

儿童颅脑外伤 CT 扫描参数的优化设置

张骥, 吴伟君, 蒋海燕

【摘要】 目的:研究儿童头颅外伤患者 CT 扫描参数的设置。在不影响影像诊断的前提下,尽可能降低辐射剂量。**方法:**用不同的 CT 扫描参数对随机分组的小儿进行扫描,有 3 个变量:电压分为 120、140kV;毫安状态分为 normal、low;层厚分为 7、10mm。分别组合成 8 组不同的扫描参数组。记录各组的辐射剂量(权重 CT 剂量学指数,CTDIW);用 CT 值的标准差和诊断阳性率作为图像质量的主客观标准进行分析。**结果:**①在自动 mA 状态下,140KV 比 120KV 剂量平均降低 22.7%;降低毫安状态从 normal 到 low 可使剂量降低 18.1%;选择较大层厚 10mm 比 7mm 辐射剂量平均降低 19.7%;若同时同向改变参数,辐射剂量最大可减少近 50%。②各组之间图像质量的 CT 值标准差(CTsd)和 CT 诊断阳性率的差异无显著性意义。**结论:**用高 KV、低毫安状态(low)、较大层厚均可以降低辐射剂量,且图像质量对诊断没有影响。因此对于外伤患者建议用 140KV、自动 mAs 的低毫安状态(low)和 10mm 层厚为最佳扫描方式。

【关键词】 儿童; 头部; 体层摄影术, X 线计算机; 参考值

【中图分类号】 R814.42; R651.1 **【文献标识码】** B **【文章编号】** 1000-0313(2005)10-0893-04

The Optimization of CT Parameters Settings of Children with Head Injury ZHANG Ji, WU Wei-jun, JIANG Hai-yan. Shanghai Children's Hospital Affiliated to Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200040, P. R. China

【Abstract】 Objective: Investigating CT parameter settings of children with head injury in order to reduce radiation dose as low as possible under the permission of image quality. **Methods:** Using different parameter groups to scan the children with head injury, three variable parameters were applied: Voltage (120 or 140kV); the mode of Ampere (normal or low); collimation (7 or 10mm). These parameters could form eight groups of scanning settings; recording the doses of every group (CT dose index weighted, CTDIW); analyzing the image quality (CT standard deviation, CTsd) and the positive rate of every group. **Results:** Under the same condition, the radiation dose produced by 140kV was 22.7% less than that produced by 120kV; to choose the status of tube current from the Normal to Low could decrease radiation dose by approximately 18.1%; the radiation dose of 10mm collimation reduced 19.7% averagely than those of 7 mm; if higher voltage, smaller tube current and larger collimation are used simultaneously, the totally reduced radiation dose is about 50% without causing obvious damage of CT image quality. The standard deviation of CT value is of no statistical significance, and the positive diagnostic ratios of every parameter group are similar to each other. **Conclusion:** As to the children with head injury, using the higher KV and the lower status of tube current as well as larger collimation can lead to the lowest radiation dose, and the accuracy of CT diagnosis remains the same.

【Key words】 Child; Head; Tomography, X-ray computed; Reference values

由于存在 X 线辐射,放射学诊断是损害和效益并存,而 CT 的辐射剂量比 X 线平片要高出几百倍。有报道 CT 扫描对儿童有致癌作用,其癌症发病率约为 1:1000^[1],所以必须高度关注儿童 CT 扫描辐射剂量的问题。CT 扫描时的参数设置直接影响辐射剂量的大小,其剂量大小相差可数倍,但目前尚没有统一的标准,甚至在许多医院使用成人参数对儿童进行 CT 扫描。

辐射剂量越大,图像的清晰度就愈好,进而对诊断越有帮助,怎样解决这个矛盾是颇为棘手的问题。目

前国外对此的最新认识是对小儿 CT 图像质量的要求不应该过分苛刻,能够满足诊断要求即可。以此为前提条件选取扫描参数以得到最低放射剂量,也就是可以接受的尽可能低的辐射剂量(as low as reasonable acceptable)^[2]。由于头颅影像解剖比较恒定,而且头颅外伤是儿童的常见病,本研究通过分组统计比较以找出较合理的扫描参数设置。

