双源 CT 后颅窝双能量扫描的图像质量评价

陈 凯^{1,2}, 李 庆², 吴晓东¹, 彭昭杰¹, 唐德秋¹

(1. 南华大学附属第一医院放射科, 湖南 衡阳 421001; 2. 湘南学院附属医院放射科)

摘要: **目的** 评价双源 CT 双能模式扫描后颅窝的图像质量。 **方法** 收集 79 例双源 CT 双能模式头部平扫的数据资料, 后处理得到配对的非线性融合图(模拟传统 CT 扫描)及单能量 70keV 图(最佳单能量参数), 采用客观评价(图像质量分析)及主观评价(图像伪影分析), 研究双能扫描法对比传统 CT、对后颅窝图像质量的改变。 **结果** 双能 CT 扫描图三个感兴趣区的客观噪声水平(SD)均低于传统 CT($P < 0.05$), 而主观伪影分析双能 CT 图的评分与传统 CT 差异无显著性($P > 0.05$)。 **结论** 双能 CT 扫描能明显提高后颅窝的图像质量。

关键词: 双源 CT; 双能扫描; 后颅窝; 图像质量; 硬化伪影

中图分类号: R816 **文献标识码:** A

常规 CT 平扫在后颅窝病变检出中占有重要地位、有很多其他影像学手段比如磁共振(magnetic resonance imaging, MRI)无法代替的优势, 但存在图像质量差、伪影较多等影响诊断的因素^[1]。

双源 CT 由于双能量成像及相应后处理技术的使用, 可减少或去除颅底 X 射线伪影, 提高后颅窝影像质量^[2], 但未见实验研究报导。本文拟探讨双源 CT 双能量成像技术在去除后颅窝伪影及提高后颅窝 CT 图像质量方面的价值。

1 资料与方法

1.1 一般资料

按顺序收集 2013 年 9 月~2014 年 2 月期间在本院放射科采用双源 CT(SIMENS SOMATOM Definition Flash 256 row CT)双能量(sn140kv/80kv)模式进行头颅 CT 平扫的患者资料, 并排除下列情况: ①运动伪影显著、有颅内植入物; ②临床资料明确头颅手术史、后颅窝病变、颅内占位性病变; ③基本资料不完全患者。共入选 79 名患者, 男 49 例, 女 30 例, 年龄 32~70 岁(41 ± 11.5 岁); 检查原因有头痛查因 40 例(50.6%)、眩晕 16 例(20.3%)、发热查因 8 例(10.1%)、其它原因 15 例(19.0%)。

1.2 扫描参数

采用双球管双能量平扫程序; 螺旋扫描, 以听毗线为基线, 从颅底至颅顶; 管电压分别为 sn 140 kv/80 kv; 管电流统一为: 160 mAs, 准直厚度: 128 排 $\times$ 0.6 mm、层厚: 4 mm, 旋转速度: 0.28 s/转, 螺距: 0.9。

1.3 图像后处理

扫描结束后将自动获得的 80 kvp、140 kvp 图及非线性融合图(sn 140 kvp 和 80 kvp 两组原始数据按以 7:3 的比例融合, 相当于 120 kvp 图像)共三组图像。然后在西门子工作站(syngo MMWP VE40B)中, 调出入选患者在双能量扫描(sn 140 kvp/80 kvp)的数据, 利用双能单能谱分析(dual energy monoenergetic)软件, 可自动重建得到单能量 70 keV 图像。

1.4 图像质量分析

选取所有患者的非线性融合图及单能量 70 keV 图, 测定每位患者两组图像中脑桥中心层面、同层面单侧小脑脚以及延髓共 3 个均为约 30 mm² 感兴趣区(region of interest, ROI)的 CT 值及标准差(standard deviation, SD)。图像质量分析采用图像噪声水平(指标为 CT 值的标准差, SD)来衡量。

1.5 图像伪影分析

所有患者的两组图像资料随机混合编号后, 由两名副主任医师(神经影像学方向)共同对后颅窝伪影进行盲法评分, 标准^[3]如下: 1 分: 严重影像诊断(后颅窝可见多发条带、片状伪影, 后颅窝多数组织结构显示不清); 2 分: 影响诊断(后颅窝可见较多线条状伪影, 部分后颅窝组织结构显示不清); 3 分:

收稿日期: 2013-12-20

作者简介: 陈凯, 硕士研究生, 住院医师, 研究方向: 神经影像学, E-mail: ck85@163.com, 通讯作者唐德秋, 本科, 主任医师, 研究方向: 影像诊断与介入治疗, E-mail: deqiu.t@163.com.

基本不影响诊断(后颅窝可见线条状伪影,各组织结构基本不受影响);4分:不影响诊断(后颅窝可见少许线样伪影);5分:优质图像(后颅窝无伪影)。

1.6 统计学处理

分别记录每例对象的非线性融合图及单能量 70 keV 图上的 3 个感兴趣区的 CT 值及噪声水平(SD 表示),采用 SPSS19.0 软件的配对 *t* 检验,比较两组 SD 值的差异。记录两组图像资料的主观评分,采用 SPSS19.0 统计软件配对 *t* 检验,比较同一患者的两组图像主观评分的差异。均以 $P < 0.05$ 为差异有显著性。

2 结 果

3 个 ROI 的客观 SD 测值及后颅窝伪影主观评分两部分的结果如表 1。3 个 ROI 的 SD 值两组之间差异均有显著性($P < 0.01$),而主观评分间差异无显著性($P > 0.05$)。

