

卜玉莲, 张欢, 潘自来, 等. 能谱 CT 参数在评估局部梗死心肌图像质量中的研究[J]. CT 理论与应用研究, 2016, 25(3): 279-286. doi:10.15953/j.1004-4140.2016.25.03.04.
Bu YL, Zhang H, Pan ZL, et al. The study of the image quality of dual energy spectral CT in the assessment of myocardial infarction[J]. CT Theory and Applications, 2016, 25(3): 279-286. (in Chinese). doi:10.15953/j.1004-4140.2016.25.03.04.

能谱CT参数在评估局部梗死心肌图像质量中的研究

卜玉莲¹, 张欢², 潘自来²✉, 杨文洁², 陈克敏¹, 严福华²

1. 上海交通大学医学院附属瑞金医院北院放射科, 上海 201801
2. 上海交通大学医学院附属瑞金医院放射科, 上海 200025

摘要: 目的: 通过研究评价能谱 CT (Spectral CT) 成像功能参数的有效性, 并探讨这些参数在评估局部梗死心肌图像质量中的临床应用价值。方法: 收集我院 30 例冠心病患者, 均在一次扫描中行宝石能谱 CT 常规冠脉 CTA (CCTA) 扫描模式和宝石能谱成像 (GSI) 扫描模式。患者均在一周内行心脏 MRI 扫描。常规混合能量图像上分析冠状动脉的狭窄程度。分别找出 1 min 和 3 min 单光子能量水平的图像上梗死心肌与正常心肌的最佳对比噪声比 (optimal CNR) 以及对应的最佳单能量值和此能量值的图像噪声值, 通过单因素方差分析方法与常规混合能量图像的对比噪声比 (CNR) 和图像噪声值进行比较。在 MRI 心肌灌注图像上找出梗死心肌并与能谱 CT 进行相关性对比。结果: 宝石能谱 CT 共检出梗死心肌 36 个区域, 所有梗死心肌在 CCTA 图像上均有区域供血冠脉 50% 以上狭窄 ($71.7\% \pm 16.2\%$), 并且找出的梗死心肌与 MRI 心肌灌注图像有较高的相关性 ($r = 100\%$, $P = 0.00$)。1 min、3 min 单光子能量水平图像上最佳 CNR 值明显高于常规混合能量图像 CNR 值 ($P < 0.05$)。1 min、3 min 最佳单能量值水平的图像噪声值均低于常规混合能量图像 ($P < 0.05$)。结论: 能谱 CT 的 GSI 能谱成像模式较常规混合能量图像能够明显提高图像质量, 从而提高了梗死心肌的检测效率。

关键词: 能谱 CT; 梗死心肌; 图像质量; 宝石能谱成像; 常规混合能量图像

doi:10.15953/j.1004-4140.2016.25.03.04 中图分类号: R 812; R 445 文献标志码: A

CT 图像质量是一个综合指标, 噪声就是其中一个重要的因素。噪声即是在均匀物质的影像中表示给定区域的各 CT 值对其平均值变化的量, 包括扫描噪声和组织噪声。常规 CT 成像是一组混合能量成像, 当 X 线束穿过人体时, 其中的低能量或者称为软射线被过滤掉时容易产生线束硬化伪影使图像噪声增加, 质量降低。而 CT 值是定量诊断疾病的基础, 如果无法提供准确的 CT 值, 定量诊断就会失去相应的意义。

宝石能谱 CT 成像 (gemstone spectral imaging, GSI) 通过使用单一球管高低双能瞬时切换进行扫描, 这种同源同时同向的扫描方式可以产生时空上完美组合的双能数据, 根据 X 线在物质中的衰减系数产生物质密度图像并进一步合成相应的单能量成像, 得到超出形态学更多的组织信息和特殊细节^[1]。所以该研究的目的是证实能谱 CT 的单能量成像是否能够消除硬化伪影, 提高图像质量, 从而为早期发现梗死心肌提供一种新颖可靠的影像学方法。

收稿日期: 2016-02-01。

1 材料和方法

1.1 检查对象

前瞻性收集 2012 年 2 月至 2014 年 9 月来我院就诊的 30 例冠心病患者 (17 男, 13 女), 年龄 40~81 岁, 平均年龄 62 岁。患者既往有严重冠状动脉狭窄、心肌梗死、冠状动脉腔内成形术、冠状动脉支架植入术或冠状动脉旁路移植术史; 患者均有知情同意权。

