

Optimization of volumetric high-resolution CT protocols with 64-detector CT: a phantom study

GAO Yan-li¹, ZHAI Ren-you^{1*}, ZHANG Lei¹, LI Jian-ying²

(1. Department of Radiology, Beijing Chaoyang Hospital, Capital Medical University, Beijing 100020, China;

2. CT Lab, GE Healthcare-China, Beijing 100176, China)

[Abstract] **Objective** To optimize the protocols of volumetric high-resolution (VHRCT) scanning with 64-detector CT and improve the image quality of VHRCT. **Methods** Catphan phantom scans on GE LightSpeed VCT were used to optimize the protocols for HRCT application with helical scan modes. Optimum protocols were selected by changing 9 sets of parameters systematically. These parameters included scan coverage, focal spot size, kV, mA, rotation time, scan field-of-view (SFOV), pitch, reconstruction kernel, reconstruction mode (plus or full). Image slice thickness was 0.625 mm. The phantom was scanned for 2 times under each set of parameters. The spatial-resolution (line-pair/cm), noise (standard deviation in an ROI) and radiation dose (CTDI) were measured for each CT scan. **Results** When scan coverage increased, noise ($t = -4.228$, $P = 0.002$) and dose reduced without lowering spatial-resolution. The spatial-resolution increased 1 line-pair/cm when changing from large to small focal spot. Different rotation time had no effect on spatial-resolution, noise ($F = 0.627$, $P = 0.130$) and dose. When SFOV changed from large to small bowtie, dose was reduced without affecting the spatial-resolution and noise. The best Z-axis resolution (12 line-pairs/cm) was obtained with pitch 0.5 and full reconstruction mode. Comparing the 3 high-resolution algorithms, bone kernel was superior to bone plus and edge. Noise was reduced when changing the reconstruction mode from full to plus ($t = 58.234$, $P < 0.001$). **Conclusion** Using the optimized protocol can improve image quality and control radiation dose.

[Key words] Tomography, X-ray computed; Phantoms, imaging

64 排 CT 容积 HRCT 扫描方案优化的模具研究

高燕莉¹, 翟仁友^{1*}, 张 镭¹, 李剑颖²

(1. 首都医科大学附属北京朝阳医院放射科, 北京 100020; 2. GE 中国 CT 影像研究室, 北京 100176)

[摘要] **目的** 优化容积 HRCT 的扫描方案, 提高容积 HRCT 的图像质量。 **方法** 应用 64 排 CT 对 Catphan 模具进行扫描, 采用螺旋扫描方式, 对 HRCT 的扫描方案进行优化, 优化的参数包括: 探测器宽度、焦点尺寸、旋转时间、管电压及管电流、扫描孔径、螺距、重建卷积函数、重建模式。 **结果** 增加探测器宽度可使噪声降低 ($t = -4.228$, $P = 0.002$), 放射剂量降低, 对空间分辨率无明显影响。改变旋转时间对空间分辨率、噪声 ($F = 0.627$, $P = 0.130$) 均无明显差异。小焦点较大焦点的空间分辨率提高 1 LP/cm。增加管电压与管电流可使噪声降低, 空间分辨率随之改善, 放射剂量增加。不同扫描孔径的放射剂量有所不同。螺距 0.5 得到最佳的 Z 轴分辨率 12 LP/cm。在 3 种高分辨率算法中, bone 优于 bone plus 及 edge。重建模式 plus 较 full 的噪声降低 ($t = 58.234$, $P < 0.001$), Z 轴分辨率也降低。 **结论** 采用优化的扫描方案, 可以提高容积 HRCT 的图像质量并控制放射剂量, 有助于正确评价容积 HRCT 的价值。

[关键词] 体层摄影术, X 线计算机; 体模, 显像术

[中图分类号] R814.42; R814.3 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2008)04-0614-04

