

# 双源 CT 在儿童颞骨检查中低剂量扫描条件的研究

张广文, 张劲松, 李剑, 刘丛伟, 吴志斌, 刘豹, 王栋

**【摘要】 目的:**探索儿童颞骨双源 CT 扫描中,低管电压、低管电流及正弦确定迭代重建(SAFIRE)技术降低辐射量的能力及对图像质量的影响。**方法:**将 120 例行颞骨高分辨率 CT(HRCT)检查的儿童,按就诊时间随机分为常规剂量组 A 组(120 kV,180 mAs,滤波反投影重建)及低剂量组 B 组(120 kV,110 mAs,SAFIRE 技术)、C 组(100 kV,110 mAs,SAFIRE 技术)、D 组(100 kV,80 mAs,SAFIRE 技术),每组 30 例。统计比较 4 组的平均 CT 值、噪声、对比噪声比(CNR)、信噪比(SNR)、剂量长度乘积(DLP)、有效剂量(ED)、图像质量评分, $P<0.05$  为差异有统计学意义。**结果:**经组间方差分析,4 组平均 CT 值无明显统计学差异( $F=1.02, P>0.05$ );噪声、CNR、SNR、DLP、ED 和图像质量评分差异均具有统计学意义( $F=43.57, 55.60, 16.50, 406.15, 50.80, 154.07, P$  均 $<0.05$ )。与 A 组相比,B、C、D 组噪声分别降低 36.9%、26.0%、16.3%;DLP 分别降低 39.5%、60.9%、71.6%;ED 分别降低 25.5%、50.6%、65.6%。**结论:**应用低管电压(100 kV)、低管电流(80 mAs)及迭代重建技术进行儿童颞骨 HRCT 扫描,在满足临床诊断需求的图像质量前提下,可有效降低辐射量。

**【关键词】** 儿童; 颞骨; 体层摄影术, X 线计算机; 迭代重建; 辐射剂量

**【中图分类号】** R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2016)02-0171-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2016.02.018

**The optimized low dose scanning protocol in children's temporal bone examination with dual-source CT** ZHANG Guang-wen, ZHANG Jin-song, LI Jian, et al. Department of Radiology, Xijing Hospital, Fourth Military Medical University, Shanxi 710032, P. R. China

**【Abstract】 Objective:** To explore the use of low tube voltage, low tube current and sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE) technique in reducing the radiation dose on scanning objects and its influence on image quality in children's temporal bone examination with dual-source CT. **Methods:** For high resolution CT scan of temporal bone, 120 cases of children patients were divided according to date of clinical examination randomly, into four groups: the conventional dose group, Group A (120kV, 180mAs, filtered back projection reconstruction technique), low dose group, Group B (120kV, 110mAs, SAFIRE technique), Group C (100kV, 110mAs, SAFIRE technique), and Group D (100kV, 80mAs, SAFIRE technique), with 30 cases in each group. Statistical analysis and comparison were made of the average CT value, noise, CNR, SNR, CTDIvol, DLP, ED and subjective evaluation score. **Results:** By the analysis of inter-group variance, there were no statistical differences in mean CT value among the four groups ( $F=1.02, P>0.05$ ), while differences in noise, CNR, SNR, DLP, ED and subjective evaluation score were statistically significant ( $F=43.57, 55.60, 16.50, 406.15, 50.80, 154.07$ , respectively;  $P<0.05$ ). Compared with group A, noise reduction in group B, C and D were 6.9%, 26%, 16.3%, respectively. Reduction of CTDIvol, DLP, ED in group B, C and D were 38.7%, 61.3%, 71.9%; 39.5%, 60.9%, 71.6%; 25.5%, 50.6%, 65.6%; respectively. **Conclusion:** The use of low tube voltage, low tube current and SAFIRE technique for HRCT temporal bone scan can effectively reduce the radiation dose in patients on the basis of meeting the needs of image quality for clinical diagnosis.

