

低 mAs-CT 低分辨率水模图像质量的实验研究

刘晓东, 龚建平, 张伟, 朱江涛, 朱建兵, 钱铭辉

【摘要】 目的:探讨 CT 检查中低管电流-时间乘积技术低分辨率水模图像质量。**方法:**设置多种管电流-时间乘积, 5 和 10mm 层厚, 多种重建算法, 对 Catphan 500 模型进行 CT 扫描, 记录 CT 值, SD 值, 并计算 CNR 值。同时运用统计学方法和 Excel 表格对获得的数据进行统计分析。**结果:**管电流-时间乘积、射线剂量、层厚和图像质量成正比关系, 不同的重建算法对图像质量会产生不同的影响。**结论:**低管电流-时间乘积能够降低射线剂量, 但是剂量减少会增加图像噪声, 影响图像质量, 增加层厚和使用 soft 重建算法可以达到降低图像噪声的目的。

【关键词】 管电流-时间乘积; 体层摄影术, X 线计算机; 图像处理

【中图分类号】 R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2007)06-0610-03

Experimental Study of Effect of Low Tube Current-Time Product Technique on Image Quality at CT with Low-contrast detection modulus Phantom LIU Xiao-dong, GONG Jian-ping, ZHANG Wei, et al. Department of Radiology, the Second Affiliated Hospital of Suzhou University, Jiangsu 215004, P. R. China

【Abstract】 Objective: To investigate the effect of low tube current-time product technique on image quality at computed tomography (CT) with Low-contrast detection modulus Phantom. **Methods:** The parameters milliampere seconds, section thickness and reconstruction algorithm were varied for the scanning with a phantom, Catphan 500. Then the data CT numbers, SD values and the calculated CNR values measured from the images with the phantom were recorded. Statistical analysis was performed by using ANOVA, the two-tailed paired t test, Dunnett-t test, nonparametric test, and EXCEL table. **Results:** Image quality was direct proportion to the tube current-time product, radiation dose and section thickness, but reconstruction algorithm effected the image quality was diverse. **Conclusion:** Reduced tube current-time product decreased the radiation dose, but the image quality was degression simultaneously. By using reconstruction algorithm, soft, and increasing section thickness, the image quality was improved.

【Key words】 Tube current-time product; Tomography, X-ray computed; Image processing; Phantom

材料与方法

1. 设备和模型

GE 公司 Hispeed/i 螺旋 CT。模型为 Catphan 500 模型 (Catphan Phantom; Phantom Laboratory, Salem, NY)。该模型里有不同密度的材料, 分散排列, 其中用于密度分辨力的低对比物质在纵轴上形态是不同直径的圆柱体, 断层扫描后呈现环形, 背景是与低对比物质密度不同的一致性密度, 圆柱的直径 2~15 mm, 额定对比水平有 0.3%, 0.5% 和 1.0%。此次研究采用的 1.0% 对比差异水平, 可以用于临床低对比分辨力的研究。

2. 扫描参数

采用不同的管电流-时间乘积 (mAs)、层厚和重建算法, 常规轴扫方式, 对模体分别进行扫描, 其中使用的管电压为 120 kV, 管电流分 15 组, 从 20~300 mAs, 间隔 20 mAs。扫描野为 48cm, 显示视野和重建视野

均为 35 cm。层厚 5 mm、10 mm。根据设备所提供的重建算法分别有 soft、standard、lung、detail、bone、edge 等 6 种算法。