传统的 HRCT 采用轴扫以提高空间分辨力, 但图像有间

隔, 扫描时间长, 屏气困难的患者往往图像质量不佳。多排螺旋 CT 扫描可以在一次屏气中得到高分辨力的容积数据, 并可与常规胸部 CT 通过 1 次扫描不同方法重建完成, 受到国内外学者的关注^[1-2]。既往评价容积 HRCT 的文章所采用的扫描参数不一, 结论也不尽相同, 如何提高容积 HRCT 的图像质量有待探讨^[3,4]。本文通过模具研究对容积 HRCT 的扫描及重建参数进行优化。

[作者简介] 高燕莉 (1974 -), 女, 北京人, 在职硕士, 主治医师。

E-mail: gaoyanli1997@msn.com

[通讯作者] 翟仁友, 首都医科大学附属北京朝阳医院介入放射科, 100176。E-mail: ryzhai219@hotmail.com

[收稿日期] 2007-10-26 **[修回日期]** 2008-02-28

1 材料与方法

1.1 模具及 CT 扫描机

1.1.1 模具 应用 Catphan 412 体模,该模具可以测试高对比分辨力(空间分辨力)、低对比分辨力(密度分辨力)、噪声等多个指标,其中高对比分辨力模块中嵌有一条精密加工的高分辨力规尺,包含分辨力从 5 到 20 线对/厘米(LP/cm)的 16 个线对组,每组由 5 个线对组成(图 1)。

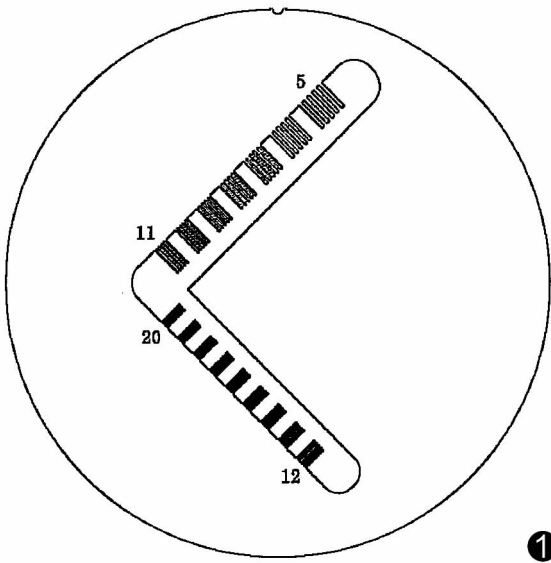


图 1 Catphan 412 体模中高对比分辨力模块的线对

1.1.2 扫描设备 GE Lightspeed VCT,探测器阵列为 64 排 0.625 mm 探测器。

1.2 CT 扫描方法 容积 HRCT 采用螺旋扫描方式。预设的扫描方案为:层厚 0.625 mm,探测器宽度 20 mm,小焦点,旋转时间 1.0 s,140 kV,335 mA,扫描孔径 large body,螺距 1.0, DFOV 15 cm,重建卷积函数 bone,重建模式 full,Z 轴重建间隔 0.3 mm。将模具定位于扫描中心,对高对比分辨力模块进行扫描。在预设的扫描方案中对拟优化参数的每一选项重复扫描 2 次,其他参数固定。进行优化的扫描参数及重建参数包括:探测器宽度(20、40 mm);管焦点(大焦点,小焦点);旋转时间(0.4、0.8、1.0 s);管电压(80、100、120、140 kV);管电流(50 ~ 600 mA);扫描孔径(SFOV: small, medium and large body);螺距(pitch:0.5、1.0、1.375);重建卷积函数(bone, bone plus, edge);重建模式(full, plus,螺距 0.5 时选用)。

1.3 图像分析 使用 GE Advantage Windows 4.2 工作站,测量和记录每次扫描的空间分辨力、噪声及放射剂量。空间分辨力用线对/厘米(LP/cm)表示,采用窗宽 900 HU,窗位 1100 HU 进行观察。以能够分辨的每厘米的最大线对数表示空间分辨力;噪声用感兴趣区 CT 值的标准差表示,在模体的均质部分选取 5 幅图像,两次扫描共 10 幅图像,测量图像中心面积为 374 mm² 的感兴趣区的标准差,并进行比较,所有感兴趣区由同一名医生设置;放射剂量用 CT 单层剂量指数(CTDI),在设置扫描参数后 CT 机自动显示。

