技术与方法 文章编号:0253-3626(2009)11-1542-04

64 层容积 CT 数字减影血管造影扫描参数优化的实验研究

房文皓[1],吕发金[1],张志伟[1],张丽娟[1],谢 鹏[2]
(重庆医科大学附属第一医院 1. 放射科;2. 神经内科,重庆 400016)

【摘 要】目的:探讨管电流(mA)、管电压(kV)、层厚及螺距变化对 64 层容积 CT 数字减影血管造影(Volume computed tomographic digital subtraction angiography, VCTDSA)图像质量和辐射剂量的影响。方法:对颅骨标本采用 VCTDSA 扫描方法进行扫描,不同 mA(100、85、75、65、50、25、10 mA)、kV(两次扫描同步变化 140、120、100、80 kV;不同步变化 120~140、100~140、80~140、100~120、80~120、80~100 kV)、层厚(0.625、1.25、2.5、3.75、5 mm)和螺距(0.531、0.969)的变化组合进行扫描,用 Add/Sub 软件进行减影,测量减影后全图 CT 值反映图像噪声,减影后图像行 3D 容积重建(3D Volume rendering,3D VR)评价减影图像质量。结果:变化 mA、同步与非同步变化 kV、变化层厚和同步变化螺距减影后图像质量均为Ⅰ级(100%),非同步变化螺距减影后图像质量为Ⅲ级(100%)。随 mA、kV、层厚降低和螺距增大,减影后全图 CT 值增大,图像噪声增加而图像质量降低。非同步变化 kV 的双能量减影,随 kV 的增加,减影后全图 CT 值降低,图像噪声降低而图像质量提高。结论:应用双能量、厚层采集薄层重建、降低毫安和增加螺距,不仅能保证 VCTDSA 的图像质量,同时可降低 X 线辐射剂量。

【关键词】血管造影;数字减影血管造影;体层摄影术;X 线计算机;辐射剂量
【中国图书分类法分类号】R739.41;R814.42 【文献标识码】A 【收稿日期】2008-09-18

Optimization of scanning parameters for 64-slice volume CT digital subtraction angiography

FANG Wen-hao, et al
(*Department of Radiology, the First Affiliated Hospital, Chongqing Medical University*)

【Abstract】*Objective*: To investigate the influence of scanning parameters (including mA, kV, slice thickness and pitch) on image quality and radiation dose of volume computed tomographic digital subtraction angiography (VCTDSA). *Methods*: VCTDSA were performed on a skull specimen. Scans were obtained with different scanning parameters, including current of 100, 85, 75, 65, 50, 25 and 10 mA, synchronic voltage modification of 140, 120, 100 and 80 kV, non-synchronic voltage modification of 120~140, 100~140, 80~140, 100~120, 80~120 and 80~100 kV, slice thickness of 0.625, 1.25, 2.5, 3.75 and 5 mm, and pitch of 0.531, 0.969. CT numbers of the overall view were measured on subtraction images obtained from Add/Sub software. The image quality of subtraction images were analyzed, which were reformatted and displayed with 3D volume rendering(3D VR). *Results*: Except subtracted image qualitys were evaluated grade Ⅲ (100%) with non-synchronic pitch, other subtracted image qualitys were evaluated grade Ⅰ (100%) undergoing different scanning parameters (mA, kV, slice thickness and synchronic pitch). With the decrease of mA, kV, slice thickness and the increase of pitch, CT numbers and imaging noise increased, and imaging quality after subtraction decreased. Image quality was improved and noise was reduced by dual energy subtraction. With the increase of kV, CT numbers increased. *Conclusion*: Image quality was improved and radiation dose was reduced by dual energy subtraction technique, thick collection and reconstruction in thin slice, decreasing mA and increasing pitch.