3. 数据采集

每次扫描时只使用固定管电压和一种层厚参数, 以排除它们对低 mAs 实验的影响。将图像传送至图像后处理工作站, 用图像分析软件 (ADW3.1) 进行数据测量。选取低分辨率水模中低对比目标物中直径为 15 mm 的目标物, 在其断面图像的环形中和它的邻近背景中分别取面积为 53 mm² 的感兴趣区 (region of interest, ROI), ROI 的直径范围必须小于目标物的直径, 分别测量和记录各种 mAs 设置时产生的权重 CT 剂量指数 (weighted CT dose index, CTDI_w) 值、ROI 的 CT 值和背景的 CT 值和相应标准差。为减小误差, 相同条件扫描 3 次, 取其平均值。利用测量的 CT 值和 SD 值, 计算出各种 mAs 设置下的 CNR 值。本研究的 CTDI_w 值由制造商在设备上提供的数据为准。

4. 图像质量评估

图像质量主要由图像噪声的大小反应, 评价图像质量的描述种类有标准差 (standard deviation, SD),

作者单位: 215004 江苏, 苏州大学附属第二医院影像科

作者简介: 刘晓东 (1976-), 男, 安徽安庆人, 医师, 硕士研究生, 主要从事医学影像 CT 和 MRI 诊断学工作。

信噪比(signal-noise-ratio, SNR,)

$$SNR = \frac{CTN}{SD}$$

对比噪声比(contrast-noise-ratio, CNR)^[1-6]。此次研究中采用对比噪声比(contrast-noise ratio, CNR)表示图像噪声水平和质量,这也与试验使用的低分辨率测量水模有关。CNR 的计算是低对比目标物的 CT 值减去其相邻背景 CT 值所获得的差值,与相邻背景衰减值的标准差的比值

$$CNR = \frac{ROI_o - ROI_b}{SD_b}$$

其中两个测量部位的 ROI 的大小一致,均为 53mm²^[5]。

5. 数据分析

利用 SPSS 统计学软件,计量资料用 Anova 统计分析,计数资料利用非参检验,多个样本均数间的多重比较运用 Dunnett-t 检验,相关性用 Person 积差相关系数(符号 r 表示)表达。 $P < 0.05$ 认为结果有显著性意义。Excel 表格制作趋势线图。

结 果

1. 射线剂量对图像质量的影响

利用测量所得的 CTDI_w 值和相应的 mAs 设置值做成趋势图;统计分析相应 mAs 的射线剂量值和 CNR 值的关系:统计学方法采用的是 Person 系数相关性分析,比较二者之间的关系,同时记录 P 值;考虑到 120 kV, 5 mm 和 10 mm 层厚条件是 CT 检查中常规使用的参数值,所以选取此次研究中 5 mm 层厚, 120 kV 条件下测得的各种 mAs 设置取得的测量值作图。射线剂量和 CNR 之间有相关性,此次研究结果显示,在其他扫描参数恒定的前提下,120 kV 时 $r = 0.908$, $P < 0.01$ 。可见,射线剂量与对比噪声比成正相关,并且二者的密切程度很高,即射线剂量下降, CNR 值减少,根据 CNR 定义可知,图像噪声水平升高,图像质量下降,也就是说,射线剂量与图像质量成正相关。朱晓华等^[7]的模型研究也证实了这一点。

2. mAs 对图像质量的影响

选取在 120 kV, 5 mm 层厚条件下扫描测量的数据作图。可以看出在其他扫描参数恒定的前提下, 120 kV, 5 mm 层厚条件时 r 值是 0.908, 并且 P 值小于 0.01。所以认为管电流-时间乘积与对比噪声比成正相关,而且二者的密切相关的程度也很高。mAs 下降, CNR 值减少,图像噪声水平升高,图像质量下降,即 mAs 与图像质量成正相关。

3. 重建算法对图像质量的影响

统计学 ANOVA 检验结果显示, soft 重建算法与各组之间的 CNR 值差异均有显著性意义($P \leq 0.01$), 说明 soft 重建算法对 CNR 有明显的影响; standard 重建算法与 detail 重建算法之间差异无显著性意义($P = 0.273$)而与其他各组之间差异有显著性意义; lung 重建算法与 edge、bone 重建算法之间差异无显著性意义(P 值分别为 0.906, 0.229), 与其他各组之间差异有显著性意义; bone 与 lung、edge 重建算法之间差异无显著性意义(P 值分别为 0.229, 0.187), 与其他各组之间差异有显著性意义; edge 与 bone 重建算法差异无显著性意义($P = 0.187$), 与其他各组之间差异有显著性意义。Dunnett- t 检验分析各种重建算法与 standard 重建算法之间的 CNR 差别, 见表 1。