1.2 检查方法

患者均在一次扫描中行宝石能谱 CT (Discovery CT750HD, GE Healthcare, USA) 常规冠脉 CTA 扫描模式和延迟 1 min、3 min GSI 扫描模式。先行回顾性心电门控冠脉 CTA 扫描 (管电压: 120 kVp; 根据心脏期相和体重指数自动调节管电流 150~600 mA; 层厚层间距 0.625 mm; 旋转时间 0.35 s; 螺距根据心率变化 0.16~0.22, CTDI_{vol} 约 45.9 mGy ± 12 mGy)。心率过快或心律不齐患者均在检查前口服 β -Block 控制心率在 75 次/min 以下, 在冠状动脉窦水平以 Test-bolus 监测确定开始扫描的时间, 用高压注射器以约 1 mL/1 kg 体重对比剂剂量, 总量约 50~90 mL, 4~5 mL/s 速率肘静脉给药, 对比剂类型为非离子型碘对比剂 (omnipaque 370, GE Healthcare)。

分别在 1 min 和 3 min 后行 GSI 能谱扫描模式。管电压, 单一球管高低双能 (80 kVp 和 140 kVp) 瞬时切换 (<0.5 ms 能量时间分辨率); 管电流 600 mA; 层厚 2.5 mm; 层间距 1.25 mm; 旋转时间 0.6 s; 螺距 0.984; CTDI_{vol} 约 25.53 mGy。扫描野覆盖整个心脏。

患者均一周内在 1.5 T 场强 MRI (美国 GE 公司 HDX) 上行呼吸门控加心电门控心脏扫描, 先行 Fiesta 电影序列获得两腔心、四腔心及左室短轴位图像, 随后行左室短轴位心肌灌注成像, 以 2.0 mL/s 速率肘静脉给药约 20 mL 行首过灌注扫描, 以 0.5 mL/s 追加给药 20 mL, 行 7 min、15 min 延迟扫描。在以上检查方法中分别找出梗死心肌区域。

1.3 图像分析方法

在 GE 公司 AW 4.4 后处理工作站重建/后处理引擎和 GSI 浏览器能谱分析软件上获得常规混合能量 (140 kVp) 的图像和能谱 CT 40~140 keV 单光子能量图像。分别在常规混合能量图像以及 1 min 单光子能量水平的图像、3 min 单光子能量水平的图像上的同一层面上选取不同感兴趣区 (region of interest, ROI), 分别测出梗死心肌与正常背景区域心肌的对比噪声比 (contrast-to-noise ratio, CNR) 和图像噪声值。CNR 计算公式如下^[2]:

$$\text{CNR} = (\text{ROI}_{\text{MI}} - \text{ROI}_{\text{background}}) / \text{SD}_{\text{background}}$$

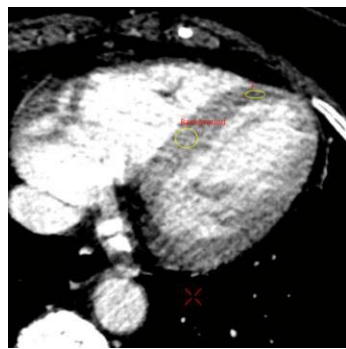
ROI_{MI} 代表梗死心肌的 CT 平均值, ROI_{background} 代表梗死心肌周围正常背景区域心肌的 CT 平均值, SD_{background} 代表正常背景区域心肌 CT 平均值的标准差。

测量图像噪声时将 ROI 分别置于正常背景区域心肌, 取其像素 CT 平均值的标准差。软件自动计算出 1 min 和 3 min 单光子能量水平的图像上梗死心肌与正常心肌的最佳 CNR, 分别记录最佳 CNR 对应的最佳单能量值和最佳单能量水平图像对应的图像噪声值。将 1 min 和 3 min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 以及所对应的噪声值与常规混合能量图像 CNR 和噪声值进行比较分析。为了保持数据的一致性, 所有的数据均由三位医师重复测得, 最后数值由 3 位医师所测值做平均值所得。

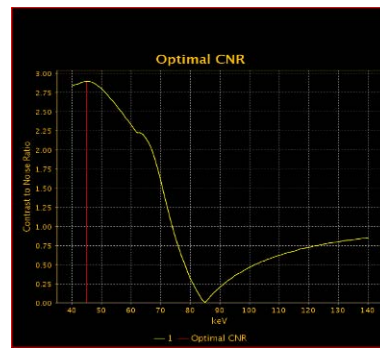
在常规混合能量 (CCTA) 图像上分别重建出最大密度投影 (maximum intensity projection, MIP) 图像, 曲面重建 (curved planar reconstruction, CPR) 图像, 容积重建 (volume reconstruction, VR) 图像, 分析冠状动脉的形态及其狭窄程度。在 MRI 心肌灌注图像上找出梗死心肌区域 (灌注缺损区和延迟强化区)。

