❖影像技术学

Correlation between myocardial perfusion imaging quality and reconstruction time of dual-energy CT

QI Rongxing, *WANG Tianle*, *CUI Lei*, *YAN Songqiang*, *RUAN Xiwu*, *HUANG Sheng**
(*Department of Radiology*, *the Second Affiliated Hospital of Nantong University*, *Nantong* 226001, *China*)

[**Abstract**] **Objective** To evaluate the relationship between myocardial perfusion imaging quality and reconstruction time of dual-souce CT (DSCT). **Methods** Myocardial perfusion imaging was performed in 28 subjects using second-generation DSCT. The coronary arteries of all selected subjects were normal. 280 ms temporal resolution was used, and the image of 30%—80% R-R phase was reconstructed by retrospective ECG gating interval 5%. The artifact area of myocardial perfusion iodine map image of each R-R interval were obtained. Average segment artifacts of the heart bottom, central, apical, apical level of heart level were calculated and statistical analyzed. **Results** The artifact area of myocardial perfusion iodine map of the heart bottom, central, apical, and the whole heart had statistically significant differences (all $P<0.01$), and the minimum artifact area was in 60% R-R phase ([0.31±0.28]cm^2, [0.18±0.23]cm^2, [0.13±0.13]cm^2, [0.22±0.18]cm^2). There was no difference between different phases of the heart apical level ($P=0.634$). The minimum artifact area of myocardial perfusion iodine map of the heart bottom, central, apical, apical level in 60% R-R phase at the heart apical, the difference had statistically significant ($F=3.701$, $P=0.014$), there was no difference between the heart apical and central ($P>0.05$), but the difference between the heart apical and other parts had statistically significant ($P<0.05$). **Conclusion** Using 280 ms temporal resolution, second-generation DSCT can achieve the optimal myocardial perfusion imaging quality using 60% R-R phase reconstruction.

[**Key words**] Heart; Perfusion imaging; Tomography, X-ray computed
DOI: 10.13929/j.1003-3289.201609008

双能量 CT 心肌灌注碘图图像质量与重组时相的关系

祁荣兴，王天乐，崔　磊，严松强，阮席武，黄　胜*
（南通大学第二附属医院影像科，江苏 南通　226001）

[**摘　要**] **目的**　探讨第 2 代双源 CT（DSCT）心肌灌注图像质量与重组时相的关系。**方法**　收集接受 DSCT 双能量成像方法扫描的患者，选取其中冠状动脉正常者 28 例。采用回顾性心电门控间隔 5%重建出 30%～80% R-R 时相的图像，采用 280 ms 全期相时间窗，定量测量各 R-R 间期的每段心肌灌注碘图图像的伪影面积，计算心底部、中部、心尖部、心尖层面平均各段的伪影面积，并进行统计学分析。**结果**　心底部、中部、心尖部、心脏整体平均各段伪影面积差异有统计学意义（P 均<0.01），均以 60% R-R 间期时相最小[(0.31±0.28)cm^2、(0.18±0.23)cm^2、(0.13±0.13)cm^2)、(0.22±0.18)cm^2]。心尖伪影面积不同 R-R 间期时相差异无统计学意义（$P=0.634$）。60% R-R 间期心底部、中部、心尖部、心尖各层面平均各段碘图伪影面积差异有统计学意义（$F=3.701$，$P=0.014$），心尖部伪影面积最小，与中部差异无统计学意义（$P>0.05$），但明显低于其他部位的伪影面积（$P<0.05$）。**结论**　第 2 代 DSCT 采用 280 ms 全期相时间窗可提供优良

[**基金项目**] 南通市社会事业科技创新与示范计划资助项目（HS2014066）、南通市关键技术研究-民生项目（MS2015061）、江苏省六大人才高峰高层次人才资助项目（2014WSW074）、南通市第四期“226 高层次人才培养工程”科研项目。

[**第一作者**] 祁荣兴（1981—），男，江苏盐城人，硕士，主治医师。研究方向：循环系统影像诊断。E-mail：8928331@qq.com
[**通信作者**] 黄胜，南通大学第二附属医院影像科，226001。E-mail：hsyisheng@163.com

[**收稿日期**] 2016-09-02　[**修回日期**] 2017-02-18

的心肌灌注碘图,其中以 60%左右 R-R 间期图像质量最佳。

[关键词] 心脏;灌注成像;体层摄影术,X 线计算机
[中图分类号] R541;R814.42 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2017)05-0760-04