表 1 不同重建算法与 standard 重建算法对图像质量影响的比较

RECON 方式比较组	RECON 方式标准组	P 值
soft	standard	0.042
edge	standard	0.000
lung	standard	0.000
detail	standard	0.704
bone	standard	0.000

注:固定扫描参数是 120kV、5mm 层厚(Dunnett- t 检验);* $P < 0.05$ 结果差异有显著性意义。

除 detail 重建算法外, 差异均有显著性意义, 结合趋势线图可以明确, 与 standard 重建算法比较, soft 重建算法能够明显降低噪声, detail 重建算法对图像噪声的影响接近 standard 重建算法, 但较之仍不能减少噪声, 而 lung 和 edge 二者作用效果最接近, 但都明显增加了噪声。通过不同重建算法获得的 CNR 增或减值与 standard 算法的比较可知, 只有 soft 算法增加了 CNR 值(平均增加 25.43%), 其他都是减少 CNR 值, 其中 lung 和 edge 算法分别平均减少 77.7% 和 78.31%, detail 算法平均减少 10.72%。说明不同重建算法对图像噪声和图像质量有影响并且影响程度有差别。

表 2 不同层厚对图像质量影响的 CNR 值

电流-时间乘积(mAs)	5 mm	10 mm
20	0.68	0.70
40	0.50	1.27
60	1.26	1.65
80	1.49	1.80
100	1.42	2.24
120	1.65	2.26
140	1.73	2.78
160	2.33	2.65
180	2.03	2.84
200	2.23	3.07
220	2.10	2.87
240	1.87	3.19
260	2.22	3.43
280	2.49	3.60
300	2.68	3.52

4. 层厚对图像质量的关系

管电压恒定(120 kV), 5 mm 层厚和 10 mm 层厚时, 不同管电流设置时采集的 CNR 值进行配对 t 检验, 5 mm 层厚相对于 10 mm 层厚的 t 值为 -9.584 , P 值小于 0.01, 二者之间有显著性差异。由表 2 可知, 层厚模式改变时, 图像噪声随着层厚的增加而改善。

讨 论

多层螺旋 CT 具有亚秒级高速扫描、大的容积扫描等巨大优势, 能给临床提供更明确的解剖结构、更细致的病变细节特征等方面的信息, 获得的更接近病理学的影像模式, 可以为影像学诊断和临床诊疗水平的发展提高带来新的契机, 就使得 CT 的作用显得更加重要。但是在这种利益的背后, 日益增长的患者总射线剂量是 CT 使用的增加和每次检查获得的图像数目不断增长(这在多层螺旋 CT 检查方面尤为突出)的结果^[1]。有报道称诊断性的 X 线带来的患癌风险是从 0.6% 到 3.0%^[8], 这其中超过 13% 是来自 CT 检查^[3]。这对需要反复检查的人群以及射线敏感人群(儿童和青年)的检查是不合适的。降低射线剂量变成一个迫切和重要的问题。

在管电压峰值、层厚和螺距保持恒定时, mAs 与射线剂量成正比关系和线性相关^[9], 即管电流减少 50%, 射线剂量减少一半^[6,10]。此次研究中 mAs 的变化和相应剂量的关系正是这一点最好的印证, 这就提示降低管电流-时间乘积是改善高剂量状况的有效方法之一。

