

• 心血管影像学 •

冠状动脉 CT 成像钙化积分扫描噪声与增强扫描噪声的相关性分析

付维东, 龚建平, 宦坚, 张伟, 乔方, 钱铭辉

【摘要】 目的:分析冠状动脉 CT 血管成像(CCTA)中对比增强前后图像噪声值的关系,探讨一种预测 CTCA 图像噪声的方法,从而为实施个体化剂量管理提供依据。**方法:**回顾性分析固定各扫描序列曝光参数的 82 例 64 层螺旋 CT 回顾性门控冠状动脉 CTA 的图像资料,研究钙化积分扫描(CACS)图像噪声(SD1)与对比增强扫描图像噪声(SD2)之间的线性相关性,以及体重指数(BMI)与对比增强扫描图像噪声(SD2)之间的线性相关性,并拟合出直线方程。**结果:**SD1 与 SD2 之间直线相关系数 $r=0.94(P<0.0001)$,线性方程为 $SD2=1.29624 \times SD1+1.20457$;BMI 与 SD2 之间的直线相关系数 $r=0.80(P<0.0001)$,线性方程为 $SD2=1.56067 \times BMI-10.76970$ 。**结论:**在 CTA 各序列的曝光参数不变的情况下,对比增强前后图像噪声值之间存在高度线性相关性。钙化积分扫描噪声比体重指数能更精确地预测增强扫描图像的噪声,从而使基于钙化积分扫描噪声的个体化剂量控制成为可能。

【关键词】 冠状动脉; 钙化积分; 体重指数; 噪声; 体层摄影术, X 线计算机; 辐射剂量

【中图分类号】 R814.42; R543.3 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2011)03-0314-03

Correlation between the noise of calcium scoring image and the noise of contrast-enhanced image in CT coronary angiography

FU Wei-dong, GONG Jian-ping, HUAN Jian, et al. Department of Radiology, the Second Affiliated Hospital of Soochow University, Jiangsu 215004, P. R. China

【Abstract】 Objective: To analyze the relationship of image noise before and after contrast-enhancement in CT coronary angiography, and develop a method of predicting the image noise of CT angiography in order to provide the basis for individual control on radiation dose of CT angiography. **Methods:** Eighty two consecutive patients were analyzed retrospectively. Their exposure parameters of every type of scanning series were invariable. The linear correlation between the noise of calcium scoring images (SD1) and the noise of contrast-enhanced images (SD2), and the linear correlation between body mass index (BMI) and the noise of contrast-enhanced images (SD2) were studied; their linear equations were calculated as well. **Results:** The linear correlation coefficient between SD1 and SD2 was $r=0.94 (P<0.0001)$, its linear equation was $SD2=1.29624 \times SD1+1.20457$. The linear correlation coefficient between BMI and SD2 was $r=0.80 (P<0.0001)$, its linear equation was $SD2=1.56067 \times BMI-10.76970$. **Conclusion:** If the exposure parameters of calcium scoring scan and contrast-enhanced scan are invariable, there is a high linear correlation in noise of images before and after contrast-enhancement. The noise of calcium scoring images can predict the noise of contrast-enhanced images more precisely than body mass index, so it is possible to individually control the exposure radiation of CT angiography depending on the noise of calcium scoring images.

【Key words】 Coronary artery; Calcium scoring; Body mass index; Noise; Tomography, X-ray computed; Radiation dose

冠状动脉 CT 血管成像已成为诊断冠心病的一种常用而又准确的非侵入性检查方法^[1], 64 层螺旋 CT 在目前冠状动脉 CTA 中使用最广泛^[2], 但平均辐射剂量却显著增加。冠脉 CTA 的剂量问题已引起了放射学界和公众的重视^[2], 降低剂量似乎是 CCTA 的关键所在^[3]。放射工作人员应遵循合理实现更低剂量(as low as reasonably achievable, ALARA)原则^[4], 采用各种低剂量技术, 实现图像质量与辐射剂量的统一。本文旨在探索一种能较精确预测冠脉 CTA 图像噪声的方法, 为实施一种有效的个体化剂量管理方案提供依据。

材料与方法

1. 临床资料

连续选取自 2009 年 10 月 26 日~2010 年 1 月 28 日来我院行 GE Lightspeed VCT 64 层螺旋 CT 回顾性门控冠脉 CTA 检查的 82 例患者, 其中男 52 例, 女 32 例, 年龄 32~85 岁, 平均 60 岁。