【Key words】Angiography; Digital subtraction angiography; Tomography; X-ray computer; Radiation dose

目前,64 层脑血管 CT 血管造影(CT angiography, CTA)扫描的常规方法是在平扫的基础上,通过对比剂智能跟踪技术启动 CTA 扫描,得到脑血管 CTA 数据,再进行图像后处理。该方法在血管显示和病变检出上都明显受到颅骨的干扰,大部分研究仍把最大密度投影(Maximum intensity projection, MIP)作为一种主要的显示工具,3D VR 的优势得不到充分展示[1,2]。减影 CTA 技术研究始于 1994 年,现今不同的方法在去除颅骨方面各有特点,为了快捷、可靠的去除颅骨影像,吕发金等[3,4]报道了利用 64 层螺旋 CT,通过匹配球管曝光起点的减影 CTA 技术可以完整清晰显示全脑血管影像,避免了颅骨对血管及病变显示的干扰,大大提高了脑血管 CTA 的图像质量。为了进一步探讨降低颅脑 CTA 检查的 X 线辐射剂量、优化扫描技术方案,本文研究了影响

作者介绍:房文皓(1983-),女,硕士,
研究方向:神经系统影像诊断学。
通讯作者:吕发金,男,副教授,E-mail:fajinlv@163.com。

图像质量的几个主要参数：球管的管电压(kV)、管电流(mA)、螺距(Pitch)和层厚(Thickness)，固定部分参数，每次仅改变一个参数以研究某一参数对VCTDSA图像质量和辐射剂量的影响。

1 材料与方法

1.1 实验材料

颅底骨标本一个，固定胶带一根及GE公司64层螺旋CT(Light speed VCT)。

1.2 实验步骤和方法

1.2.1 固定颅底骨标本。

1.2.2 扫描定位像，VCTDSA扫描模式 同一个序列两次螺旋扫描[3]，根据球管曝光时间调整球管重复曝光间隔时间，使其为球管转速的整数倍。

1.2.3 研究mA变化的影响 两次螺旋扫描的mA由10、25、50、65、75、85、100 mA同时变化。其余扫描参数固定为扫描模式Helical Full，转速0.4 s/圈，120 kV，层厚0.625 mm，螺距0.531，探测器宽度选用20 mm，共扫描100层，球管曝光时间3.1 s，球管重复曝光间隔时间6.9 s。

1.2.4 研究kV变化的影响 根据同步、非同步变化分为两种情况：①两次扫描的kV由140、120、100、80 kV同步变化；②两次扫描的kV由120~140、100~140、80~140、100~120、80~120、80~100 kV非同步变化。管电流100 mA，其余扫描参数同1.2.3。

1.2.5 研究层厚变化的影响 将1.2.3中层厚0.625 mm，100 mA的扫描结果重建为层厚1.25、2.5、3.75、5 mm的序列。

1.2.6 研究螺距变化的影响 两次扫描的螺距由0.531~0.531、0.969~0.969同步变化，0.531~0.969、0.969~0.531非同步变化，其余扫描参数固定为扫描模式Helical Full，转速0.4 s/圈，100~120 kV，100 mA，层厚5 mm，探测器宽度选用20 mm，共扫描8层。球管曝光时间2.1 s，球管重复曝光间隔时间5.9 s。

1.3 数据和图像分析

利用AW4.2工作站的Add/Sub软件进行减影处理，即用后一个扫描序列减去前一个扫描序列。通过减影得到减影后的一组图像，测量减影图像整幅图的CT值。再用减影后的数据行3D VR重建，观察有无残余高密度影，根据残余高密度影的多少将图像质量分为3级：Ⅰ级无残余高密度影；Ⅱ级少许残余高密度影；Ⅲ级较多残余高密度影(图1~3)。Ⅰ级为减影成功，Ⅱ、Ⅲ级为减影不成功，记录各种条件下减影的成功率。



图1 减影后图像质量Ⅰ级：减影成功，无残余高密度影

1.4 统计学分析

用SAS 9.1统计学软件分析，减影后图像的CT值用均数±标准差($\bar{x} \pm s$)表示，其差异间比较用配对t检验；减影后重建图像质量间比较用Fisher's精确概率法，以$P<0.05$为差异有统计学意义。