管电流-时间乘积并不是降得越低越好, 因为在射线剂量降低的同时有一种现象不容忽视, 即图像噪声发生改变, 从实验中射线剂量对图像质量的影响可以得出这样的结论。所以不应该把目光总是关注剂量这一个方面, 还应该考虑图像质量的好坏, 并且后者才是临床诊断所更为重视的。低对比分辨率指在一定目标与背景的差值基础上, 分辨一定形状和大小的能力, 是影响 CT 图像质量至关重要的因素。也可以说, 图像质量的好坏可以从两个方面来考虑, 图像噪声高低和对比分辨能力大小, CNR 值可以反应这一点。同时, 与胸部注重空间分辨力不同, 腹部检查更重要的是考虑低对比度分辨力, 此次试验研究采用的水模也是进一步进行腹部临床低 mAs-CT 研究的基础模型。

我们可以采取其他方法改善图像质量, 降低图像噪声。采用合适的重建算法就是其中之一。研究表

明, 重建算法对图像噪声会有影响, 不同的重建算法影响图像噪声的程度和方向是不一致的, 有的产生正向影响, 有的会产生负向的影响, 而重建算法能降低噪声水平, 并且它是一种方便, 简单的降低图像噪声的方式。是在临床实际应用中值得推荐的一种降噪方法。

通过研究中扫描层厚对噪声水平的影响可知采用一定的层厚进行扫描也是降噪可取的方法之一。此次研究与国内张照喜等^[2]、朱晓华^[7]研究结果一致。虽然大的层厚模式会一定程度改善图像质量, 但是层厚太大又会产生容积效应, 不利于小病灶的显示。而且在当今影像医学的发展趋势下, 厚的层厚将不会占据主要地位, 相反, 薄的层厚扫描能够提供更加准确的有关病变的影像学信息, 薄层扫描被寄予了希望。同时, 一些设备提供的降噪软件可以在噪声处理方面发挥重要作用。

参考文献:

- [1] Berrington de Gonzalez A, Darby S. Risk of Cancer from Diagnostic X-rays: Estimates for the UK and 14 other Countries[J]. *Lancet*, 2004, 363(31): 345-351.
- [2] 张照喜, 陈建生, 陈军, 等. 多层螺旋 CT 曝光参数的优化[J]. *临床放射学杂志*, 2003, 22(3): 231-234.
- [3] Payne JT. CT Radiation dose and Image Quality[J]. *Radiol Clin N Am*, 2005, 43(6): 953-962.
- [4] Kalender WA, 崔世民, 王怡, 等. 计算机体层成像[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2003. 132-133.
- [5] Gupta AK, Nelson RC, Johnson GA, et al. Optimization of Eight-element Multi-detector Row Helical CT Technology for Evaluation of Abdomen[J]. *Radiology*, 2003, 227(3): 739-745.
- [6] 彭珂文, 沈比先, 黎刚, 等. 降低照射剂量在头颅多排 CT 中的临床应用[J]. *放射学实践*, 2006, 21(4): 397-399.
- [7] 朱晓华, 李士骏, 薛永明, 等. 胸部 CT 低剂量扫描的图像质量与吸收剂量关系分析[J]. *中华放射学杂志*, 2003, 37(10): 945-948.
- [8] Brenner D, Elliston C, Hall E, et al. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT[J]. *AJR*, 2001, 176(2): 289-296.
- [9] Prasad SR, Wittram C, Shepard JA, et al. Standard-dose and 50%-reduced-dose Chest CT: Comparing the Effect on Image Quality[J]. *AJR*, 2002, 179(2): 461-465.
- [10] Kalra MK, Maher MM, Toth TL, et al. Strategies for CT Radiation dose Optimization[J]. *Radiology*, 2004, 230(3): 619-628.
- [11] Sigal-Cinqualbre AB, Hennequin R, Abada HT, et al. Low-kilovoltage Multi-detector Row Chest CT in Adults: Feasibility and Effect on Image Quality and Iodine Dose[J]. *Radiology*, 2004, 231(1): 169-174.

(收稿日期: 2006-06-07)