

Boneless head CTA by surface shaded display technique

TANG Hua-min, LIN Wei*, TANG Chang-hui, HE Yuan, WANG Li-shan, TANG Kang-ning

(Department of Radiology, Chengdu First People's Hospital, Chengdu 610041, China)

[Abstract] **Objective** To investigate the feasibility of boneless head CTA using SSD, and to compare with that using volume computed tomographic digital subtraction angiography (VCTDSA). **Methods** The vascular-skull model was scanned 10 times with the Philips 64-slice spiral CT using method A and B, respectively. Method A: Tube voltage was 120 kV, tube current was 200 mA, speed was 0.75 s/r, and the thickness was 0.67 mm, pitch was 0.531. Same parameters were applied in both plain scan and enhanced scan. Method B: the parameters applied in plain scan: Tube voltage was 80 kV, tube current was 100 mA, pitch was 0.924; in enhanced scan, tube voltage was 120 kV, tube current was 200 mA, pitch was 0.924, other parameters were consistent with method A. Skull was removed using the technology of SSD and the effects of simulated blood vessels were evaluated. The average dose-length product (DLP) and the average CT values about SSD of the model with method A and B were also analyzed statistically. **Results** Skull was removed successfully using each method. The average DLP of method A was $(1215.25 \pm 41.35) \text{mGy} \cdot \text{cm}$, while was $(701.90 \pm 19.24) \text{mGy} \cdot \text{cm}$ in method B ($P < 0.01$). The average CT value was $(642.96 \pm 12.02) \text{HU}$ of method A, $(642.23 \pm 13.23) \text{HU}$ of method B ($P > 0.05$). **Conclusion** Using SSD to remove skull in head CTA is feasible.

[Key words] Cerebral angiography; Surface shaded display; Tomography, X-ray computed

利用表面遮盖法进行头部 CTA 去骨成像

汤化民, 林伟*, 唐昌会, 何源, 汪俐杉, 唐康宁

(成都市第一人民医院放射科, 四川 成都 610041)

[摘要] **目的** 初步探讨利用 SSD 进行头部 CTA 去骨的可行性, 并与容积 CT 数字减影血管造影 (VCTDSA) 技术进行比较。**方法** 制作颅骨血管模型, 采用 64 排螺旋 CT 及两组不同的参数对本标本各进行 10 次扫描。方法 A: 平扫与增强扫描的参数一致, 120 kV, 200 mA, 转速 0.75 秒/圈, 层厚 0.67 mm, Pitch 0.531。方法 B: 平扫 80 kV, 100 mA, Pitch 0.924; 增强为 120 kV, 200 mA, Pitch 0.924, 余参数与 A 方法一致。利用 SSD 对 A、B 两种方法进行头部 CTA 去骨成像, 观察模拟血管的显示效果。同时测定两种扫描方式的平均辐射剂量 [剂量长度乘积 (DLP)] 及 SSD 重建后颅骨模型的平均 CT 值, 并进行统计学分析。**结果** 通过 SSD 重建两组方法均遮盖去骨成功。采用 A 方法的 DLP 为 $(1215.25 \pm 41.35) \text{mGy} \cdot \text{cm}$, B 方法为 $(701.90 \pm 19.24) \text{mGy} \cdot \text{cm}$, 差异有统计学意义 ($P < 0.01$)。采用 A 方法的平均 CT 值为 $(642.96 \pm 12.02) \text{HU}$, B 方法为 $(642.23 \pm 13.23) \text{HU}$, 差异无统计学意义 ($P > 0.05$)。**结论** 通过 SSD 重建进行的头部 CTA 去骨具有可行性。

[关键词] 脑血管造影术; 表面遮盖重建; 体层摄影术, X 线计算机

[中图分类号] R814.42 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2011)03-0615-03

螺旋 CT 血管成像作为无创的血管成像技术已得

到广泛应用, 但对于颅底等部分的血管病变, 由于骨质遮挡干扰对上述部位血管的显示, 影响了对疾病的诊断。为去除颅骨的干扰, 有学者^[1-2]先后提出了多种减影及去骨方法, 其中以 64 层螺旋 CT 为代表的多期扫描减影技术得到广泛使用, 并且取得了满意效果^[3-4]。此方法名称较多, 吕发金等^[5-6]将其称为容积