表 1 两组图像图像质量及伪影主观评分统计

组别	ROI1	ROI2	ROI3	主观评分
70 keV 单能量图	3.35 ± 0.20 ^a	3.39 ± 0.21 ^a	4.78 ± 0.41 ^a	4.50 ± 0.23
非线性融合图	3.70 ± 0.29	3.65 ± 0.32	5.13 ± 0.48	4.26 ± 0.45

与非线性融合图比较, a: $P < 0.01$

3 讨 论

硬化伪影是后颅窝 CT 影像质量下降的主要原因。在常规 CT 扫描管时,管电压数值指波峰电压,如 120 kVp 代表管电压的峰值为 120 kV,但有一定的带宽,导致所产生 X 射线为混合能量,低能量部分穿透力低、高能量部分则穿透力高,这种混合能量射线穿过扫描物体后低能部分减少、高能部分增多的现象俗称变硬,不能通过后处理完全纠正,产生了硬化伪影^[4],表现为致密物体之间的暗区,比如桥脑低密度区(亨氏暗区),极大干扰了临床诊断。理论上,双能量 CT 成像技术可以获得更窄带宽的单能量图像^[2],有望较好的解决此问题。

参与对比的非线性融合图是由 sn140 kVp 和 80 kVp 两组原始数据按 7:3 的比例融合,理论上其光子能量相当于 120 kVp 图像^[5],最接近常规头颅 CT 平扫程序的 120 kV 扫描条件。近年来多位学

者^[6]采用 GE 宝石 CT 来研究后颅窝影像质量,其研究表明,70 keV 为颅脑 CT 成像的最佳单能量水平,具有最佳的综合减少后颅窝硬化伪影及背景噪声的能力,且不增加放射剂量^[7]。因而在本实验中,分别采用非线性融合图和 70 keV 单能量图来模拟常规 CT 和代表双能量 CT 后颅窝成像的最佳技术条件。

噪声指均匀材料在图像中测得的 CT 值的随机变化,是影响组织差异分辨率的主要因素,常通过测得均匀区域的 CT 值的 SD 来判断噪声的大小^[8]。采用图像噪声作为评价图像质量的客观指标,同时为了缩小系统误差,选取的 3 个感兴趣区:桥脑、延髓及小脑脚都为密度均匀区域^[9]。主观评分法用来对比两组图像产生的后颅窝伪影,实验中采用的连续 5 分制评测法是为了能较好的区分两组间的差异程度。

本次试验,统计结果表明,70 keV 单能量图的 3 个 ROI 的 SD 均值均小于相应的非线性融合图,印证了之前的理论分析。而主观评分两组图像的均值均高于 4 分,虽 70 keV 单能量图均值高于非线性融合图,但是两组间差异无统计学意义。可能是因为双源 CT 在扫描中采用了常规 CT 机型没有的 0.6 mm 的准直层厚扫描,造成总体评分偏高。Ertl-Wagner 等^[3]的研究证实,采用更薄的准直层厚来采集数据有助于提高后颅窝图像质量及减少伪影。同时,双源 CT 在高能谱 X 线管后还设置了选择性能谱滤过技术,过滤掉了高能谱射线中的低能谱成分,使得高能谱射线进一步得到纯化,因此推测这两种硬件条件下,无论采取何种后处理计算方法(非线性融合图或单能量图),都已经极大的减少了硬化伪影,从而掩盖了对这两种后处理方法肉眼判断的主观差异,这种差异的消失,也可能与本研究的样本量不太高有关。

本研究的不足还包括,由于辐射人体试验的伦理问题,不能进行双能量模式与常规单球管模式下头颅 CT 扫描质量的配对对比。此外本研究未将后颅窝病变患者纳入研究,其对后颅窝病变诊断的敏感性、准确性,形态学上的独特之处等,都有待进一步研究。

参考文献:

- [1] 陈立勋,张婷,赵衡,等. 颈内动脉颅内段常规头颅 CT 钙化斑块评分对其狭窄的筛检作用[J]. 中国动脉硬化

- 化杂志,2013,21(8):741-744.
- [2] Silva AC, Morse BG, Hara AK, et al. Dual-energy (spectral) CT: applications in abdominal imaging [J]. Radiographics, 2011, 31(4):1031-1046.
- [3] Ertl-Wagner B, Eftimov L, Blume J, et al. Cranial CT with 64-, 16-, 4- and single-slice CT systems-comparison of image quality and posterior fossa artifacts in routine brain imaging with standard protocols [J]. European radiology, 2008, 18(8):1720-1726.
- [4] Van Gompel G, Van Slambrouck K, Defrise M, et al. Iterative correction of beam hardening artifacts in CT [J]. Medical physics, 2011, 38(S1):S36-S49.
- [5] Kim SJ, Lim HK, Lee HY, et al. Dual-energy CT in the evaluation of intracerebral hemorrhage of unknown origin: differentiation between tumor bleeding and pure hemorrhage [J]. AJNR, 2012, 33:865-872.
- [6] Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120-kVp CT [J]. Radiology, 2011, 259(1):257-262.
- [7] Kamiya K, Kunimatsu A, Mori H, et al. Preliminary report on virtual monochromatic spectral imaging with fast kVp switching dual energy head CT: comparable image quality to that of 120-kVp CT without increasing the radiation dose [J]. Jpn J radiol, 2013, 31(4):293-298.
- [8] Yu L, Vrieze TJ, Bruesewitz MR, et al. Dose and image quality evaluation of a dedicated cone-beam CT system for high-contrast neurologic applications [J]. AJK Am J Roentgenol, 2010, 194(2):W193-W201.
- [9] 周宏, 黄雁, 唐焱, 等. 脑小血管病的神经影像学表现与认知障碍的相关性 [J]. 中南医学科学杂志, 2013, 41(6).

(此文编辑:蒋湘莲)