1.4 统计学分析 应用 SPSS 11.5 软件包配对 *t* 检验及方差分析比较噪声的差异。空间分辨力与放射剂量直接进行比较。

2 结果

2.1 探测器宽度 探测器宽度为 20 mm 与 40 mm 时,空间分辨力均为 12 LP/cm,噪声分别为 34.12 与 32.59 HU(*t* = -4.228, *P* = 0.002),放射剂量分别为 39.01 与 34.90 mGy。

2.2 焦点尺寸 140 kV 下,增加管电流至 > 335 mA 时,管球自动从小焦点切换至大焦点。小焦点(335 mA)的空间分辨力为 12 LP/cm,大焦点(340 mA)为 11 LP/cm。

2.3 旋转时间 在相同焦点(小焦点)、相同毫安秒下改变旋转时间,空间分辨力、噪声(*F* = 0.627, *P* = 0.130)均无显著性差异,见表 1。

表 1 旋转时间对图像质量及剂量的影响

旋转时间 (s)	管电流 (mA)	分辨力 (LP/cm)	噪声 (HU)	剂量 (mGy)
1	130	11	60.68	17.07
0.8	165	11	60.71	17.33
0.4	330	11	61.18	17.33

2.4 管电压 增加管电压使噪声降低(*F* = 584.390, *P* < 0.001),空间分辨力随之改善,放射剂量增加(图 2)。

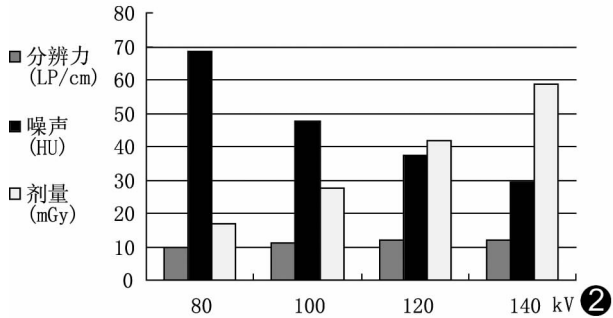


图 2 管电压对图像及剂量的影响

2.5 管电流 增加管电流使噪声降低(*F* = 121.94, *P* < 0.001),空间分辨力随之改善,放射剂量增加(图 3)。

2.6 扫描孔径 不同扫描孔径的空间分辨力和噪声(*F* =

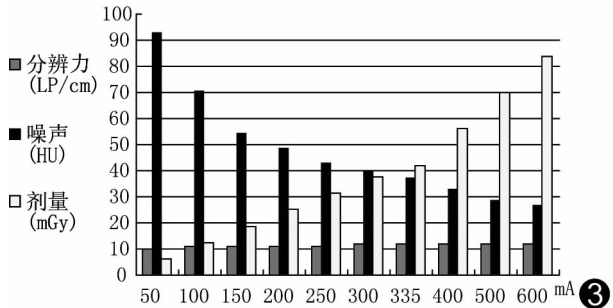


图 3 管电流对图像及剂量的影响

3. 206, $P=0.061$) 无显著性差异, 但放射剂量有所不同, 选择 small body 可以降低放射剂量, 见表 2。

表 2 扫描孔径对图像及剂量的影响

扫描孔径	过滤器	范围 (cm)	空间分辨率 (LP/cm)	噪声 (HU)	剂量 (mGy)
small body	small bowtie	32	12	30.58	46.27
medium body	medium bowtie	50	12	30.45	54.06
large body	large bowtie	50	12	31.88	52.52

2.7 螺距 在相同的放射剂量下, 螺距 0.5、1.0 和 1.375 的平面内空间分辨率相同, 扫描平面噪声无显著性差异 ($F=1.124, P=0.340$); 螺距 0.5 可以得到最佳的 Z 轴分辨率 12 LP/cm, 较螺距 1.375 和 1.0 的 Z 轴分辨率提高 1 LP/cm (图 4)。