双源 CT(dual-source CT,DSCT)既可提供冠状动脉解剖学信息,又能显示病变冠状动脉供血心肌的灌注信息,可"一站式"完成冠状动脉及心肌灌注联合评价,是当前临床研究[1-2]的热点,双能心肌灌注碘图成像特点及临床意义备受关注,目前,如何降低心肌灌注碘图伪影是促进该技术广泛应用的关键,心肌灌注碘图重组时相选择与冠状动脉 CTA 重组时相选择是否一致的报道鲜见。本研究旨在探讨 DSCT 心肌灌注碘图图像质量与重组时相的关系。

1 资料与方法

1.1 一般资料 收集 2015 年 5 月—2016 年 2 月于我院接受冠状动脉 CTA 双能量方式扫描者,排除风湿性心脏病、心肌病、冠状动脉搭桥术后或冠状动脉支架术后患者,选取其中冠状动脉正常者 28 例,男 22 例,女 6 例,年龄 35～69 岁,平均(56.5±8.8)岁。体质量指数 18.22 ～ 34.02 kg/m^2,平均(24.60±3.33)kg/m^2。28 例患者中,17 例为无症状体检者,余 11 例为无诱因情况下出现轻微胸闷、胸痛症状。所有检查者心电图均无 T 波和 ST 段改变。

1.2 仪器与方法 采用 Siemens Somatom Definition Flash 双源 CT 机,对心率>75 次/分者给予口服 25～50 mg 倍他乐克,扫描前给予舌下喷雾硝酸甘油。采用双筒高压注射器经右肘前静脉以 5 ml/s 流速注射对比剂碘海醇(350 mgI/ml)60～80 ml,后以相同流速注射 50 ml 生理盐水。于主动脉根部层面选择 ROI 监测 CT 值,触发阈值 100 HU,延时 7 s 扫描。扫描范围为自气管分杈至心脏膈面下 1 cm,吸气后屏气扫描。扫描参数:A 球管电压 Sn140 kV;B 球管电压 Sn100 kV,开启实时动态剂量调节自动曝光(CareDose4D)技术,准直 64×2×0.6 mm,视野 250 mm×250 mm,球管旋转时间 0.28 s,螺距 0.17～0.28(随心率自动调整)。采用 280 ms 全期相时间窗,原始数据层厚 1.5 mm,间隔 0.5 mm,卷积函数值 D30f,重建心脏 R-R 间期 30%～80%间隔 5%的共 22 组数据用于双能量心肌灌注成像。采用 140 ms 半期相时间窗,重建层厚 0.75 cm,间隔 0.5 cm,卷积函数值 D30f,以系统自动选择的 30%～80% R-R 间期间最佳收缩期相和最佳舒张期相数据(融合系数为 0.6 的平均加权图像)用于冠状动脉成像。

1.3 图像分析 将 140 kV 及 100 kV 两组数据调入 Heart PBV 软件,通过双能量算法获得心肌内碘灌注分布图(即碘图)。碘图重建层厚 5 mm。采用美国心脏学会推荐的左心室 17 段标准分法[3]:于左心室短轴位将左心室分为心底部、中部、心尖部、心尖 4 个层面,心底部层面为二尖瓣至乳头肌尖水平,中部层面包括乳头肌全长,心尖部层面为乳头肌以远到心脏末端。对每个层面进行分段并命名。心底部:1 前壁、2 前间隔壁、3 下间隔壁、4 下壁、5 下侧壁、6 前侧壁;中部:7 前壁、8 前间隔壁、9 下间隔壁、10 下壁、11 下侧壁、12 前侧壁;心尖部:13 前壁、14 间隔壁、15 下壁、16 侧壁;另加 17 心尖。

1.4 碘图伪影面积评估 将左心室短轴位碘图图像导入 MMWP 后处理工作站,于 Viewing 软件上显示图像,在各段手动勾画伪影边缘,软件自动计算所勾画范围的面积,即伪影面积。心底部平均各段伪影面积=心底部各段伪影面积之和/6;中部平均各段伪影面积=心中部各段伪影面积之和/6,心尖部平均各段伪影面积=心尖部各段伪影面积之和/4;整个心脏平均各段伪影面积=整个心脏各段伪影面积之和/17。

1.5 统计学分析 采用 SPSS 19.0 统计分析软件。心底部、中部、心尖部、心尖层面及整个心脏 30%～80% R-R 时相心肌灌注碘平均各段伪影面积的数据行正态分布检验。正态分布资料以 $\bar{x}\pm s$ 表示,采用方差分析和 LSD 法比较各时相的心肌灌注图像伪影面积,以 $P<0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

