kalra 等^[8]的 5 级评分法。评分标准: 检查失败, 图像噪声和 (或) 伪影太大, 不能诊断 (1 分); 图像较差, 有严重噪声和 (或) 伪影, 影响诊断 (2 分); 图像一般, 有一些噪声和 (或) 伪影, 不影响诊断 (3 分); 图像好, 噪声

和伪影少 (4 分); 图像非常好, 噪声控制好、无伪影 (5 分)。评价 ≥ 3 分认为诊断符合要求。采用 Kappa 检验评价两名医师评分的一致性, 若评分一致性良好, 以两位观察者评分的平均值进行统计学分析。

在 AW 4.5 工作站上用 CT Perfusion 4 中的去卷积模型进行数据处理。利用灌注软件自动计算处理肝脏肿瘤相对应的灌注参数值及其伪彩图。主要包括以下几项参数: 血管表面通透性 (permeability surface, PS)、肝血容量 (blood volume, BV)、肝血流量 (blood flow, BF) 及平均通过时间 (mean transit time, MTT)。

1.4 统计学分析

使用 SPSS 16.0 统计软件进行分析, 计量资料均采用 $\bar{x} \pm s$ 表示, 采用 Wilcoxon 符号秩和检验分析两种重建方法所得腹主动脉 CT 值及图像噪声的差异, 以及肝脏肿瘤 PS、BV、BF、MTT 等灌注功能参数统计学差异, 以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。用 Kappa 检验两位阅片人图像评分的一致性, Kappa ≥ 0.75 时两者一致性很好, $0.4 < \text{Kappa} < 0.75$ 时两者一致性一般, Kappa < 0.4 时两者一致性较差。

2 结果

40% ASiR 组 (4.25 ± 0.42) 与 FBP 组图像质量评分 (3.79 ± 0.48) 均能满足诊断要求, 所有图像评分均 ≥ 3 分; 两名医师对图像质量主观评价的观察结果具有较好的一致性 (Kappa = 0.821)。

FBP 和 40% ASiR 图像上 (图 1) 腹主动脉 CT 值分别为 (58.78 ± 9.30) 和 (58.33 ± 9.19) HU, 差异无统计学意义 ($P = 0.258$); FBP 组图像噪声 (13.20 ± 1.65) 明显高于 40% ASiR 组 (10.9 ± 1.49), 差异有统计学意义 ($P < 0.01$)。

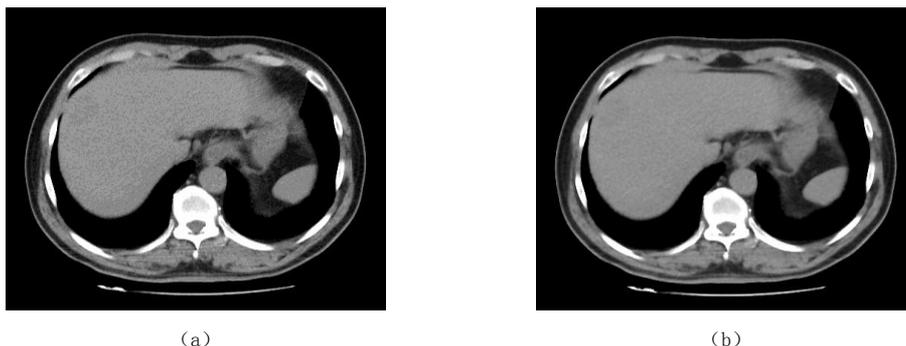


图 1 (a)、(b) 分别为 40% ASiR 组与 FBP 组两组图比较, 腹主动脉 CT 值分别约为 45.32 HU 和 43.59 HU, 无明显差异。40% ASiR 组图像噪声 (6.18) 明显低于 FBP 组 (8.28)

Fig. 1 (a)、(b) was respectively 40% ASiR group and FBP group, comparing two group charts, abdominal aorta CT value was respectively about 45.32HU and 43.59HU, no obvious difference. 40% ASiR group image noise (6.18) was significantly lower than FBP (8.28)