2.8 重建卷积函数 bone 及 bone plus 算法的平面空间分辨率均为 12 LP/cm, edge 可达 13 LP/cm, 伴有明显条纹状伪影 (图 5); 三者噪声由小到大依次为: bone 34.12 HU, bone plus 48.67 HU 及 edge 63.92 HU, 有显著性差异 ($F=121.194, P<0.001$)。

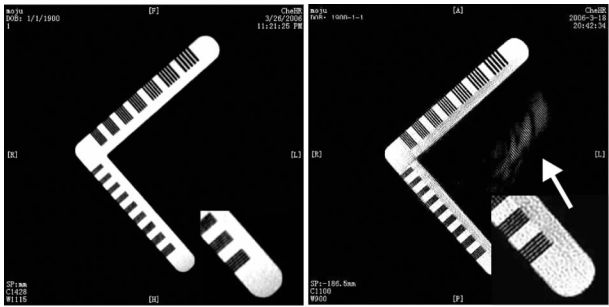


图 4 Pitch 0.5 的 Z 轴重建图像分辨率为 12 LP/cm
Edge 算法的空间分辨率为 13 LP/cm, 伴有伪影 (箭)

2.9 重建模式 螺旋扫描下 (0.5 pitch), 采用 plus 使扫描平面的噪声较 full 降低, 二者的噪声分别为 32.93 与 22.33 HU ($t=58.234, P<0.001$), 不影响平面内分辨率; 采用 full 的 Z 轴分辨率较 plus 提高 1 LP/cm。

3 讨论

3.1 图像质量的评价 评价图像质量的指标包括空间分辨率、密度分辨率、噪声等, 其中空间分辨率是影响 HRCT 图像质量的重要指标, 密度分辨率的影响相对较小。影响空间分辨率的主要因素有焦点尺寸、探测器孔径、有效层厚、重建卷积函数、矩阵大小等; 影响噪声的主要因素有管电压、毫安秒、层厚等^[5]。本研究采用国际认可的 Catphan 模具评价图像质量, 该模具由美国体模实验室研制, 可以应用于轴向和螺旋 CT 扫描成像系统的各种操作评价以及质量保证^[6]。

3.2 不同参数对图像质量的影响 本研究发现影响容积 HRCT 图像质量的主要参数包括焦点尺寸、重建卷积函数、螺距等。焦点是指 X 线管阳极接受电子撞击的面积, 焦点越

小, 产生的晕影越小, 图像越清晰, 管球承受的热量也越多。GE 的 64 排 VCT 为双焦点 CT 扫描机, 焦点尺寸分别为 0.6 mm×0.7 mm 和 0.9 mm×0.9 mm, 在 120 kV 及 140 kV 下, 增加管电流至大于 335 mA 时, 管球自动从小焦点切换至大焦点, 此时空间分辨率下降, 这与以往研究认为 mA 值与图像质量呈线性相关的结论不尽相同^[7]。在三种高空间频率的算法中, edge 的空间分辨率最高, 可以达到 13 LP/cm, 但噪声也最大, 且伴有明显的条纹状伪影, 试用于临床肺部扫描时效果不佳; bone plus 的空间分辨率与 bone 相同, 但噪声较大, 因此 HRCT 的算法仍以传统的 bone 为佳。螺距增大使有效层厚增加而影响 Z 轴的空间分辨率, 采用较小螺距 0.5 时 Z 轴分辨率为 12 LP/cm, 使 VHRCT 达到各向同性。64 排 VCT 增加了重建模式的选项, 层厚 0.625 mm 时, 螺距 0.5 的重建模式可以选择 full 或 plus, 螺旋扫描下, 重建模式 plus 利用了管球旋转 480°的数据, 使得有效层厚增加, 噪声降低、而 Z 轴分辨率下降。

对空间分辨率无明显影响的参数包括探测器宽度、扫描孔径、旋转时间。增加探测器宽度使射线的利用率增加, 噪声及剂量有所降低, 这与 Gupta 等^[8]的结论一致。不同的扫描孔径应用了不同的过滤器, 对于儿童及体瘦的患者选用小孔径扫描可以减少射线剂量, 减少散射线。旋转时间缩短则采样频率增加, 对管球热容量的要求较高, 对图像质量无明显影响。