2. 检查方法

按患者基础心率的的不同给予口服 25~150 mg 倍他乐克, 将心率降至 65 次/分以下后, 依次行按以下序列扫描。①正、侧位定位像扫描: 120 kV, 10 mA; ②钙化积分扫描: 120 kV, 260 mA, 球管旋转速度 0.35 s/r, 75% R-R 间期前门控横轴面扫描采集, 层厚 2.5 mm, 层距 2.5 mm, 视野 25 cm × 25 cm; ③团注测试扫描:

作者单位: 215004 江苏, 苏州大学附二医院影像科

作者简介: 付维东(1978—), 男, 湖南华容人, 硕士研究生, 住院医师, 主要从事心血管 CT 成像工作。

通讯作者: 龚建平, E-mail: gongjianpingsz@126.com

120 kV, 100 mA, 对比剂 20 ml, 注射流率 5 ml/s; ④增强扫描: 120 kV, 600 mA, 准直 $0.625 \text{ mm} \times 64$, 球管旋转速度 0.35 s/r , 开启 ECG 电流调制, 使用 cardiac small 前置滤过, 平均心率 56 次/分, 螺距根据心率自动匹配, 为 $0.18 \sim 0.22$ 。初始图像选取 75% 期相重建, 标准重建算法, C2 后置滤过, 重建视野 $25 \text{ cm} \times 25 \text{ cm}$ 。对比剂注射量等于患者体重千克数。对比剂及生理盐水注射时间、起扫延迟时间根据团注测试扫描的结果确定。生理盐水注射流率等于对比剂注射流率, 注射流率等于毫升数除以注射时间但最高不超过 7 ml/s , 最低不低于 4 ml/s , 并校正注射量为注射流率与注射时间的乘积。扫描完毕后选择最佳成像期相常规后处理。

3. 数据测量

扫描前测量患者的身高(米)、体重(千克), 按公式(1)计算体重指数(body mass index, BMI):

$$\text{BMI} = \frac{\text{体重}}{\text{身高}^2} \quad (1)$$

在钙化积分扫描图像上测量主动脉根部左主干发出的水平连续 3 个层面 CT 值的标准差, 三者的平均值为 SD1; 兴趣区设为圆形, 面积 100 mm^2 , 置于主动脉中央(图 1)。在增强扫描初始图像上测量主动脉根部左主干的发出水平连续 3 个层面 CT 值标准差, 三者的平均值为 SD2; 兴趣区设为圆形, 面积 100 mm^2 , 置于主动脉中央(图 2)。

4. 统计分析

采用 SAS V8.1 统计软件, 分别对 BMI 与 SD2、SD1 与 SD2 进行线性相关分析, 并拟合出直线方程。使用 Microsoft Excel 绘制散点图。

结果

BMI 与 SD2 之间的线性关系见图 3, 直线相关系数 $r=0.80$ ($P<0.0001$), $R^2=0.65$, SD2 线性方程为:

$$\text{SD2} = 1.56067 \times \text{BMI} - 10.76970 \quad (2)$$

SD1 与 SD2 之间的线性关系见图 4, 直线相关系数 $r=0.94$ ($P<0.0001$), $R^2=0.88$, SD2 线性方程为:

$$\text{SD2} = 1.29624 \times \text{SD1} + 1.20457 \quad (3)$$

讨论

1. 固定扫描参数及个体化扫描参数

通常冠脉 CTA 剂量控制技术分为两类^[5]: 第一类是对每一位患者都是采用通用的改变扫描方式的方法; 第二类是根据每个患者的个体信息调整扫描参数。目前多采用第一类, 此方法对每位患者使用固定的曝光参数, 使得大体型的患者剂量偏低、图像噪声过大; 小体型的患者则剂量偏高、噪声低于诊断所需^[6], 存在无效辐射。这种方法的图像质量与辐射剂量尚未很好的统一。后者即个体化剂量控制以保持图像质量相对恒定为基础, 曝光条件随患者个人信息的不同而改变, 使曝光剂量更适宜于不同的个体^[7], 因此剂量控制更为合理, 更能体现 ALARA 原则。

2. 反映 X 射线衰减的个体化信息

个体化剂量管理所使用的个人信息是能够反映个人 X 射线衰减值的信息, 可分为间接衰减信息和直接衰减信息。间接信息包括体重、BMI、胸廓径线等, 这些参数的数值越大, 则达到同样图像质量所需的剂量也越大。直接信息有定位像 CT 值、团注测试扫描噪声、钙化积分扫描噪声等。高建华等^[7]通过对 BMI 与增强扫描噪声之间相关性的研究后, 使用 BMI 调制电流来实施个体化剂量管理取得较好效果。但相同 BMI 的个体可能因体型不同、脂肪分布不同而不能足以反映胸部肌肉和皮下脂肪的厚度, 因此使用 BMI 计算电流可能产生一定偏差^[6]。Yoshimura 等^[8]研究表明体重与图像噪声之间存在较好的线性相关