两种重建算法测量的各项灌注参数 PS、BV、BF 和 MTT 结果及比较见表 1, 两组间各项灌注参数无明显差异 (图 2)。

表 1 FBP 与 ASiR 图像上灌注参数测量结果
Table 1 Perfusion parameter measurements on the FBP and ASiR images

指标	FBP 组	40% ASiR 组	P 值
PS/(mL/(100g.min))	41.59 ± 9.40	41.03 ± 8.99	0.181
BV/(mL/(100g))	46.17 ± 13.87	46.48 ± 13.32	0.505
BF/(mL/(100g.min))	359.20 ± 103.60	359.10 ± 103.20	0.883
MTT/s	4.85 ± 1.06	4.79 ± 1.18	0.461

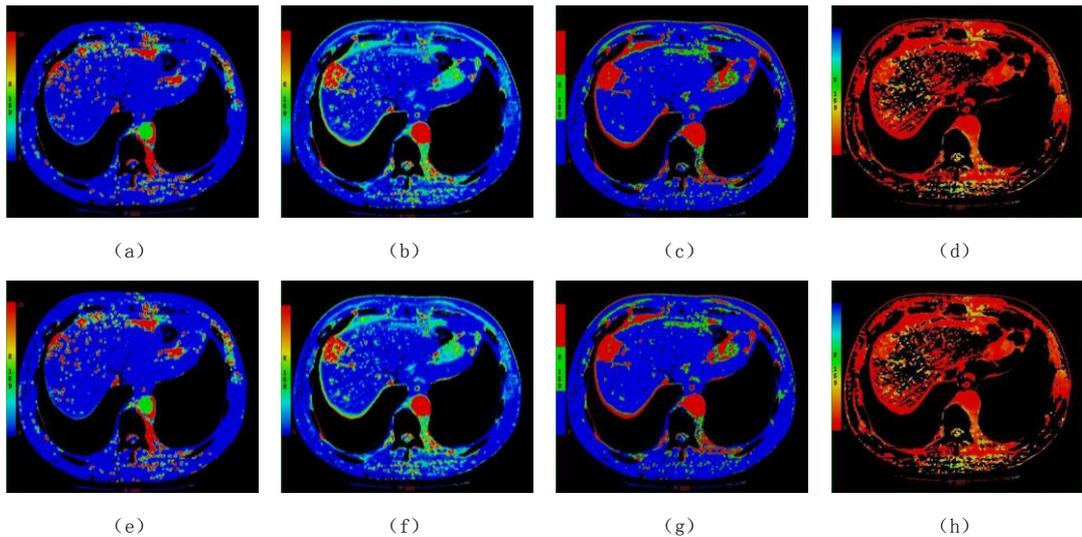


图 2 肝癌患者, CT 灌注成像伪彩图显示肝右叶肿块呈周边高灌注, 中央低灌注, (a) FBP-PS 图; (b) FBP-BV 图; (c) FBP-BF 图; (d) FBP-MTT 图; (e) 40% ASiR-PS 图; (f) 40% ASiR-BV 图; (g) 40% ASiR-BF 图; (h) 40% ASiR-MTT 图

Fig. 2 Patients with cancer of the liver, CT perfusion imaging pseudo color map in the right hepatic lobe tumor showing surrounding high perfusion, the central low perfusion (arrow), (a) FBP-PS; (b) FBP-BV; Place (c) FBP-BF; (d) FBP- MTT; (e) 40% ASiR-PS; (f) 40% ASiR-BV; (g) 40% ASiR-BF; (h) 40% ASiR- MTT imaging

辐射剂量: 本组灌注扫描方案的 CT 剂量指数 (CTDvol) 值为 90.20~131.54 mGy, 剂量长度乘积 (DLP) 值 992~1565 mGy·cm, 最终受检者辐射剂量为 14.88~22.69 mGy。