图2 减影后图像质量Ⅱ级：减影不成功，少许残余高密度影



图3 减影后图像质量Ⅲ级：减影不成功，较多残余高密度影

2 结 果

2.1 mA变化对VCTDSA图像质量的影响

随着mA的降低，减影后的图像噪声有增加趋势，但减影后图像行3D VR重建，图像质量均为Ⅰ级(见表1，图4)。

2.2 kV变化对VCTDSA图像质量的影响

两次扫描kV同步变化，减影后图像质量随kV降低噪声增加，但减影后图像行3D VR重建，图像质量均为Ⅰ级(见表2，图5)。

两次扫描kV不同步变化，用高kV数据减去低kV数据，减影后颅骨区CT值为负值，减影后图像CT值较低，随着kV的增加，图像噪声降低，减影后图像质量均为Ⅰ级(见表3，图6)。

2.3 层厚变化对VCTDSA图像质量的影响

扫描后对不同层厚进行重建，随着层厚的增加，减影后

表1 两个序列mA同步变化扫描减影后图像质量

mA	图像CT值(Hu)	重建图像质量
100	2.86±5.84	Ⅰ级
85	3.28±6.04	Ⅰ级
75	3.99±8.13	Ⅰ级
65	4.79±9.62	Ⅰ级
50	3.82±7.21	Ⅰ级
25	5.03±9.56	Ⅰ级
10	5.77±10.42	Ⅰ级

图像的噪声降低，减影后图像行 3D VR 重建，图像质量均为Ⅰ级（见表 4，图 4）。

2.4 螺距变化对 VCTDSA 图像质量的影响

两次扫描用相同的螺距，螺距为 0.531、0.969 时减影后图像 CT 值间差异无统计意义（t=1.91，P>0.05），行 3D VR 重建，图像质量均为Ⅰ级。用不同的螺距扫描，减影后图像 CT 值间差异有统计意义（t=8.8，P<0.001），经 3D VR 重建，图像质量均为Ⅲ级。螺距为 0.531 与螺距为 0.969~0.531 减影后图像的 CT 值差异有统计学意义（t=12.17，P<0.001）（见表 5）。

3 讨 论

VCTDSA 的图像质量直接决定病变的检出和显示，也影响病变的定位和定性诊断。要获得优质的 VCTDSA 图像，就必须对成像过程的每一环节进行控制和优化，CT 扫描是其中最为重要的第一步。优化之扫描参数可以明显提高 VCTDSA 的图像质量，降低 X 线辐射剂量。因此，本研究选取了不同的扫描参数组合，观察减影后图像质量和整幅图像 CT 值的变化，明确其对图像质量和辐射剂量的影响。

3.1 mA、kV及层厚对 VCTDSA 的图像质量的影响

在 VCTDSA 扫描序列中，2 次扫描参数设置可不同，因图像的重建主要与扫描的模式、扫描床的起始位置和球管的起始位置有关[3,5]。设置不同的扫描参数，是为了保证图像质量同时减少射线辐射。

单纯降低 mA 可降低 X 线辐射剂量，其变化与 X 线辐射剂量呈线性相关[6]。本组结果表明 mA 降低并不明显降低图像的质量，均可达到优质的减影效果，但图像的噪声随着 mA 的降低有增加趋势。因此，在 VCTDSA 临床应用中，通过降低 mA 以减少 X 线辐射剂量是可行的，但应控制在适度的噪声范围内。

kV 的变化是影响 X 线辐射剂量的重要因素，二者间的变化呈平方根关系[7,8]。本组研究表明两次扫描 kV 同步变化，

表 2 两次扫描 kV 同步变化减影后图像质量

kV	图像 CT 值（Hu）	重建图像质量
140 ~140	3.69 ± 8.84	Ⅰ级
120 ~120	4.84 ± 9.99	Ⅰ级
100 ~100	5.17 ± 10.68	Ⅰ级
80 ~80	5.19 ± 9.23	Ⅰ级