经冠状动脉 CTA 重建,系统自动选择收缩期最佳启动时相为 30%～46%,平均(36.93±4.32)%,而舒张期最佳启动时相为 64%～79%,平均(71.75±4.11)%;以系统自动选择的收缩期最佳启动时相、舒张期最佳启动时相行冠状动脉 CTA 重建,图像质量好。

28 例患者心底部、中部、心尖部、心尖层面及心脏整体 30%～80% R-R 间期心肌灌注碘图伪影面积均符合正态分布($P>0.1$),见表 1。各时相心底部、中部层面平均各段伪影面积差异均有统计学意义(P 均<0.05),其中 60% R-R 间期伪影面积最小,与 55%、65% R-R 间期的差异均无统计学意义(P 均>0.05),

但明显低于其他时相伪影面积（P 均＜0.05）。各时相心尖部层面平均各段伪影面积差异有统计学意义（P＜0.001），其中 60% R-R 间期伪影面积最小，与 50%、55%、65%、70% R-R 间期差异无统计学意义（P 均＞0.05），但明显低于其他时相的伪影面积（P 均＜0.05）；各时相心尖层面平均各段伪影面积差异无统计学意义（P＝0.643）；各时相心脏整体平均各段伪影面积差异有统计学意义（P＜0.001），其中 60% R-R 间期伪影面积最小，与 55%、65% R-R 间期差异无统计学意义（P 均＞0.05），但明显低于其他时相的伪影面积（P 均＜0.05）。

60%R-R 间期心底部、中部、心尖部、心尖各层面平均各段碘图伪影面积差异有统计学意义（F＝3.701，P＝0.014），其中心尖部伪影面积最小，与中部差异无统计学意义（P＞0.05），但明显低于其他部位的伪影面积（P 均＜0.05）；心底部伪影最重，与心尖部差异无统计学意义（P＞0.05），但明显高于其他部位的伪影面积（P 均＜0.05），见图 1。

3　讨论

冠动脉狭窄引起心肌缺血程度难以通过 CTA 或 DSA 从解剖学上进行精确评估，尤其对于中等程度（30%～80%）狭窄，还需通过心肌灌注从功能学上进行评估[4]。随着 DSCT 的发展，一次检查即可对冠状动脉的解剖学和功能学进行“一站式”评估[5-6]。DSCT 有 2 套 X 线管和 2 套探测器系统，可同时获得低能量和高能量两组图像，拓展了 CT 在心血管方面研究的新领域[7-8]。DSCT 依据高低密度物质分别在高低能量下不同的衰减特性，实现了物质成分分离，注射对比剂后对碘成分提取的碘物质密度成像，并配以伪彩即碘图，可直接反映正常心肌组织和发生梗死或缺血心肌组织对碘对比剂摄取存在的差异[9]。

第 2 代 DSCT 在 B 球管使用 100 kV 情况下，与第 1 代不使用能谱纯化技术的 140 kV/80 kV 相比，

表 1　各时相心底部至心尖层面及整个心脏心肌灌注碘图平均各段伪影面积大小（cm^2，$\bar{x}\pm s$）

时相	心底部	中部	心尖部	心尖	心脏整体
30% R-R 间期	0.64±0.37	0.49±0.35	0.32±0.28	0.37±0.23	0.46±0.23
35% R-R 间期	0.67±0.40	0.55±0.51	0.40±0.39	0.39±0.26	0.50±0.29
40% R-R 间期	0.53±0.41	0.50±0.40	0.27±0.24	0.41±0.35	0.43±0.23
45% R-R 间期	0.54±0.35	0.38±0.27	0.25±0.16	0.41±0.32	0.40±0.19
50% R-R 间期	0.51±0.43	0.40±0.39	0.21±0.24	0.38±0.40	0.38±0.30
55% R-R 间期	0.39±0.49	0.26±0.30	0.14±0.16	0.33±0.25	0.28±0.25
60% R-R 间期	0.31±0.28	0.18±0.23	0.13±0.13	0.27±0.24	0.22±0.18
65% R-R 间期	0.33±0.24	0.24±0.20	0.15±0.16	0.29±0.24	0.25±0.15
70% R-R 间期	0.50±0.25	0.35±0.25	0.22±0.20	0.29±0.28	0.34±0.14
75% R-R 间期	0.51±0.32	0.36±0.24	0.28±0.17	0.33±0.34	0.37±0.16
80% R-R 间期	0.51±0.28	0.39±0.28	0.33±0.22	0.32±0.31	0.39±0.18
F 值	2.850	3.577	3.977	0.795	4.451
P 值	0.002	＜0.001	＜0.001	0.643	＜0.001