GE 的 VCT 探测器阵列为 64 mm×0.625 mm, 层厚可以后重建, 本研究选用最小层厚 0.625 mm 以提高空间分辨率; 显示孔径采用 15 cm, 相当于单侧肺重建或靶扫描, 在 512 矩阵下, 像素大小为 0.3~0.4 mm, 旨在精细比较图像质量, 全肺扫描的显示孔径在 30 cm 左右, 此时像素增大, 部分容积效应会使空间分辨率降低。

3.3 模具研究的优点和局限性 模具研究的优点在于由于模具具有高度的精确性和稳定性, 可以为评价图像质量提供客观的数据, 可以设置多种扫描方案重复扫描, 避免了对患者的放射性损伤; 其局限性在于模具并非模拟肺内结构^[9], 模具的线对与扫描平面垂直, 因而评价与有效层厚有关的参数可能存在偏倚, 即选择大螺距或重建模式 Plus 时, 因有效层厚增加所造成的空间分辨率下降在模具研究中无法体现。模具扫描时采用了较高的管电压与管电流, 进行肺部扫描时尚需进行剂量的优化。做为 HRCT 的实验研究, 所得结论尚有待临床研究进一步证实。

总之, 采用优化的扫描参数, 可以提高容积 HRCT 的图像质量, 控制放射剂量, 有助于正确评价容积 HRCT 的价值。

[参考文献]

[1] Nishino M, Hatabu H. Volumetric expiratory HRCT imaging with MSCT. J Thorac Imaging, 2005, 20(3): 176-185.
[2] Wang ZG, Ma DQ, Chen BD, et al. Application of thin-reconstruction of volumetric data with a high-resolution CT algorithm in patients with diffuse lung diseases. Chin J Radiol, 2005, 39(11): 1153-1156.

- 王振光, 马大庆, 陈步东, 等. 容积数据高分辨率 CT 重组在弥漫性肺疾病中的应用. 中华放射学杂志, 2005, 39(11): 1153-1156.
- [3] Sumikawa H, Johkoh T, Koyama M, et al. Image quality of high-resolution CT with 16-channel multidetector-row CT: comparison between helical scan and conventional step-shoot scan. Radiat Med, 2005, 23(8): 539-544.
- [4] Arakawa H, Sasaka K, Lu WM, et al. Comparison of axial high-resolution CT and thin-section multiplanar reformation (MPR) for diagnosis of diseases of the pulmonary parenchyma: preliminary study in 49 patients. J Thorac Imaging, 2004, 19(1): 24-31.
- [5] Yang KC, Lin YQ, Feng XG, et al. Relationship between CT scanner quality testing and image quality. Radiol Practice, 2002, 17(3): 249-251.
- 杨克怪, 林意群, 冯晓刚, 等. CT 机应用质量检测与临床照片图像质量关系. 放射学实践, 2002, 17(3): 249-251.

- [6] Verdun FR, Theumann N, Poletti PA, et al. Impact of the introduction of 16-row MDCT on image quality and patient dose: phantom study and multi-centre survey. Eur Radiol, 2006, 16(12): 2866-2874.
- [7] Zhang ZX, Chen JS, Chen J, et al. Optimization of the exposure parameters used in multislice helical CT scanning. J Clin Radiol, 2003, 22(3): 231-234.
- 张照喜, 陈建生, 陈军, 等. 多层螺旋 CT 曝光参数的优化. 临床放射学杂志, 2003, 22(3): 231-234.
- [8] Gupta AK, Nelson RC, Johnson GA, et al. Optimization of eight-element multi-detector row helical CT technology for evaluation of the abdomen. Radiology, 2003, 227(3): 739-745.
- [9] Stoel BC, Bakker ME, Stolk J, et al. Comparison of the sensitivities of 5 different computed tomography scanners for the assessment of the progression of pulmonary emphysema: a phantom study. Invest Radiol, 2004, 39(1): 1-7.