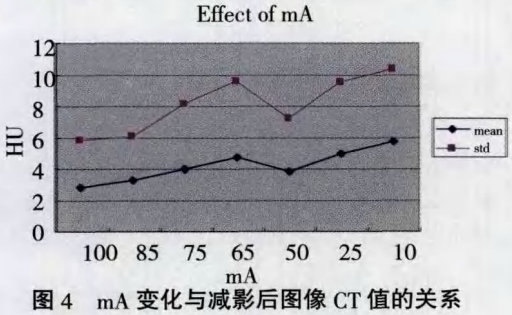


图 4 mA 变化与减影后图像 CT 值的关系

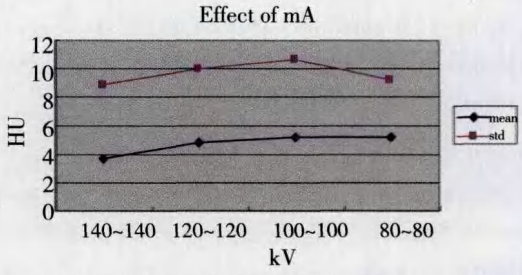


图 5 两次扫描 kV 同步变化与减影后图像 CT 值的关系

表 3 两次扫描 kV 不同步变化减影后图像质量

kV	图像 CT 值（Hu）	重建图像质量
80 ~140	1.60 ± 4.26	Ⅰ级
80 ~120	1.27 ± 3.35	Ⅰ级
80 ~100	2.24 ± 5.36	Ⅰ级
100 ~140	2.03 ± 4.96	Ⅰ级
100 ~120	2.13 ± 4.93	Ⅰ级
120 ~140	1.76 ± 3.88	Ⅰ级

表 4 层厚不同减影后的图像质量

层厚（mm）	图像 CT 值（Hu）	重建图像质量
0.625	3.68 ± 8.66	Ⅰ级
1.25	3.23 ± 7.91	Ⅰ级
2.5	2.86 ± 6.04	Ⅰ级
3.75	2.48 ± 5.04	Ⅰ级
5	2.14 ± 4.44	Ⅰ级

表 5 螺距不同减影后的图像质量

螺距	图像 CT 值(Hu)	重建图像质量
0.531	0.41 ± 0.08	Ⅰ级
0.969	0.38 ± 0.06	Ⅰ级
0.531~0.969	2.03 ± 0.46	Ⅲ级
0.969~0.531	1.35 ± 0.35	Ⅲ级

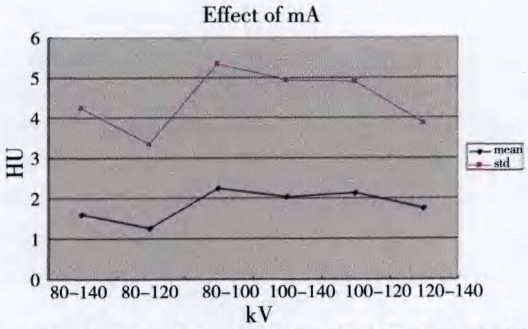


图 6 两次扫描 kV 非同步变化与减影后图像 CT 值的关系

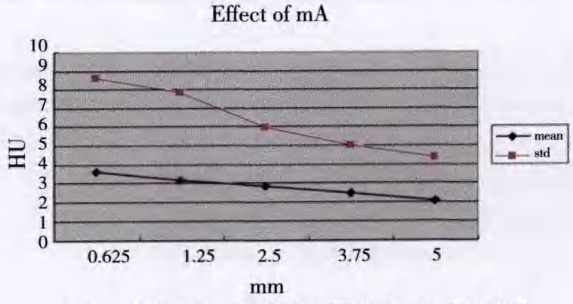


图 7 层厚变化与减影后图像 CT 值间的关系

随 kV 降低图像的噪声增加，减影后的图像质量均可达到优良。不同步的 kV 变化对图像质量产生明显的影响，其减影后图像的 CT 值低于同步 kV 变化的 CT 值。原因在于 kV 降低，X 线的能量降低，穿透能力下降，组织的 X 射线吸收增加，有效 X 射线减少导致 CT 成像后的组织密度增加，骨组织的 CT 值增高。所以，用高 kV 图像减去低 kV 图像，减影后的图像 CT 值理论上为负值，CT 图像表现为低密度，但由于 kV 降低带来的图像噪声增加，使图像的 CT 值并不为负值，而骨结构区域为负值，有利于减影后图像重建。因此，减影后图像的实际 CT 值取决于两次扫描的 kV，并与其差值有关。kV 降低除噪声增加外，还会间接导致图像的空间分辨率降低。因此，在临床工作中，采用不同步的 kV 变化，可以更好的去除骨结构，对骨内血管段或紧贴骨结构的血管显示更加清晰，提高减影后的图像质量。因为 kV 代表 X 线的能量，所以我们把用两种不同 kV 扫描后进行减影的方法称为双能量减影，该技术国内外文献目前尚未见报道。但在临床运用中应注意，kV 降低的同时使得图像噪声增加、空间分辨率降低，从而导致图像质量的下降。在允许适度噪声的前提下，可通过降低 kV 来提高减影的图像质量。