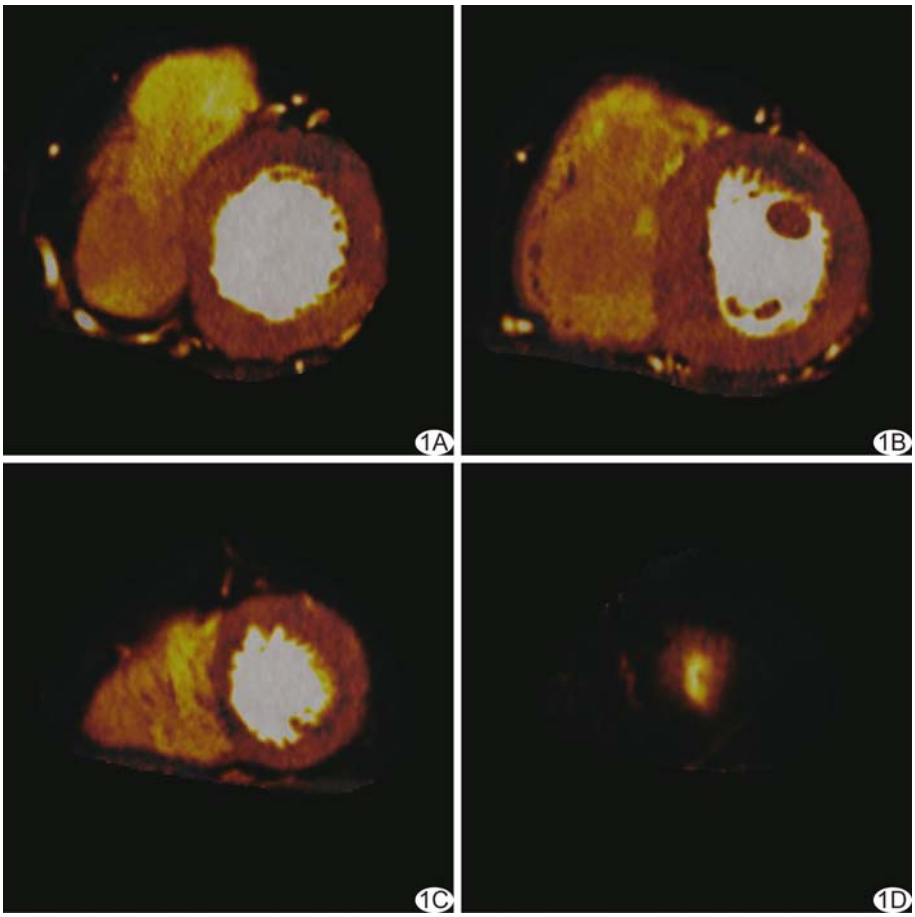


图 1　患者男，57 岁，无症状体检　A～D. 心底部、中部、心尖部、心尖 60%R-R 间期左心室短轴位碘图，显示图像伪影少，图像质量好

双能量的对比度可提高 25%[10]。本研究双球管的设置采用 140 kV/100 kV,心肌灌注碘图采用的 Heart PBV 软件在碘、软组织、脂肪物质分离方面有明显优势。另外本研究时相范围在 30%～80%,原始数据层厚 1.5 mm,间隔 0.5 mm,卷积函数值 D33f,碘图重建层厚 5 mm。有研究[11]报道,心率＞70 次/分时,心电脉冲的窗宽应适当放宽到收缩期至舒张中晚期(30%～80% R-R 间期),在保证图像质量的前提下可减少辐射剂量。数据设置采用双能量专用卷积核(D33f) 1.5 mm层厚、0.5 mm 重建增量优化信噪比,碘图层厚 5 mm,有助于显示心肌灌注缺损[12]。

有学者[13]采用 DSCT 心肌灌注碘成像诊断犬实验性急性心肌梗死,并与病理学对照,发现 DSCT 心肌灌注碘成像 18 个心肌节段为假阳性,6 个心肌节段为假阴性,主要与心脏搏动、呼吸运动伪影干扰及左心室腔内高浓度对比剂造成的线束硬化伪影有关。也有学者[14]认为碘图伪影产生的原因为 2 个 X 线球管同时开启,所增加的散射辐射造成信噪比下降以及重建图像中阴影伪影产生。另外,扫描时运动所产生的高能 X 线与低能 X 线之间投射视野的错配,导致投射区域内无法进行物质分离[15]。本研究选取冠状动脉正常者,发现心肌灌注碘图中心肌多个节段出现面积大小不一的伪影。但以 60% R-R 间期碘图伪影较小,分析原因为:因图像处理采用 280 ms 全期相时间窗,心率 75 次/分以下心动周期中,60%左右 R-R 间期为起始时间点,即舒张中晚期,此时心脏位移最小。本研究还发现心底部和心尖的伪影较重,可能心底部与主动脉毗邻,有大量高浓度对比剂造成线束硬化伪影有关;近年来有报道[16]采用单能谱的运算方法可降低线束硬化伪影。而心尖的伪影,推测与心尖周围组织的影响有关,但还需进一步研究证实。