**【Key words】** Child; Temporal bone; Tomography, X-ray computed; Iterative reconstruction; Radiation dosage

高分辨率 CT (high resolution computed tomography, HRCT) 能够清晰地显示颞骨的精细结构,在耳部疾病的诊断中具有很高的应用价值,但其在儿科疾病应用中存在的较高辐射量应引起足够重视。研究表明,每吸收 1 Sv 的辐射量,罹患癌症死亡风险在 1 岁以内为 14%,中年人为 5%,60 岁以上人群低于 2%<sup>[1]</sup>,因此降低儿童所受辐射量尤为重要。本研究旨

在通过降低管电压、管电流及迭代重建技术,探讨儿童颞骨双源 CT 检查的低剂量扫描条件。

## 材料与方法

### 1. 研究对象

搜集我院 2014 年 3 月—2014 年 7 月因耳部疾病需行颞骨 HRCT 检查的儿童 120 例(男 64 例,女 56 例),年龄 1~14 岁,平均(5.24±1.21)岁。120 例中,CT 诊断无异常 65 例,耳部疾病 55 例。按就诊时间先后顺序分为 4 组,分别为常规剂量 A 组,低剂量 B、

作者单位:710032 西安,第四军医大学附属西京医院放射科

作者简介:张广文(1986—),男,甘肃平凉人,住院医师,主要从事腹部 MRI 诊断及应用工作。

通讯作者:张劲松, E-mail: zhangjs@fmmu.edu.cn

C、D 组, 每组 30 例。本实验经医院伦理委员会批准, 受检者家属知情并签署知情同意书。

2. 设备及方法

采用 Siemens Somatom Definition Flash CT 扫描仪。扫描参数: A 组管电压 120 kV, 管电流 180 mAs, 应用滤波反投影(filtered back projection, FBP)重建; B 组管电压 120 kV, 管电流 110 mAs; C 组管电压 100 kV, 管电流 110 mAs; D 组管电压 100 kV, 管电流 80 mAs; B、C、D 组均应用正弦确定迭代重建(sino-gram affirmed iterative reconstruction, SAFIRE)技术(制造商推荐使用等级为 3<sup>[2]</sup>)。各组其它扫描参数相同: 扫描范围由乳突尖至鼓室盖上缘, 球管旋转时间 1.0 s, 准直 128×0.6 mm, 矩阵 512×512, 螺距 0.8, 层厚 1.0 mm, 间距 1.0 mm, 窗宽 4000 HU, 窗位 700 HU, 视野 250 mm×250 mm。

3. 评价指标及方法

客观质量评价: 选取晶状体显示良好平面, 于双侧玻璃体内及眼球前方空气区域各划定大小约 5 mm<sup>2</sup> 的感兴趣区(ROI), 测量 CT 值及噪声值, 取其平均值。噪声值为玻璃体 CT 值的标准差(SD), 由机器自动生成。分别根据公式(1)、(2)计算信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR)。

$$SNR = \frac{CT_{\text{值玻璃体}}}{SD} \tag{1}$$

$$CNR = \frac{CT_{\text{值玻璃体}} - CT_{\text{值空气}}}{SD} \tag{2}$$

主观质量评价: 由 2 名主治医师采用 3 分法对颞骨轴位图像质量进行评分。评分标准: 各观察结构显示清晰, 骨质边缘光滑、锐利, 病变显示清晰, 计 3 分; 各观察结构显示尚可, 骨质边缘欠锐利, 病变显示清晰, 不影响诊断, 计 2 分; 各观察结构显示模糊, 出现伪影, 病变显示不清晰, 影响诊断, 计 1 分。评价不一致时由上级主任医师进行分析, 并达成共识。观察结构包括: 听小骨、水平半规管、耳蜗螺旋板、面神经管迷路段、前庭窗等。

辐射量: 检查后记录容积 CT 剂量指数(CTDIvol)和剂量长度乘积(DLP), 并计算有效剂量(ED), 其中 DLP(mGy·cm)=CTDIvol(mGy)×Length(cm); ED(mSv)=DLP(mGy·cm)×k[mSv/(mGy·cm)], k 为换算因子<sup>[3]</sup>(表 1)。

表 1 不同管电压、年龄组的头颈部 ED 换算因子 k

| 管电压   | 换算因子 k[mSv/(mGy·cm)] |        |        |        |
|-------|----------------------|--------|--------|--------|
|       | 1 岁                  | 2~5 岁  | 6~10 岁 | >10 岁  |
| 120kV | 0.0053               | 0.0035 | 0.0027 | 0.0019 |
| 100kV | 0.0054               | 0.0035 | 0.0027 | 0.0019 |

4. 统计学方法

采用 SPSS 22.0 软件, 单因素方差分析法比较 4 组的平均 CT 值、噪声、SNR、CNR、图像质量评分、DLP、ED, 多重比较采用 SNK-q 检验, P<0.05 表示差异有统计学意义。