材料与方法

1. CT 扫描参数设置分组

根据 CT 扫描常用的技术参数进行分组:电压分 120 kV、140 kV 两组,毫安秒选择自动状态下的两个不同条件,分别是 Normal、Low;层厚分别为 7mm、

作者单位:200040 上海,上海交通大学附属市儿童医院放射科

作者简介:张骥(1969—),男,江苏连云港人,硕士,主治医师,主要从事影像诊断工作。

10mm; 共有 8 组不同扫描参数组合(表 1)。

表 1 CT 扫描技术参数分组

层厚	120kV		140kV	
	Normal	Low	Normal	Low
7mm	第一组	第二组	第五组	第六组
10mm	第三组	第四组	第七组	第八组

2002 年 3 月~2003 年 1 月间, 根据每组患者年龄大致相等的原则(头围大小大致相等)分配受检患儿, 每组各有 50 病例, 共计 400 人。年龄 7 个月~13 岁, 平均 5 岁。

2. 记录各组的辐射计量并分析图像

辐射剂量: 记录每组 CT 机自动计算的权重 CT 剂量学指数(CTDIW, CTDIW 可较合理的代表在扫描范围内的皮肤和器官所承受的剂量); 根据 CTDIW 计算每个患者固定 3 个层面的(为简约起见, 仅分别取四脑室层面、侧脑室前角层面以及半卵圆层面)辐射剂量, 最后的数值为每一组每一层面 50 个人辐射剂量的平均值并比较其大小。

图像质量满意度: 测量每一份 CT 图像固定点(四脑室、侧脑室前角、半卵圆中心白质)的图像噪声, 即 CT 值的标准差(CTsd), 计算每一组每一层面的平均值。

诊断结果分析: 计算每一组 CT 诊断阳性率(有无出血、骨折、挫伤等), 其差别有无显著性意义。

结 果

各组辐射剂量如表 2, 不同参数变化导致剂量增减如表 3~5。CT 值标准差(sd)的测量、CT 诊断阳性率及其比较见表 6、7。不同的技术不同时间相同层面图像见图 1、2。

表 2 各测量层面辐射剂量之和均值及总均值 (mGy)

组别	四脑室层面	侧脑室层面	半卵圆层面	平均
7mm				
120kV				
normal	47.4	46.0	35.3	42.9
low	35.5	41.6	30.1	35.7
140kV				
normal	36.5	36.0	28.3	33.6
low	28.8	30.7	24.2	27.9
10mm				
120kV				
normal	36.2	41.2	28.2	35.2
low	25.7	34.9	25.3	28.6
140kV				
normal	29.4	30.9	21.3	27.2
low	22.0	28.1	15.2	21.7

从 120KV/normal/7mm 变为 140Kv/low/10mm, 剂量从 42.9 降到 21.7mGy, 几乎降低了 50%。

表 3 7mm 与 10mm 层厚各组平均剂量比较

组别	120kV		140kV	
	Normal	Low	Normal	Low
7mm	42.9	35.7	33.6	27.9
10mm	35.2	28.6	27.2	21.7
降低%	17.9	19.8	19.0	22.5

单纯增加扫描层厚可以降低剂量, 从 17.9%~22.5%, 平均为 19.7%。

表 4 120kV 与 140kV 各组平均剂量比较

组别	7mm		10mm	
	Normal	Low	Normal	Low
120kV	42.9	35.7	35.2	28.6
140kV	33.6	27.9	27.2	21.7
降低%	21.6	21.8	22.7	24.1

在自动 mA 状态下, 只增加电压也可以降低剂量, 从 21.6%~24.1%, 平均为 22.5%。

表 5 Normal 与 Low 各组平均剂量比较

组别	7mm		10mm	
	120kV	140kV	120kV	140kV
Normal	42.9	33.6	35.2	27.2
Low	35.7	27.9	28.6	21.7
降低%	16.7	16.9	18.7	20.2