1.4 统计学分析

应用 SPSS 13.0 统计软件包进行分析。计量资料在统计前先进行方差齐性检验 (Levene 检验), 应用单因素方差分析 (One-Way ANOVA) 对 1 min 和 3 min 单光子能量水平的图像上最佳对比噪声比以及所对应的噪声值与常规混合能量图像 CNR 和噪声值进行比较分析。Pearson's 相关分析进行分析能谱 CT 和 MRI 找出的梗死心肌的相关性。数值以均数和标准差 ($\pm s$) 表示, $P < 0.05$ 表示有统计学意义。

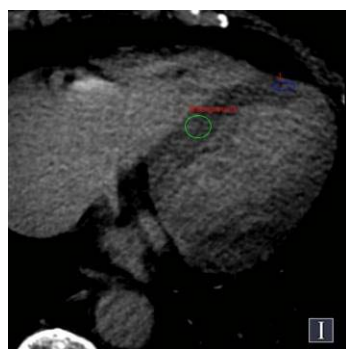


(a) ROIs: 1-梗死心肌, Background
——正常心肌



(b) 红线对应纵坐标——最佳 CNR 值,
红线对应横坐标——最佳单能量值

图 1 1min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值及此最佳 CNR 值对应的最佳单能量
Fig.1 The optimal CNR and the optimal monochromatic energy in 1 min monochromatic image



(a) ROIs: 1-梗死心肌, Background
——正常心肌



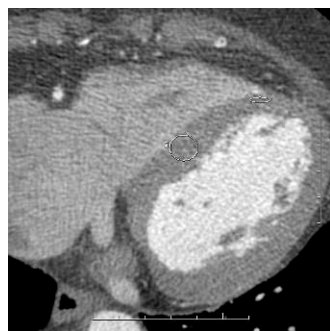
(b) 红线对应纵坐标——最佳 CNR 值,
红线对应横坐标——最佳单能量值

图 2 3min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值及此最佳 CNR 值对应的最佳单能量
Fig.2 The optimal CNR and the optimal monochromatic energy in 3 min monochromatic image

2 结果

在 AW4.4 后处理工作站重建/后处理引擎和 GSI 浏览器能谱分析软件上对常规混合能量图像及单能谱图像和物质分离图像进行分析, 共检出梗死心肌 36 个区域, 所有梗死心肌均有区域供血冠脉 50% 以上狭窄 ($71.7\% \pm 16.2\%$) (图 3)。

1 min、3 min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值 (图 1 和图 2) 和常规混合能量图像的 CNR 值 (图 3) 存在显著差异 ($P < 0.05$), 并且 1 min、3 min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值均高于常规混合能量图像的 CNR 值, CNR 值均数分别为 (3.18 ± 2.34), (1.27 ± 0.89) 和 (0.66 ± 0.32) (表 1、图 4)。



(a) CNR 值, ROIs: 1——梗死心肌 2——正常心肌



(b) 梗死心肌供血冠脉——LAD 重度狭窄

图 3 常规混合能量图像

Fig.3 Conventional 140 kVp polychromatic images

表 1 1 min、3 min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值和常规混合能量图像的 CNR 值存在显著差异
Table 1 The significant difference in the optimal CNR of spectral CT and the CNR of conventional CT

CNR 值			P 值
1 min 单光子能量图像上最佳 CNR 值	3 min 单光子能量图像上最佳 CNR 值	常规混合能量图像 CNR 值	
3.18 ± 2.34	1.27 ± 0.89	0.66 ± 0.32	
+	+		0.003
+		+	0.000
	+	+	0.016
+	+	+	0.002

表 2 1 min、3 min 最佳单光子能量值水平的的图像和常规混合能量图像的图像噪声值存在显著差异
Table 2 The significant difference in the image noise of spectral CT and conventional CT

图像噪声值			P 值
1 min 单光子能量图像	3 min 单光子能量图像	常规混合能量图像	
29.68 ± 7.82	16.23 ± 9.19	38.11 ± 10.32	
+	+		0.003
+		+	0.009
	+	+	0.000
+	+	+	0.012