结 果

1. 图像客观质量评价结果

4 组 CT 值差异无统计学意义(F=1.02, P>0.05); 噪声、CNR、SNR 差异均具有统计学意义(F=43.57、55.60、16.50, P 均<0.05); 其中 A、B 组间噪声、SNR、CNR 差异均具有统计学意义(q=10.97、5.13、9.44, P 均<0.05); A、C 组间 SNR 差异无统计学意义(q=1.58, P 均>0.05), 而噪声和 CNR 差异均具有统计学意义(q=7.83、8.84, P 均<0.05); A、D 组间 SNR 无统计学差异(q=1.58, P>0.05), 而噪声和 CNR 均具有统计学差异(q=4.87、11.47, P 均<0.05); B、C 组间噪声、SNR、CNR 差异均具有统计学意义(q=3.14、3.54、4.38, P 均<0.05); B、D 组间噪声、SNR、CNR 差异均具有统计学意义(q=6.11、6.71、7.00, P 均<0.05); C、D 组间噪声、SNR、CNR 差异均具有统计学意义(q=2.97、3.17、2.63, P 均<0.05)。与 A 组相比, B、C、D 组噪声分别降低 36.9%、26%、16.3%(表 2)。

2. 辐射量比较

4 组 DLP、ED 差异均具有统计学意义(F=406.15、50.80, P 均<0.05); 其中 DLP 和 ED 在 A、B 组间(q=17.82、4.47), A、C 组间(q=27.46、8.84), A、D 组间(q=32.26、11.47), B、C 组间(q=9.64、4.38), B、D 组间(q=4.80、7.00), C、D 组间差异均具有统计学意义(q=4.80、2.63, P 均<0.05)。与 A 组相比, B、C、D 组 CTDIvol、DLP、ED 分别降低 38.7%、61.3%、71.9%; 39.5%、60.9%、71.6%; 25.5%、50.6%、65.6%(表 3)。

表 2 4 组的 CT 值、噪声、CNR、SNR 比较分析结果

| 组别  | CT 值(HU)   | 噪声(HU)        | CNR           | SNR            |
|-----|------------|---------------|---------------|----------------|
| A 组 | 12.27±0.39 | 41.37±1.51    | 11.55±0.24    | 0.163±0.0055   |
| B 组 | 11.63±0.45 | 26.12±0.64*   | 15.65±0.34*   | 0.2083±0.0087* |
| C 组 | 12.35±0.35 | 30.49±0.85*#  | 12.55±0.41*#  | 0.177±0.0052#  |
| D 组 | 12.54±0.38 | 34.61±0.67*#@ | 10.28±0.18*#@ | 0.149±0.0049#@ |

注: \* 与 A 组相比, P<0.05; # 与 B 组相比, P<0.05; @ 与 C 组相比, P<0.05。

表 3 4 组 CTDIvol、DLP、ED 比较结果

| 组别 | CTDIvol<br>(mGy) | DLP(mGy·cm)   | ED(mSv)       |
|----|------------------|---------------|---------------|
| A  | 27.13            | 167.08±4.82   | 0.5123±0.03   |
| B  | 16.62            | 101.00±1.68*  | 0.3813±0.02*  |
| C  | 10.50            | 65.27±0.97*#  | 0.253±0.01*#  |
| D  | 7.60             | 47.47±0.73*#④ | 0.176±0.01*#④ |

注：\* 与 A 组相比， $P<0.05$ ；# 与 B 组相比， $P<0.05$ ；④ 与 C 组相比， $P<0.05$ 。

3. 图像质量评分

A、B、C、D 组图像主观评分分别为(2.95±0.11)、(2.95±0.13)、(2.88±0.09)、(2.46±0.12)分。经方差分析，4 组主观质量评分差异有统计学意义( $F=154.07, P<0.05$ )；而 A、B 组间、A、C 组间及 B、C 组间差异均无统计学意义( $q=0、1.41、1.41, P$  均  $>0.05$ )；A、D 组间、B、D 组及 C、D 组间差异均具有统计学意义( $q=17.97、17.97、16.56, P$  均  $<0.05$ )。

4. 图像显示情况

分别从 A、B、C、D 组图像中选一幅显示蹬骨前后弓的轴位图像进行展示，4 幅图像均为右侧颞骨局部放大图(图 1~4)。

讨 论

CT 低剂量研究一直是业界研究的一个热门方向，随着扫描速度的加快，探测器灵敏度的提高，重建软件的更新，低剂量扫描条件亦随之改变。降低辐射量的方法包括降低管电压及管电流、大螺距扫描、调整扫描层厚、层距、选择适宜的扫描视野等<sup>[4]</sup>。增加螺距可减少曝光时间，从而降低辐射量，但螺距过大可导致 Z 轴分辨力下降，从而影响图像质量<sup>[5]</sup>，同时容易造成微小病灶的漏检。另外，既往文献报道在颞骨 HRCT