只变换扫描的自动 mA 状态(从 normal 到 low)也可以降低剂量, 从 16.7%~20.2%, 平均为 18.1%。

表 6 3 个层面固定点 CT 值的标准差(sd)平均值及总平均值

组别	四脑室层面	侧脑室层面	半卵圆层面	平均
7mm				
120kV				
normal	4.29	3.05	2.78	3.37
low	2.81	2.69	2.69	2.73
140kV				
normal	2.71	2.43	2.75	2.63
low	3.31	2.78	2.93	3.00
10mm				
120kV				
normal	2.40	2.25	2.14	2.26
low	2.34	2.37	2.42	2.37
140kV				
normal	2.58	2.40	2.52	2.50
low	2.69	2.55	2.74	2.66

由于第 1 组和第 5 组之间差别最大, 因此先比较此两组。运用配对 t 检验($P>0.05$), 即两者差别无显著性意义。由此可以合理推论其他各组之间 CT 值的标准差(sd)平均值差异均无显著性意义。

表 7 8 组 CT 诊断阳性病例及阳性率

组别	出血	骨折	挫伤	阳性率(%)
1	13	7	2	44
2	8	6	1	30
3	12	7	0	38
4	9	8	0	34
5	11	8	3	44
6	13	9	4	52
7	8	6	3	34
8	9	9	0	36

由于第 2 组和第 6 组阳性率差异最大, 因此先对其进行 χ^2 检验, $P>0.05$, 说明其阳性率差异没有显著性意义。因此也可推论其他各组阳性率差异均没有显著性意义, 8 组显示外伤的能力差异无显著性意义。

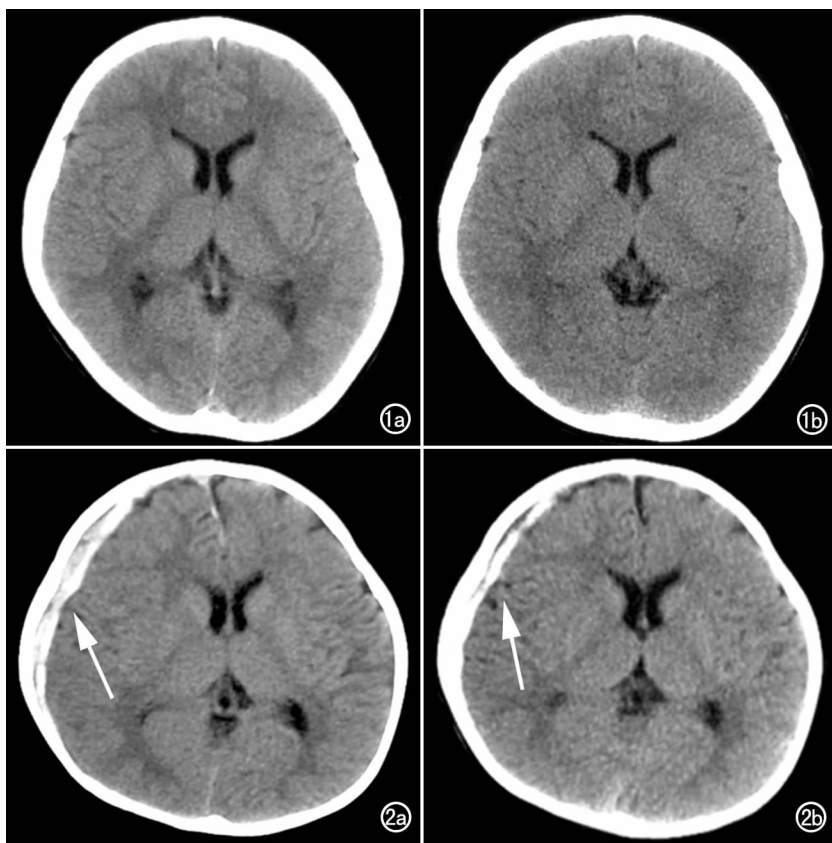


图 1 不同时间相同层面的图像,自动 mA 技术的 Low 剂量状态可明显的降低辐射剂量,而图像质量没有明显差异。a) 120kV,130mA,层厚 10mm,固定 mA 技术; b) 140kV,50mA,层厚 10mm,自动 mA 技术的 Low 剂量状态。