Prenatal ultrasonographic diagnosis of umbilical venous aneurysm: case report 产前超声诊断脐静脉瘤 1 例

罗 飞¹, 王 琰², 和朝平¹, 宫 宁¹

(1. 解放军第 252 医院超声科, 河北 保定 071000; 2. 河北省保定市第三医院超声室, 河北 保定 071000)

[Key words] Umbilical venous aneurysm; Ultrasonography, prenatal [关键词] 脐静脉瘤; 超声检查, 产前
[中图分类号] R445.1; R714.5 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2008)04-0617-01

孕妇, 29 岁, 孕 1 产 0, 妊娠 38 周, 腹痛有先兆临产症状就诊。产前常规超声检查: 胎儿颅骨光环完整, 双顶径 9.7 cm, 胎心四腔结构正常, 心率 151 次/分, 律齐。胎儿腹盆腔内可见一呈“哑铃状”无回声暗区, 上界位于肝下, 下界位于盆腔内, 大小为 7.3 cm × 6.6 cm × 4.5 cm 和 5.3 cm × 4.6 cm × 4.3 cm, 中间相通处内径 1.0 cm。CDFI 示: 两个囊腔血流相通, 囊腔内可见涡流信号(图 1), 脉冲多普勒显示为静脉血流频谱; 胎儿下腔静脉及腹主动脉管腔及血流未见异常, 漂浮段脐动脉、脐静脉管径及血流未见明显异常。股骨径 7.1 cm, 羊水深度 4.4 cm, 羊水指数 13.4 cm。超声诊断: ①宫内孕, 单活胎, 头位; ②胎儿脐静脉瘤。6 d 后顺产一男婴, 产后 24 h 复查彩超, 新生儿腹盆腔内可见形态不规则囊实相间的混合性包块, 大小 7.0 cm × 6.3 cm × 4.4 cm, 5.1 cm × 4.8 cm × 4.2 cm, 边界清, 其内部分为低回声, 部分为无回声区, 透声差, 可见密集细小点状回声, 彩色多普勒显示其内未见血流信号(图 2)。3 个月后复诊, 超声显示腹腔内包块呈实性, 体积较前缩小。CDFI 示: 其内未见血流信号显示, 随诊半年, 患儿腹腔内包块逐渐缩小, 体格发育良好, 各项指

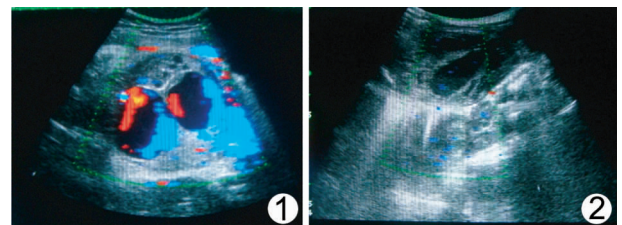


图 1 产前脐静脉瘤内彩色血流呈涡流 图 2 产后脐静脉瘤内血流信号消失

标未见异常。

讨论 脐静脉瘤临床少见, 原因不明。本例及所报道病例多发生于脐静脉的腹腔段, 可能与脐带的解剖结构有关, 脐静脉漂浮段外包绕华通胶, 对脐静脉具有束缚作用, 进入胎儿腹腔时脐静脉长于华通胶, 在脐静脉发育不良或脐孔狭窄流速过快时, 会造成脐静脉局限性扩张, 认为可能是脐静脉瘤多发生在胎儿腹腔段的主要原因。腹腔段脐静脉瘤出生后随着脐血的断流将会逐步缩小, 进而血栓机化闭锁, 一般不会影响到患儿的生长发育。脐静脉瘤需与胎儿腹盆腔的其他囊性包块相鉴别, 其中包括肠系膜囊肿、淋巴管囊肿、先天性胆总管囊肿等, 彩色多普勒可见包块内为静脉血流信号, 与脐部脐静脉相延续。

[作者简介] 罗飞(1975 -), 男, 山西人, 本科, 主治医师。

E-mail: luoyuxilfwy@sohu.com

[收稿日期] 2007-12-30 [修回日期] 2008-01-08