扫描中增加螺距，对降低辐射量无明显作用<sup>[6]</sup>。本研究采取降低管电压及管电流的方式，并参照既往文献<sup>[1,3,6-10]</sup>，将最低管电压设定为 100 kV，最低管电流设定为 80 mAs，而扫描螺距与常规参数一致。通常降低管电压及管电流在降低辐射量的同时，亦会降低图像质量(主要为噪声及伪影的增加)。SAFIRE 技术是西门子基于图像空间迭代重建技术推出的第二代迭代重建算法，对投影数据空间和图像数据空间均进行迭代重建，去除噪声，得到校正图像，并投影至原始数据域，如此反复多次进行迭代重建，得到最接近真实状况的图像<sup>[11]</sup>，因此可以在一定程度上降低噪声、减少伪影，弥补降低管电压及管电流所带来的图像质量下降<sup>[12]</sup>。SAFIRE 技术包括 1~5 等级，等级越高，图像噪声越低，但重建后图像有明显的修饰感，所以一般推荐等级适中的重建强度<sup>[2]</sup>。杨石平等<sup>[8]</sup>研究发现，颞骨 HRCT 扫描中，低管电压结合 SAFIRE 技术与常规电压、FBP 重建相比，可以降低辐射量，也可得到满意的图像质量，本研究在此基础上继续探究能提供参考价值的适宜管电压及管电流。

D 组(100 kV, 80 mAs, SAFIRE 技术)相对于 A 组(120 kV, 180 mAs, FBP 重建)噪声降低 16.3%，然而 D 组主观图像质量评分[(2.46±0.12)分]低于 A 组[(2.95±0.03)分]。通常来说，图像噪声降低，图像质量应该提高，但 D 组较 A 组图像噪声降低，主观图像质量评分也降低，出现了主观判断与客观指标不一致的情况，可能是因为 SAFIRE 技术基于噪声模型，按统计学最优原则进行重建，其噪声及伪影特性不同于 FBP 重建的图像，而放射科医师习惯观察 FBP 重建的相对高噪声背景图像，所以出现了主观评分较低

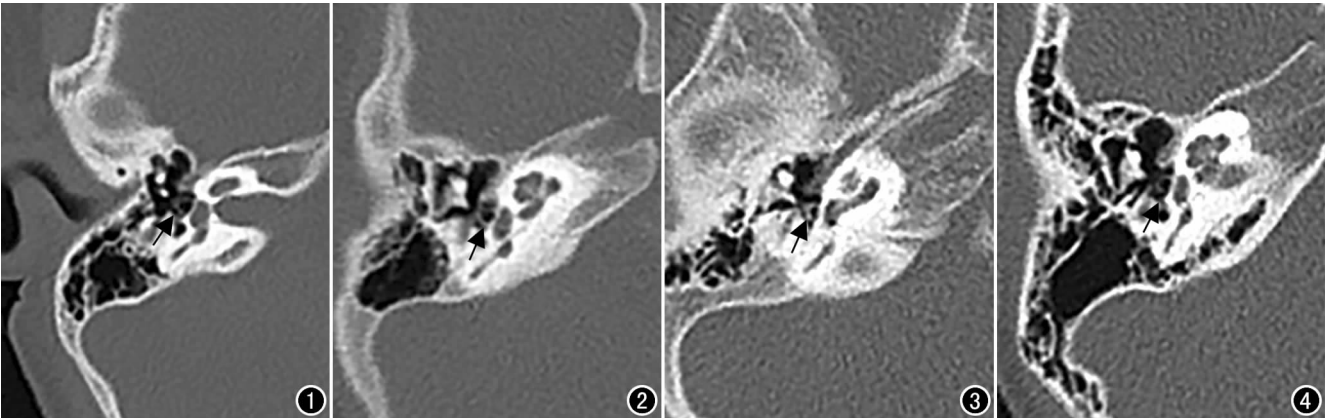


图 1 A 组图像：患者，女，3 岁，CT 诊断结果正常；图像质量评分 3 分，SNR 0.16，ED 0.50mSv；图像细腻，蹬骨前后弓、前庭窗显示清晰，骨质边缘光滑(箭)。 图 2 B 组图像：患者，男，3 岁，CT 诊断为左耳中耳乳突炎；图像质量评分 3 分，SNR 0.24，ED 0.36 mSv；图像较细腻，蹬骨前后弓、前庭窗显示清晰，骨质边缘稍毛糙(箭)。 图 3 C 组图像：患者，女，2 岁，CT 诊断为左侧外耳道闭锁；图像质量评分 3 分，SNR 0.18，ED 0.24 mSv；图像略粗糙，蹬骨前后弓、前庭窗显示清晰，骨质边缘稍毛糙(箭)。 图 4 D 组图像：患者，男，4 岁，CT 诊断结果正常；图像质量评分 2.5 分，SNR 0.15，ED 0.16 mSv；图像粗糙，蹬骨前后弓、前庭窗显示清晰，骨质边缘稍毛糙(箭)。