图 2 不同时间相同层面的图像,自动 mA 技术的 Low 剂量状态可以明显的降低辐射剂量,而均可以得出硬膜下积血(箭)相同的诊断。a) 120kV, 100mA,层厚 7mm,固定 mA 技术; b) 140kV,40mA,层厚 10mm。自动 mA 技术的 Low 剂量状态。

讨论

儿童头颅扫描参数的设置在比较老的 CT 机型上一般采取和成人相同的条件;而新的机型往往有小儿扫描专门的软件,也就是管电流(毫安 mA)有了自动调节即由过去的固定 mA 变为随时变化的 mA。后者好处在于扫描时, mA 可以按照患者的体厚及其他相关条件自动调节而保持图像噪声(也就是图像质量)不变,从而减少不必要的辐射^[3]。但是在此条件下仍然有多种选择,例如自动 mA 有 Lowdose、Normal、IQ、Max 等几种方式(常用的就是 Lowdose、Normal);另外,对于电压、层厚的变化而导致的辐射剂量的改变也尚没有深入的探讨;而且在日常工作中,CT 扫描参数的选取是由技术员负责的,受自身素质的限制,多数技术员(包括诊断医师)对如何进行合理的参数选择尚缺乏足够认识进而导致了不必要的辐射损害。

1. 最佳参数具备条件

CT 扫描参数设置首先必须满足放射诊断要求图像应该足够清晰;而 CT 图像质量的客观标准就是 CT 图像噪声。CT 图像噪声是指在均匀物质影像中,给定区域 CT 值相对其平均值的变异,其大小可用感兴趣区中物质的 CT 值的标准差(standard deviation, sd)来表示。它反映的是图像的量子噪声,而量子噪声对扫描参数的变化有较大依赖。因此可以通过测定 CTsd 来确认、比较参数变化而导致的 CT 图像质量的改变^[4]。本文 8 组参数组中,尽管其平均 CTsd 在 2.26~3.37 之间波动(平均为 2.69),但它们之间差异无显著性意义,其原因可能正是自动 mA 的应用。设置自动 mA 的初衷就是为了在保持图像噪声情况下,按照患者的体厚及其他相关条件自动调节参数,所以尽管变换层厚和电压,由于 mA 也相应地发生了变化,它们的 CTsd 变化不是很大。也正是因为由 CT 标准差反映出的图像质量没有明显变化,所以各参数组的检查阳性发现率理论上也应该相仿。实际情况也是如此。每一组 CT 诊断阳性率近似且各组之间存在的微小差异没有显著性意义。由于 CTsd 和阳性发现率这两个指标可分别看做图像质量的客观、主观指标,鉴于它们均提示图像质量各参数组之间差异无显著性意义,也就是说改变扫描参数不会损害图像观测、诊断结果,那么辐射剂量最小的一组无疑就应该是最佳参数组。

2. 电压、电流和层厚与辐射剂量关系

由于电压的平方根与辐射剂量成正比,那么增加电压采用较高千伏毫无疑会 CTDIw 会增加;但是采用高千伏就意味着有较多的粒子可穿过人体而达到探测器用于图像的重建^[5],因此如果其他条件不变则图像质量肯定应该有提高即图像噪声应该降低。但是在自动 mA 状态下,图像噪声被设计为始终保持较为恒定,所以 CT 机会自动减少管电流以达到图像噪声的均衡。因此在 CT 扫描时,电压增加往往伴随管电流的大幅度的降低,笔者发现从 120kV 到 140kV 一般管电流会降低 41%~46%。由于管电流是与辐射剂量成正比,所以尽管电压增加而导致 CTDIw 上升,但是在自动 mA 状态下,管电流的减少更为明显,其最