3 讨论

Miles 等^[9]在 1991 年首次提出 CT 灌注成像 (CT perfusion imaging, CTPI) 的概念, 这种成像方法能在一次扫描过程中获得多期 CT 常规图像和灌注图像, 进行诊断、血管成像及灌注参数测量^[2]。CT 灌注反映的是器官的微循环状态, 由于肝脏是双重血供器官, 而肝细胞癌是肝动脉供血, 具备典型的肿瘤血管生成。所以肝动脉、门静脉灌注比率直接反映了肝肿瘤的血流灌注参数大小。常规肝脏 CT 灌注成像的辐射剂量较大, 以往研究表明降低管电压可明显降低患者辐射剂量, 但是管电压的降低, 降低了 X 线的质量, 增强了患者接受 X 线作用的光电效应, 使得 X 线在通过受检患者后吸收差别增大, 提高图像的 CT 值, 增加了血管强化对比度, 吸收差别在高原子序数间的物质中表现会更加明显。由于目前大多

数 CT 设备的重建算法都是传统的解析算法, 即 FBP 算法, 当患者辐射剂量进一步降低时, 图像噪声升高和图像质量下降表现尤为明显, 从而影响我们对病灶的诊断和鉴别诊断。迭代重建技术逐渐成了今后低剂量 CT 研究的热点, 在临床应用中出现了更加广泛的应用前景。选用优化的图像重建和处理方法可以从低剂量 CT 扫描数据中获得高质量的图像, 而减少患者所受辐射剂量, 是目前研究最多的解决方案。

FBP 算法是一种传统的解析算法, 该算法要求投影数据能达到精确定量并且数据完备, 重建图像质量会随投影数据量的变化而改变, 如果投影数据量不足, 从而图像质量会不同程度下降, 究其本质原因是由于 FBP 的设计存在一定局限, 忽略了光学系统中的真实的几何因素和统计噪声。为了保证较好图像质量, 所以该算法对 CT 辐射剂量要求较高。ASiR 重建技术作为一种正投像技术, 通过对原始数据层进行反复迭代运算, 利用自适应技术精确描述和构建探测到的信号的光子统计学, 可以进一步降低噪声, 提高图像分辨率^[7]。

ASiR 在 FBP 算法的基础上通过反复的迭代运算, 通过数学运算模型重建准确的模拟光子噪声和电子噪声, 选择性地去除图像噪声, 同时获得较好的图像质量, 并有效地降低图像噪声。

本研究采用 ASiR 平台的动态 500 排技术 (VHS) 进行扫描。结果显示, FBP 组所得图像噪声明显高于 40% ASiR 组, 表明 ASiR 重建方法相对于 FBP 算法而言明显降低了图像噪声; 本研究患者所受的辐射剂量平均约为 20 mSv, 与英国腹部放射剂量 5.3 mSv 相比, 是其 4 倍, 相当于腹部的常规平扫及增强扫描的辐射剂量。Sagara 等^[10]研究表明, 对于体重小于 90 kg 的患者, 50% ASiR 权重腹部重建技术是最优化的混合比例, ASiR 权重值过低降低噪声的效果并不明显, ASiR 权重值过高虽然可以降低辐射剂量, 但会出现噪声升高, 还会产生台阶样伪影, 选择合适的 ASiR 权重既能达到降低噪声的目的, 还可以降低患者接受的辐射剂量, 所获得的重建图像不影响我们对肝脏病变的诊断和鉴别诊断。本研究采用 40% ASiR 权重同样取得较为满意的图像质量, 图像噪声明显降低。Desai 等^[11]将 ASiR 重建算法在腹部 CT 检查中应用后, 噪声可降低 10%~24%, 所得图像质量并不影响诊断。Marin 等^[12]将 ASiR 技术应用于腹部 CT 检查, 同时应用自动管电流、低管电压方法进行扫描, 也能起到明显减低图像噪声的作用。此外多项研究表明采用 ASiR 算法重建图像后, 其 CT 图像质量不受影响, 噪声降低, 同时又可以降低 32%~65% 辐射剂量。