的情况<sup>[9]</sup>。故评判图像质量优劣应从主观感受及客观指标两方面进行综合分析。虽然 D 组图像质量评分与其他组差异均具有统计学意义,但其均值大于 2 分,表示各观察结构显示尚可,病变显示清晰,不影响诊断;而且 D 组图像的 SNR 与常规剂量 A 组比较无统计学差异,所以 D 组图像质量是符合临床诊断需求的。

D 组与 A 组相比,ED 降低 65.6%,其降低辐射量的能力非常突出,这对于处在发育期的儿童是非常有利的。相较于 Nauer 等<sup>[1]</sup>的研究,本研究 D 组管电压(100 kV)高于前者(80 kV),管电流(80 mAs)略低于前者(90~110 mAs),而 D 组的 DE 为(0.176±0.01) mSv,低于前者[(0.25~0.30) mSv],笔者认为其原因可能是机器性能差异所致,包括硬、软件的进步。

本实验不足之处:①受试对象年龄<14 岁,所含年龄组较为宽泛,由于各组病例数较少(每组 30 例),未进一步按照年龄组分组,给予不同的扫描参数,有待进一步研究探讨;②不同厂商的机器重建算法、硬件性能等不同,而本研究基于 Siemens Somatom Definition Flash CT,所以应用范围有一定局限性。

综上所述,应用低管电压(100 kV)、低管电流(80 mAs)及 SAFIRE 技术进行儿童颞骨 HRCT 扫描时,可在满足临床诊断需求的情况下,最大限度地降低患儿所受辐射量。

#### 参考文献:

- [1] Nauer CB, Rieke A, Zubler C, et al. Low-dose temporal bone CT in infants and young children: effective dose and image quality[J]. AJNR, 2011, 32(8):1375-1380.
- [2] 武永杰, 赵宏亮, 魏梦绮, 等. 低浓度对比剂大螺距前门控双源 CT 冠状动脉成像初步研究[J]. 放射学实践, 2015, 30(5):554-559.
- [3] Deak PD, Smal Y, Kalender WA, et al. Multisection CT protocols: sex- and age-specific conversion factors used to determine effective dose from dose-length product[J]. Radiology, 2010, 257(1):158-166.
- [4] 徐学勤, 林晓珠, 王明亮, 等. 不同重建算法在减低腹部 CT 检查照射剂量方面的价值研究[J]. 实用放射学杂志, 2014, 30(1):133-137.
- [5] 李琳, 罗德红. 低剂量 CT 扫描技术的临床应用[J]. 中国肿瘤影像学杂志, 2009, 2(4):146-149.
- [6] 亓恒涛, 秦维昌, 柳澄, 等. 64 层螺旋 CT 颞骨低剂量扫描的初步研究[J]. 中华放射学杂志, 2007, 42(2):117-120.
- [7] Niu YT, Olszewski ME, Zhang YX, et al. Experimental study and optimization of scan parameters that influence radiation dose in temporal bone high-resolution multidetector row CT[J]. AJNR, 2011, 32(10):1783-1788.
- [8] 杨石平, 吴莉, 王勇, 等. 原始数据迭代重建和智能最佳管电压技术对降低颞骨扫描辐射剂量的比较[J]. 中国医学影像学杂志, 2013, 21(11):808-811.
- [9] 杨石平, 夏黎明, 刘书田, 等. 低管电压结合正弦图确定迭代重组技术对降低颞骨扫描辐射剂量的价值[J]. 临床放射学杂志, 2014, 33(11):1763-1767.
- [10] 党保华, 曲金荣, 张建伟, 等. 16 层螺旋 CT 低剂量扫描技术在儿童腺样体肥大中的应用[J]. 放射学实践, 2012, 27(6):672-674.
- [11] Han BK, Grant KL, Garberich R, et al. Assessment of an iterative reconstruction algorithm (SAFIRE) on image quality in pediatric cardiac CT datasets[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2012, 6(3):200-204.
- [12] Willeminck MJ, Jong PA, Leiner T, et al. Iterative reconstruction techniques for computed tomography Part 1: technical principles[J]. Eur Radiol, 2013, 23(6):1623-1631.

(收稿日期:2015-07-24 修回日期:2015-10-24)