终结果是增加电压导致总的辐射剂量下降,在本文中各组下降的平均值为 22.5%。所以笔者建议应尽量使用高电压的参数设置。

变换自动 mA 状态如从 normal 到 low,其本质也就是降低管电流,因此可以使剂量降低。本文中各组下降的平均值约 18%,同时 CTsd 和阳性诊断率相差无几,这说明这样的参数变化选择是可行的。其原因可能有二:①这种 low 的参数设置仅仅是相对 normal 和 IQ 而言的,在 low 的情况下,CT 机自动产生的 mA 同样足以产生满足诊断的图像清晰度,因此不会对诊断率和 CTsd 形成明显变化;②本组选择的病例由于全是外伤,其病变的图像也比较简单,仅有骨折、出血和挫伤,这种情况下正常与异常病变易于辨识。

层厚的选择对剂量也有着间接的影响。一般而言当降低层厚时,CT 噪声会增加而图像质量下降。比如,从 5mm 到 1mm,图像噪声将增加 2.5~3 倍^[6]。所以要保持相同的图像噪声,就必须增加倍数的辐射剂量,也就是说在自动 mA 情况下,选择薄层扫描 CT 机将通过提高管电流而增加辐射剂量。反之,当增加层厚时,由于 CT 图像噪声减少,CT 图像质量将有所改善,因此就有了管电流下降的空间。本组数据显示在自动 mA 情况下,单纯增加扫描层厚(从 7~10mm)CT 机可自行降低管电流而减少了辐射剂量,从 17.9%~22.2%,平均为 19.7%。而如果是在旧的 CT 机上,KV 和 mA 都固定,那么薄层扫描和相对厚层扫描的辐射危险几乎是一样,但是这种情况下,球管要多转几圈而增加成本。

基于上述结果可以说许多 CT 技术员认为小孩应该用较小层厚的做法其实是缺乏依据的。用较厚的层厚会降低空间分辨率,但是对于外伤的患儿,CT 检查的目的主要是为了排除颅内出血、挫伤,空间分辨率对诊断结果影响不大;而 CT 由于其对密度差异的高度

敏感性,所以高密度的颅内出血或低密度的挫伤一般是不大可能被 10mm 层厚 CT 图像所忽略的。因此作者建议对于外伤的患儿,除非是为了寻找颅底骨折,否则完全可以使用与成人相同的 10mm 层厚以求降低辐射剂量。

总之,笔者认为对于儿童头颅外伤病例(若无颅底骨折的临床征象),在 CT 扫描时应该尽量使用自动 mA 技术、高电压和较大的层厚以求得到最低的辐射剂量而不用担心图像质量会影响诊断。在具体工作中可以先用较低的剂量参数扫描(比如 10mm 层厚),若发现或者怀疑有异常再局部减薄扫描。这样既避免不必要的辐射损害又可以确保不会漏诊、误诊。在努力减少辐射损害必须要认识放射学诊断的最大危害并不是辐射剂量,而是误诊和漏诊^[7]。

参考文献:

- [1] Brenner DJ, Elliston CD, Hall EJ. Estimated Risks of Radiation-Induced Fatal Cancer from Pediatric CT[J]. AJR, 2001, 176(2): 289-295.
- [2] Slovis TL. ALARA Conference Proceedings. The ALARA Concept in Pediatric CT-Intelligent dose Reduction [J]. Pediatric Radiol, 2002, 32(10): 4.
- [3] Huda Walter. Dose and Image Quality in CT[J]. Pediatric Radiol, 2002, 32(10): 709-713.
- [4] Crespi A, Leoni S, Montanari G, et al. The Evaluation of the Physical Characteristics of a Volumetric Computer Tomography[J]. Radio Med, 1996, 91(3): 460.
- [5] Frush DP. Pediatric CT: Practical Approach to Diminish the Radiation dose[J]. Pediatric Radiol, 2002, 32(10): 714-717.
- [6] Paterson A, Frush DP, Donnelly LF. Helical CT of the Body: are Settings Adjusted for Pediatric Patients? [J]. AJR, 2001, 176(2): 297-301.
- [7] Hall EJ. Lessons we have Learned from Our Children Cancer Risks from Diagnostic Radiology[J]. Ped Radio, 2002, 32(10): 700-706.

(收稿日期: 2004-11-04)