本研究中应用 40% ASiR 算法进行图像重建, 图像噪声明显降低, 并深入探讨该重建算法对肝脏肿瘤灌注参数的影响。结果表明, 40% ASiR 与 FBP 两种算法下灌注软件自动计算出来的各项灌注参数无显著差异, 该扫描方案的应用并未改变肝脏肿瘤的灌注参数。由于此扫描方案是动态容积成像, 不仅能显示肿瘤的全貌, 还能通过 CT 图像后处理软件达到与数字减影血管造影 (DSA) 等同的效果。这项研究结果与董健等^[12]研究结果一致, 低剂量 CT 首次通过法对肺部肿块灌注扫描成像中, 30% ASiR 算法测量的各项参数与 FBP 重建算法相比无明显差异, 但图像噪声明显降低。分析其原因可能是因为 ASiR 算法重建模型与传统 FBP 相似, 采用 ASiR 重建算法虽然能够降低图像噪声, 然而肿瘤及其周围血管的 CT 值差异并无统计学意义, 因此对动态增强扫描下的肿瘤灌注参数无明显影响^[13]。

本研究存在以下局限性: ① 本研究采用的 ASiR 重建比例为 40%, 并未对其他不同比例的 ASiR 权重进行研究, 不同比例的 ASiR 权重之间差异需要进一步研究。② 本研究中灌注扫描方案采用基于 ASiR 平台的动态 500 排技术, 噪声指数设定为 17, 能否优化有待进一步

步研究。③ 本组入选病例病理结果均为恶性肿瘤, ASiR 重建技术对于恶性肿瘤的灌注参数与其病理类型是否存在关联, 有待进一步研究。④ 以往的研究表明, ASiR 重建可能会遗漏部分病灶^[14], 本研究平扫中并未对其进行研究, CTPI 的特征性在于反映的是血流灌注信息, 并非侧重常规多期图像, 当扫描方案剂量过低无法区分低对比病灶时, 灌注图像能够提供额外的诊断信息, 一定程度上弥补了这个缺点。

总之, 40% ASiR 算法与传统 FBP 算法相比, 提高了图像质量, 降低了 CT 灌注肝脏肿瘤扫描所得图像的噪声, 而对灌注参数则无明显影响。

参考文献

- [1] Petralia G, Summers P, Viotti S, et al. Quantification of variability in breath-hold perfusion CT of hepatocellular carcinoma: A step toward clinical use[J]. *Radiology*, 2012, 265: 448-456.
- [2] Pandharipande PV, Krinsky GA, Rusinek H, et al. Perfusion imaging of the liver: Current challenges and future goals[J]. *Radiology*, 2005, 234(3): 661-673.
- [3] Deck Z, Grimm JM, Treitl M, et al. Filtered back projection, adaptive statistical iterative reconstruction, and a model-based iterative reconstruction in abdominal CT, an experimental clinical study[J]. *Radiology*, 2013, 266(1): 197-206.
- [4] Cornfeld D, Israel G, Detroy E, et al. Impact of adaptive statistical iterative reconstruction(ASiR) on radiation dose and image quality in aortic dissection studies: A qualitative and quantitative analysis[J]. *American Journal of Roentgenology*, 2011, 196(3): 336-340.
- [5] Masahiro O, Tonsok K, Takamichi M, et al. Hepatocellular nodules in liver cirrhosis: State of the art CT evaluation (perfusion CT/volume helical shuttle scan/dual-energy CT, etc.)[J]. *Abdom Imaging*, 2011, 36:273-281.
- [6] Lubner MG, Pickhardt PJ, Tang J, et al. Reduced image noise at low-dose multidetector CT of the abdomen with prior image constrained compressed sensing algorithm[J]. *Radiology*, 2011, 260(1): 248-256.
- [7] 马宇, 周智鹏, 邱维加, 等. 自适应迭代重建算法结合自动管电流调制技术在腹部 CT 低剂量应用[J]. *中国医学影像学杂志*, 2014, 22(2): 145-148.
Ma Y, Zhou ZP, Qiu WJ, et al. adaptive statistical iterative reconstruction algorithm combined with automatic tube current modulation in abdomen low-dose CT[J]. *Chinese Journal of Medical Imaging*, 2014, 22(2): 145-148. (in Chinese).
- [8] Kalra MK, Prasad S, Saini S, et al. Clinical comparison of standard-dose and 50% dose reduced-dose abdominal CT: Effect on image quality[J]. *American Journal of Roentgenology*, 2002, 175(5): 1101-1106.
- [9] Miles KA, Hayball M, Dixon AK. Colour perfusion imaging: A new application of computed tomography[J]. *The Lancet*, 1991, 337(3): 43-645.
- [10] Sagara Y, Hara AK, Pavlicek W, et al. Abdominal CT: Comparison of low-dose CT with adaptive statistical iterative reconstruction and routine-dose CT with filtered back projection in 53 patients[J]. *American Journal of Roentgenology*, 2010, 195(3): 713-719.
- [11] Desai GS, Thabet A, Elias AY, et al. Comparative assessment of three image reconstruction techniques for image quality and radiation dose in patients undergoing abdominopelvic multidetector CT examination[J]. *British Journal of Radiology*, 2013, 86(1021): 20120161.
- [12] 董健, 高莉, 王霄英, 等. 迭代重建对肺肿块低剂量 CT 灌注成像参数的影响[J]. *放射学实践*, 2013, 28(6): 280-283.
Dong J, Gao L, Wang XY, et al. Functional parameters of pulmonary tumors in low-dose perfusion CT with different reconstruction techniques: Comparison of ASiR and FBP[J]. *Radiologic*