1 min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值对应的最佳单量值集中分布在 45 keV、50 keV 和 60 keV, 比例分别为 78%、12% 和 10%; 3 min 单光子能量水平的图像上最佳 CNR 值对应的最佳单量值集中分布在 45、65 和 70 keV, 比例分别为 13%、26% 和 61% (四舍五入, 以 5 keV 为间隔)。

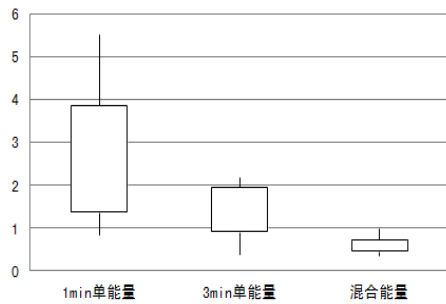


图 4 1 min、3 min 单光子能量水平图像上最佳 CNR 值的最大值, 最小值, 上下四分位数及中位数均高于常规混合能量图像的 CNR 值

Fig. 4 The optimal CNR of 1min and 3min monochromatic images were significantly higher than the CNR of conventional 140 kVp polychromatic images

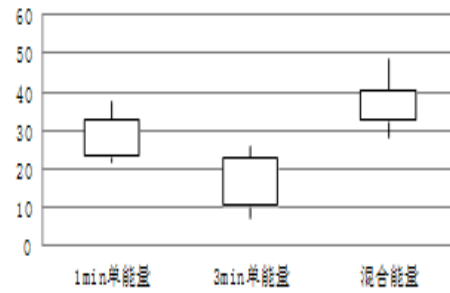


图 5 1 min、3 min 最佳单光子能量水平图像噪声值的最大值, 最小值, 上下四分位数及中位数均低于常规混合能量图像的噪声值

Fig. 5 The image noise of 1min and 3min monochromatic images were significantly lower than conventional 140 kVp polychromatic images

1 min、3 min 单光子能量水平的图像上最佳单能量值水平的图像噪声值和常规混合能量图像的噪声值存在显著差异 ($P < 0.05$), 并且 1 min、3 min 最佳单能量值水平的图像噪声值均低于常规混合能量图像的噪声值, 图像噪声值分别为 (29.68 ± 7.82) , (16.23 ± 9.19) 和 (38.11 ± 10.32) (表 2、图 5)。

能谱 CT 与 MRI 找出梗死心肌具有很好的相关性, $r = 100\%$, $P = 0.000$ (表 3、图 6)。

表 3 能谱 CT 与 MRI 找出梗死心肌区域的相关性

Table 3 Spectral CT had good correlation with the myocardial perfusion images of MRI

项目	下后壁	室间隔	心尖	侧壁	前壁	共计	相关系数及检验
能谱 CT	10	5	2	0	19	36	$r = 100\%$
MRI	10	5	2	0	19	36	$P = 0.000$

3 讨论

缺血性心脏病不同时期在常规增强 CT 扫描无显著性差异, 如能早期发现心肌坏死或准确判断心肌缺血的程度对决定治疗方案、提高患者的预后都很有意义^[3-4]。

能谱 CT 作为一种功能性影像, 能够进行物质组成分析, 为临床提供更多、更全面的病理信息^[5]。对于医学成像来说, 水和碘是常用的组成, 能谱 CT 扫描在不增加射线剂量的前提下, 通过物质分离技术, 可以明确判断对比剂 (碘) 的分布以及病灶成分的区别, 同时

提供常规 CT 图像和单能谱图像。但是，目前这部分研究尚在起步阶段，而且多为肿瘤性病变的研究，对人的心肌能谱成像的研究较少有文献报道。

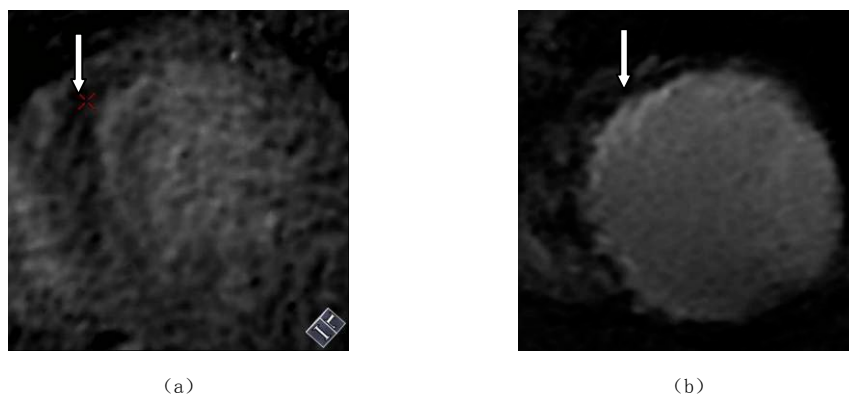


图 6 (a) 箭头所示能谱 CT 找出前间壁心梗区域; (b) 箭头所示 MRI 找出前间壁心梗区域

Fig.6 (a) the MI detected by spectral CT (left arrow), (b) myocardial perfusion images of MRI (right arrow)