随着层厚的增加，图像的像素增加，随机噪声无明显增加，故信噪比增加[9]。本组结果表明减影后图像的 CT 值随层厚的增加而降低。所以在临床工作中，特别是多层螺旋 CT 应采用厚层采集、薄层重建以提高空间分辨率、降低图像噪声、提高图像质量。

3.2 螺距对减影图像质量的影响

螺距是 X 线球管旋转 360° 的进床距离与总的层面准直宽度之比。扫描范围恒定，采用大螺距扫描，曝光时间缩短，X 线辐射剂量降低，探测器接收的 X 线量减少，图像质量下降；小螺距扫描，可提高图像质量，但会增加 X 线辐射剂量[5,10]。可接受的小螺距范围的研究对提高减影后的图像质量和降低 X 线辐射剂量是非常重要的。本组对小于 1 的两个螺距进行对比研究，并没有发现其对减影后图像质量有明显影响，但必须保持两次扫描使用同一螺距，不同的螺距其 X 线曝光时间不同，球管曝光起点不同，重建数据不匹配，造成减影失败。因此，在临床应用中小于 1 的螺距不会明显影响图像质量，使用较大螺距可以更多的降低 X 线辐射剂量，是临床可行的方法。

总之，通过探讨扫描参数 mA、kV、螺距和层厚对 VCTDSA 图像质量及辐射剂量的影响，提示 VCTDSA 技术临床应用中采用双能量减影、厚层采集薄层重建、适当的低毫安和较大螺距可提高 VCTDSA 减影的图像质量，同时降低 X 线的辐射剂量。

参 考 文 献

[1] 吕国士，李庆春，左 宏，等. 64 层螺旋 CT 脑血管造影在颅内动脉瘤诊断中的应用[J]. 医学影像学杂志，2007，17(1)：7-10.

[2] Agid R，Lee SK，Willinsky RA，et al. Acute subarachnoid hemorrhage：using 64-slice multidetector CT angiography to "triage" patients' treatment [J]. Neuroradiology，2006，48(11)：787-794.

[3] 吕发金，罗天友，谢 鹏，等. 数字减影 CTA 图像质量影响因素探讨[J]. 重庆医科大学学报，2007，32(3)：271-274.

[4] 吕发金，谢 鹏，罗天友，等.数字减影 CT 血管成像在蛛网膜下腔出血诊断中的价值[J].中国医学影像学技术，2007，23(1)：45-48.

[5] 余建明，主编. 医学影像技术学[M]. 北京：科学出版社，2004.182 -190.

[6] Kalra MK，Maher MM，D'Souza R，et al. Multidetector computed tomography technology：Current status and emerging developments[J]. J Comput Assist Tomogr，2004，28 (Suppl 1)：S2-S6.

[7] Flohr T，Stierstorfer K，Bruder H，et al. Image reconstruction and image quality evaluation for a 16-slice CT scanner[J]. Med Phys，2003，30(5)：832-845.

[8] Wintermark M，Maeder P，Francis R，et al. Using 80 kVp versus 120 kVp in perfusion CT measurement of regional cerebral blood flow[J]. AJNR，2000，21(10)：1881-1884.

[9] Kalra MK，Maher MM，Toth TL，et al. Strategies for CT radiation dose optimization [J]. Radiology，2004，230(3)：619-628.

[10] Mahesh M，Scatarige JC，Cooper J，et al. Dose and pitch relationship for a particular multislice CT scanner[J].AJR，2001，177(6)：1273-1275.

(责任编辑：关蕴良)