Practice, 2013, 28(6): 280-283. (in Chinese).

- [13] Xie Q, Wu J, Tang Y, et al. Whole-organ CT perfusion of the pancreas: Impact of iterative reconstruction on image quality, perfusion parameters and radiation dose in 256-Slice CT-preliminary findings[J]. PLoS One, 2013, 8(11): e80468.
- [14] Pickhardt PJ, Lubner MG, Kim DH, et al. Abdominal CT with model-based iterative reconstruction (MBIR): Initial results of a prospective trial comparing ultralow-dose with standard-dose imaging[J]. American Journal of Roentgenology, 2012, 199(6): 1266-1274.

Effect of Volume Helical Shuttle Mode with ASiR Technique on the Quality of CT Perfusion Imaging in Liver Tumor

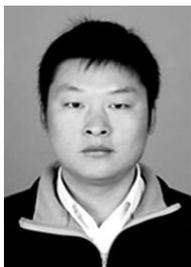
YANG Xiao-feng^{1,2}, ZHA Yun-fei^{1✉}, LI Liang²

1.Department of Radiology, Renmin Hospital of Wuhan University, Wuhan 430060, China

2.Department of Radiology, Suizhou Central Hospital of Hubei Province, Suizhou 441300, China

Abstract: Objective: To investigate the effect of VHS mode with ASiR on the quality of CT perfusion images of liver tumors. Methods: Twenty-eight patients with liver tumor underwent first-pass perfusion CT with volume helical shuttle technique. The raw data had been reconstructed by using FBP, the slice thickness being 2.5 mm. The CT values of aorta and the image noise were recorded for both groups. The parametric maps for the permeability surface (PS), blood volume (BV), blood flow (BF), transit time mean (MTT) were calculated. Paired samples *t* test or Wilcoxon signed sum test was used to analyze the difference. Image quality was assessed by two radiologists. Results: Compared with FBP reconstruction technique, 40% ASiR demonstrates low image noise ((13.20 ± 1.65) vs (10.9 ± 1.49), $P < 0.01$), with no statistical difference in CT values of aorta ((58.33 ± 9.19) vs (58.77 ± 9.30), $P = 0.258$). All the functional parameters of CT perfusion between two groups, including PS, BV, BF and MTT, showed no statistical difference. 40% ASiR group as quality score (4.14 ± 0.36) higher than that of group FBP (3.79 ± 0.48), the difference was statistically significant ($P = 0.001$); Conclusion: Application of ASiR demonstrates no influence parameters acquired from CT perfusion with VHS mode in liver tumor, though the noise is lower than FBP.

Keywords: X-ray computed; tomography; adaptive statistical iterative reconstruction; perfusion imaging; liver tumor; volume helical shuttle



作者简介: 杨小峰 (1983—), 男, 武汉大学生物医学工程专业硕士研究生, Tel: 15971927236; 查云飞[✉] (1972—), 男, 武汉大学人民医院副教授、主任医师, 研究方向为血管病变及骨骼肌肉病变影像学, E-mail: zhayunfei999@126.com。