CT 噪声是指均匀物质在给定的区域中 CT 值对其平均值的变异。噪声是影响 CT 图像质量的重要因素，它直接影响图像的密度分辨力和空间分辨力，高噪声 CT 将无法分辨出病灶。影响噪声的因素有很多，包括 X 线剂量、像素大小、层厚、算法、窗口设置和扫描参数等^[6-7]。

心脏疾病诊断本身对图像质量的要求非常高，受患者心率，对比剂剂量，病人体重及扫描条件等的影响，往往会不同程度影响图像质量，一定程度上会影响疾病早期而准确的诊断。本研究通过能谱成像的方法比较同一患者的常规混合能量图像和单能量图像的图像质量，成像在同一设备、同一次扫描中完成，排除了 CT 设备，扫描参数及研究对象等因素的差异，具有良好的可比性。

研究中最优单能量成像图像较常规混合能量图像中的 CNR 值增高和噪声值降低，而 CNR 值越大，噪声值越低，说明显示病灶敏感性越大，最佳单能量图像梗死心肌的显示能力提高，反映了其图像质量要优于常规能量成像。

一般来说，高能量的图像中组织对比度较小，而低能量的图像中组织对比度较大^[8]。这主要是由于在常规混合能量的心脏成像中，得到的是通过人体后衰减的 X 线光束。当 X 线光束穿过人体时，低能量，或者称为软射线被滤掉，从而产生线束硬化伪影，就会使图像存在诸多不确定性，影响图像质量，所以在临床应用中受限^[9-10]。

本研究尚存在一定的局限性，① 前瞻性研究样本量比较小，在一定程度上限制了研究的效能；② 尽管 MRI 心肌灌注被临床上公认为有效的梗死心肌的检测手段，但并不是金标准，且本研究无法对患者的梗死心肌进行病理检测；③ 尽管我们发现延迟 1 min、3 min 扫描可用于评估梗死心肌的延迟强化程度，尚不能证实这是临床应用中的最佳扫描延迟时间。这些都需要我们在今后的工作中进一步研究完善。

综上所述，宝石能谱 CT 通过其功能成像，可以有效消除硬化伪影。体外实验中也证明了单能量成像相比于常规混合能量成像，可以降低图像噪声并提高图像对比度^[11-12]，从而提高了梗死心肌的检测效率。