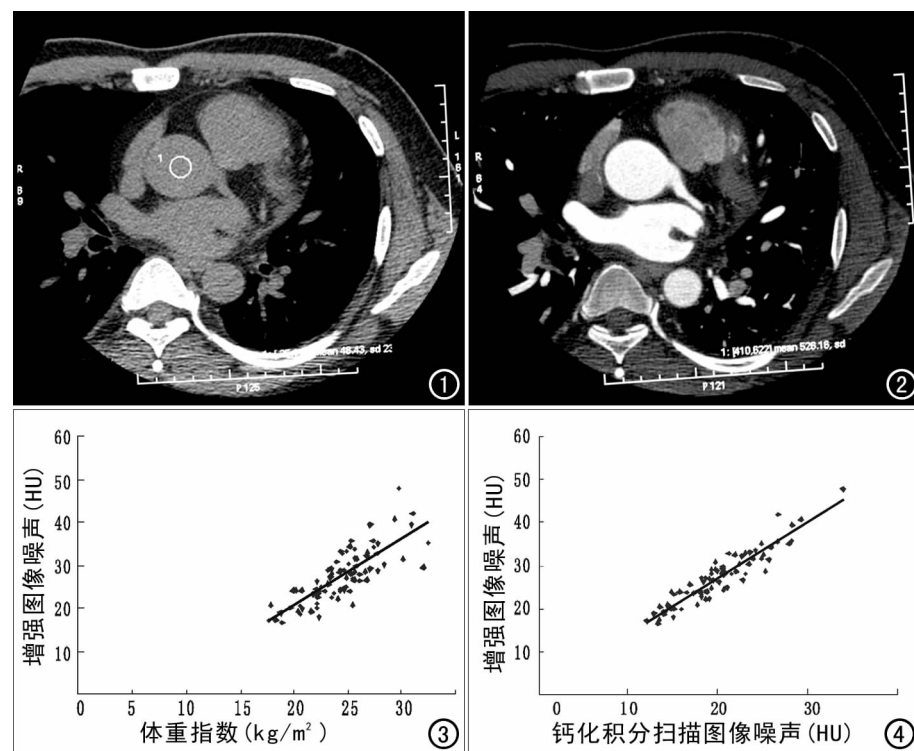


图 1 钙化积分扫描图像上进行噪声测量。图 2 增强扫描图像上进行噪声测量。

图 3 BMI 与 SD2 关系的散点图。图 4 SD1 与 SD2 之间关系的散点图。

性,但其直线拟合仍不高^[5]。Hoang 等^[9]的研究结果表明胸廓径线与图像噪声间有良好相关性,可以用胸廓径线来调整曝光电流。Z 轴自动毫安技术以及 XY 平面的角度电流调制技术使用直接衰减信息来实时调整电流^[10]。

文献报道^[5,6]直接信息如定位像 CT 值、团注测试扫描噪声与增强扫描噪声之间呈高度线性相关(R^2 分别为 0.700 和 0.994),其相关程度明显高于间接信息 BMI 与增强扫描图像噪声之间的线性相关性(R^2 分别为 0.400 和 0.398)。与之比较,本研究结果显示 SD1 与 SD2 间的相关性介于前两者之间。因本组中注射技术采用个体化的团注测试法,团注测试扫描时间较长,很多患者不能屏住气而产生呼吸运动伪影,使得团注测试扫描的图像噪声并不稳定,因而使用团注测试扫描的图像噪声来调整剂量受到限制。Hur 等^[10]利用体模实验得到了不同电流下钙化积分扫描噪声及增强扫描噪声与模型尺寸之间的曲线分布,认为钙化积分扫描噪声值是一个个体化电流调制的可靠参数。目前文献较少报道使用钙化积分扫描噪声与增强扫描噪声之间的关系来实施个性化剂量控制。