本研究的不足:①入组病例数较少,还需大样本病例进行测量;②为静息时的心肌灌注碘图,未进行负荷动态灌注。

总之,第 2 代 DSCT 既可提供冠状动脉解剖学信息,又可提供优良的心肌灌注碘图(采用 280 ms 全期相时间窗),而两者的最佳重组时相并不一致,其中心肌灌注碘图以 60% R-R 间期伪影较少,图像质量最佳。

[参考文献]

[1] Vliegenthart R, Pelgrim GJ, Ebersberger U, et al. Dual-energy CT of the heart. AJR Am J Roentgenol, 2012, 199(5 Suppl): S54-S63.

[2] 李娇娇,张璋,李东,等.能谱 CT 冠状动脉造影单能量图像质量的优化.中国医学影像技术,2015,31(2):298-301.

[3] Cerqueira MD, Weissman NJ, Dilsizian V, et al. Standardized myocardial segmentation and nomenclature for tomographic imaging of the heart. A statement for healthcare professionals from the Cardiac Imaging Committee of the Council on Clinical Cardiology of the American Heart Association. Int J Cardiovasc Imaging, 2002,18(1):539-542.

[4] Kern MJ, Samady H. Current concepts of integrated coronary physiology in the catheterization laboratory. J Am Coll Cardiol, 2010,55(3):173-185.

[5] Zhao RP, Hao ZR, Song ZJ. Diagnostic value of flash dual-source CT coronary artery imaging combined with dual-energy myocardial perfusion imaging for coronary heart disease. Exp Ther Med, 2014,7(4):865-868.

[6] Danad I, Ó HB, Min JK. Dual-energy computed tomography for detection of coronary artery disease. Expert Rev Cardiovasc Ther, 2015,13(12):1345-1356.

[7] So A, Hsieh J, Narayanan S, et al. Dual-energy CT and its potential use for quantitative myocardial CT perfusion. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012,6(5):308-317.

[8] 王瑞,张兆琪,郭淼,等.双能量 CT 冠状动脉成像结合 CT 心肌灌注诊断冠心病准确性的初步研究.中华放射学杂志,2011,45(2):111-115.

[9] Weininger M, Schoepf UJ, Ramachandra A, et al. Adenosine-stress dynamic real-time myocardial perfusion CT and adenosine-stress first-pass dual-energy myocardial perfusion CT for the assessment of acute chest pain: Initial results. Eur J Radiol, 2012, 81(12):3703-3710.

[10] Kang DK, Schoepf UJ, Bastarrika G, et al. Dual-energy computed tomography for integrative imaging of coronary artery disease: Principles and clinical applications. Semin Ultrasound CT MR, 2010,31(4):276-291.

[11] 王怡宁,金征宇,孔令燕,等.双源 CT 冠状动脉成像的图像质量及重组时相与心率的关系.中华放射学杂志,2008,42(2):119-122.

[12] Schwarz F, Ruzsics B, Schoepf UJ, et al. Dual-energy CT of the heart—principles and protocols. Eur J Radiol, 2008,68(3):423-433.

[13] 彭晋,张龙江,朱飞鹏,等.双源 CT 心肌灌注碘成像与核素心肌灌注显像诊断犬急性心肌梗死的研究.中华放射学杂志,2011,45(2):128-132.

[14] Zhang LJ, Wang ZJ, Zhou CS, et al. Evaluation of pulmonary embolism in pediatric patients with nephrotic syndrome with dual energy CT pulmonary angiography. Acad Radiol, 2012,19(3):341-348.

[15] 王未,周长圣,方晓堃,等.第二代双源双能量 CT 心肌灌注成像的初步应用.放射学实践,2014,29(9):993-996,997.

[16] Secchi F, De Cecco CN, Spearman JV, et al. Monoenergetic extrapolation of cardiac dual energy CT for artifact reduction. Acta Radiol, 2015,56(4):413-418.