参考文献

- [1] Johnson TR, Krauss β , Sedlmair M, et al. Material differentiation by dual energy CT: Initial experience[J]. *European Radiology*, 2007, 17: 1510-1517. doi:10.1007/s00330-006-0517-6.
- [2] Holz A, Lautamäki R, Sasano T. Expanding the versatility of cardiac PET/CT: Feasibility of delayed contrast enhancement CT for infarct detection in a porcine model[J]. *Journal of Nuclear Medicine*, 2009, 50(2): 259-265.
- [3] Allman KC, Shaw LJ, Hachamovitch R, et al. Myocardial viability testing and impact of revascularisation on prognosis in patients with coronary artery disease and left ventricular dysfunction: A meta-analysis[J]. *Journal of the American College of Cardiology*, 2002, 39(7): 1151-1158.
- [4] Mansencal N, Tissier R, Deux JF, et al. Relation of the ischaemic substrate to left ventricular remodelling by cardiac magnetic resonance at 1.5 T in rabbits[J]. *European Radiology*, 2010, 20(5): 1214-1220.
- [5] 林晓珠, 李卫侠, 朱延波, 等. 宝石能谱 CT 在肿瘤诊断中的初步应用[J]. *诊断学理论与实践*, 2010, 9(2): 155-160.
Lin XZ, Li WX, Zhu YB, et al. Preliminary application of gemstone spectral imaging (GSI) in the diagnosis of tumors[J]. *Journal of Diagnostics Concepts & Practice*, 2010, 9(2): 155-160. (in Chinese).
- [6] 金宝荣, 张晓槟, 张越. 影响 CT 图像质量的变量因素及控制对策[J]. *数理医药学杂志*, 2004, 17(2): 168-169.
Jin BR, Zhang XB, Zhang Y. Variable factor and control countermeasure of effect a change in quality of CT image[J]. *Journal of Mathematical Medicine*, 2004, 17(2): 168-169. (in Chinese).
- [7] 李萍, 占杰, 余晓镔. CT 图像质量主要参数及其检测方法[J]. *放射学实践*, 2005, 20(5): 462-463.
Li P, Zhan J, Yu XE. Main parameters and detection methods of CT image quality[J]. *Radiologic Practice*, 2005, 20(5): 462-463. (in Chinese).
- [8] Zhao LQ, He W, Li JY. Improving image quality in portal venography with spectral CT imaging[J]. *European Journal of Radiology*, 2012; 81(8): 1677.
- [9] Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and avoidance[J]. *Radiographics*, 2004, 24(6): 1679-91.
- [10] 周泽俊, 胡永胜, 高斌, 等. 多层螺旋 CT 图像伪影的分析[J]. *中国 CT 和 MRI 杂志*, 2008, 6(5): 72-73.
Zhou ZJ, Hu YS, Gao B, et al. Analysis of imaging artifacts of multi-slice spiral CT[J]. *Chinese Journal of CT and MRI*, 2008, 6(5): 72-73. (in Chinese).
- [11] Lv PJ, Lin XZ, Li JY, et al. Differentiation of small hepatic hemangioma from small hepatocellular carcinoma: Recently introduced spectral CT method[J]. *Radiology*, 2011, 259(3): 720-729.
- [12] Lin XZ, Miao F, Li JY. High-definition CT gemstone spectral imaging of the brain: Initial results of selecting optimal mono-chromatic image for beam-hardening artifacts and image noise reduction[J]. *Journal of Computer Assisted Tomography*, 2011, 35(2): 294-297.

The Study of the Image Quality of Dual Energy Spectral CT in the Assessment of Myocardial Infarction

BU Yu-lian¹, ZHANG Huan², PAN Zi-lai^{2✉},
YANG Wen-jie², CHEN Ke-min¹, YAN Fu-hua²

1. Department of Radiology, The North Hospital of Ruijin Hospital, Medical School of Shanghai Jiaotong University, Shanghai 201801, China
2. Department of Radiology, Ruijin Hospital, Medical School of Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200025, China

Abstract: Objective: To study the effectiveness of the functional parameters of spectral CT, and to explore their clinic values of image quality in the evaluation of myocardial infarction (MI), so as to provide a novel and reliable imaging diagnostic system for early detection of MI. Methods: 30 patients with coronary heart disease were scanned with the conventional coronary CT angiography (CCTA) and the dual energy spectral imaging modes. In addition, all cases had the Cardiac MRI scan within a week. CCTA images were used to measure stenoses. The optimal contrast-to-noise ratio (CNR) and the optimal monochromatic energy levels for displaying infarctions were measured from 1 min and 3 min monochromatic images. Record the image noise according to the optimal monochromatic energy levels. The results were compared with those measured from conventional 140kVp polychromatic images. Detect MI in MRI perfusion images and compare with those detected by CT. Results: Spectral CT have detected 36 regions of MI and had good correlation with the myocardial perfusion images of MRI ($r=100\%$, $P=0.00$). All spectral CT-identified MI had associated coronary artery with more than 50% stenosis of the intravascular diameter ($71.7\% \pm 16.2\%$). The optimal CNR for displaying infarctions of 1 min and 3 min monochromatic images were significant higher than the CNR of conventional 140 kVp polychromatic images ($P < 0.05$). The image noise according to the optimal monochromatic energy levels of 1 min and 3 min monochromatic images were significant lower than conventional 140 kVp polychromatic images ($P < 0.05$). Conclusions: The GSI mode of dual energy spectral CT greatly improves the image quality and the efficiency of the detection of MI.

Keywords: spectral CT; MI; image quality; GSI; conventional coronary CT angiography



作者简介: 卜玉莲 (1985—), 女, 瑞金医院北院放射科住院医师, 主要从事消化系统及心血管系统影像学的研究, Tel: 15000787510, E-mail: 119882457@qq.com; 潘自来[✉] (1963—), 男, 瑞金医院放射科主任医师, 主要从事消化系统及心血管系统影像学的研究, Tel: 021-67888185, E-mail: zilaipanlilly@163.com。