3. 钙化积分扫描噪声在个体化剂量控制中的作用

诸如钙化积分扫描噪声值等直接信息准确地反映了特定部位的体型(厚度)、组织类型(骨骼、脂肪、肌肉)、器官内容物(空气、液体)等射线衰减后的综合信息,能比间接信息更准确的反映射线的衰减。对于剂量的降低,使用间接信息调制电流比使用固定电流更有效,而使用直接信息调制电流则比使用间接信息更为有效^[10]。本研究中直接信息(SD1)与 SD2 之间的相关性高于间接信息(BMI)与 SD2 之间的相关性,说明在某一固定电流条件下 SD1 比 BMI 能更加精确地预测出 SD2。由于在其它条件不变的情况下,噪声的平方与电流成反比^[11],根据预测出的固定电流下的图像噪声,就能计算出达到某一既定噪声水平所需的电流值^[5,6],从而实现个体化的剂量控制。其电流值的数学推导见公式(4):

$$\left(\frac{SD2}{SD_x}\right)^2 = \frac{mA_x}{mA_2} \quad (4)$$

公式(4)表示噪声的平方与电流成反比。其中 SD2 为增强扫描电流在 600 mA 时测得的主动脉根部噪声值,SD_x 为想要达到的增强扫描主动脉根部噪声值, mA_x 即为达到 SD_x 噪声水平所需的电流, mA₂ 等于 600 mA。我们通过线性相关分析 SD1 与 SD2 的关系为:

$$SD2 = 1.29624 \times SD1 + 1.20457 \quad (5)$$

SD1 为钙化积分扫描电流在 260mA 时测得的主动脉根部噪声值,将(5)式代入(4)式即:

$$\frac{(1.29624 \times SD_1 + 1.20457)^2}{SD_x^2} = \frac{mA_x}{600} \quad (6)$$

通常将 SD_x 设定为 27 或 28 HU^[5,6],本组选择 27 HU 作为想要达到的增强扫描主动脉根部噪声水平,将 27 HU 代入(6)式,变换后可得到:

$$mA_x = 600 \times \frac{(1.29624 \times SD_1 + 1.20457)^2}{27^2} \quad (7)$$

(7)式表示测得每例患者在钙化积分扫描电流为 260 mA 时主动脉根部噪声值,就能计算出增强扫描主动脉根部噪声为 27 HU 时的所需的电流值,从而实现个体化剂量控制。本研究目前仅限于分析 SD1 与 SD2 之间数学相关性,还未利用这种高度相关性来指导个体化的电流调制。我们将在下一步的工作中开展前瞻性个体化剂量控制,验证、比较使用 SD1 和 BMI 实施个体化剂量控制的有效性以及准确性,建立一套冠脉 CTA 个体化剂量的控制方法。

参考文献:

- [1] Herzog BA, Husmann L, Valenta I, et al. Determinants of vessel contrast in BMI-adapted low dose CT coronary angiography with prospective ECG-triggering[J]. Int J Cardiovasc Imaging, 2009, 25(6): 625-630.
- [2] Bastarrika G, Lee YS, Huda W, et al. CT of coronary artery disease[J]. Radiology, 2009, 253(2): 317-338.
- [3] Paul JF, Abada HT. Strategies for reduction of radiation dose in cardiac multislice CT[J]. Eur Radiol, 2007, 17(8): 2028-2037.
- [4] Schoepf UJ, Zwerner PL, Savino G, et al. Coronary CT angiography[J]. Radiology, 2007, 244(1): 48-63.
- [5] 綦维维, 杜湘珂, 郭英. 64 层螺旋 CT 心脏成像获得一致噪声及控制辐射剂量的个体化管电流选择方法[J]. 中华放射学杂志, 2008, 42(10): 1026-1030.
- [6] 高建华, 李涛, 李剑颖, 等. 64 层螺旋 CT 冠状动脉成像定位像 CT 值与管电流关系的研究[J]. 中华放射学杂志, 2009, 43(7): 719-724.
- [7] 高建华, 王贵生, 郑静晨, 等. 体重指数在 64 层螺旋 CT 心脏扫描 X 线剂量管理中的应用研究[J]. 中华放射学杂志, 2008, 42(8): 877-882.
- [8] Yoshimura N, Sabir A, Kubo T, et al. Correlation between image noise and body weight in coronary CTA with 16-row MDCT[J]. Acad Radiol, 2006, 13(3): 324-328.
- [9] Hoang JK, Hurwitz LM, Boll DT, et al. Optimization of tube current in coronary multidetector computed tomography angiography: assessment of a standardized method to individualize current selection based on body habitus[J]. J Comput Assist Tomogr, 2009, 33(4): 498-504.
- [10] Hur G, Hong SW, Kim SY, et al. Uniform image quality achieved by tube current modulation using SD of attenuation in coronary CT angiography[J]. AJR, 2007, 189(1): 188-196.
- [11] Primak AN, McCollough CH, Bruesewitz MR, et al. Relationship between noise, dose, and pitch in cardiac multi-detector row CT[J]. RadioGraphics, 2006, 26(6): 1785-1794.

(收稿日期: 2010-07-12)