[作者简介] 汤化民 (1983—), 男, 四川成都人, 硕士, 医师。研究方向: 神经系统影像学。E-mail: aapro@126.com

[通讯作者] 林伟, 成都市第一人民医院放射科, 610041。

E-mail: linwei7005@163.com

[收稿日期] 2010-10-13 **[修回日期]** 2010-11-20

CT 数字减影血管造影(volume computed tomographic digital subtraction angiography, VCTDSA)。但该技术用到的 Add/Sub 减影软件并非所有工作站均支持,限制了其应用。Philips Brilliance 64 排螺旋 CT 提供的多序列间的 SSD 为头部 CTA 去骨提供了可能。本文探讨该技术的原理及可行性,并与 VCTDSA 技术比较。

1 材料与方法

1.1 实验材料及步骤 将一根长约 1 米的干净塑料软管固定于颅底及颅骨表面,模拟颅底及浅表血管。按照 1:4 比例用生理盐水稀释对比剂碘帕醇至 50 ml。首先采用 Philips 头部 CTA 序列(方法 A),平扫与增强扫描的参数一致:120 kV,200 mA,转速 0.75 秒/圈,层厚 0.67 mm,螺距 0.531。之后平扫与增强扫描采用不同的管电压及管电流,并增大扫描螺距(方法 B),平扫为 80 kV,100 mA,转速 0.75 秒/圈,层厚 0.67 mm,螺距 0.924;增强为 120 kV,200 mA,余参数与方法 A 一致。记录两种扫描方式的平均辐射剂量[剂量长度乘积(dose-length product, DLP)]及 SSD 重建后颅骨模型的平均 CT 值。参考文献[5]方法,以 A、B 方法对标本各重复扫描 10 次。具体步骤:颅骨血管模型进行 CT 平扫后,用人工方式将稀释对

比剂注入塑料软管,进行第二次扫描。注入对比剂时,需避免因模型运动导致的伪影。将数据传至 Philips EBW 4.0 工作站进行后处理。采用文献[5-6]标准评价图像。

1.2 SSD 重建阈值范围的确定 Philips EBW 4.0 工作站提供自动阈值设定,即对感兴趣区放置种子点,由计算机自动测量种子点的 CT 值,作为 SSD 的阈值。本研究的感兴趣区选择在结构较多、且骨质相对薄弱的岩骨。

1.3 统计学分析 对 A、B 方法的 DLP 及 SSD 重建后颅骨模型的平均 CT 值进行统计学分析。采用 SAS 9.2 统计软件分析,采用 *t* 检验比较两组数据均值,以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

颅骨模型单次扫描时间约为 8 s,全部扫描完成时间约为 25 s(除外注射对比剂所用时间)。采用 A 方法进行 10 次扫描的颅骨模型的 DLP 为 $(1215.25 \pm 41.35)\text{mGy}\cdot\text{cm}$,采用 B 方法为 $(701.90 \pm 19.24)\text{mGy}\cdot\text{cm}$,差异有统计学意义($t = 35.59, P < 0.01$)。采用 A 方法的 SSD 重建图像的平均 CT 值为 $(642.96 \pm 12.02)\text{HU}$,采用 B 方法为 $(642.23 \pm 13.23)\text{HU}$,差异无统计学意义($t = 0.129, P = 0.899$)。A、B 两种方法

在行颅骨遮盖后,模拟血管均显示清楚、边缘光滑,可视为去骨成功(图 1~3)。

3 讨论

本研究利用平扫数据重建颅骨的 SSD 3D 图像,并与增强扫描图像重叠,通过工作站“隐藏”(hide)颅骨,从而达到去骨的目的,得到强化的模拟血管 3D 图像。该技术与 VCTDSA 存在两个区别,即扫描方式的不同与重建原理的不同。

3.1 扫描方式 ① VCTDSA 技术要求平扫与增强两次扫描的间隔时间不能太短,否则减影后会丢失部分信息^[7]。该项技术将平扫与增强扫描编入同一序列,即同序列扫描。而本实验平扫与增强为两次独立的扫描序列。② VCTDSA 正式扫描前,需要进行“test”扫描,以明确血管的达峰

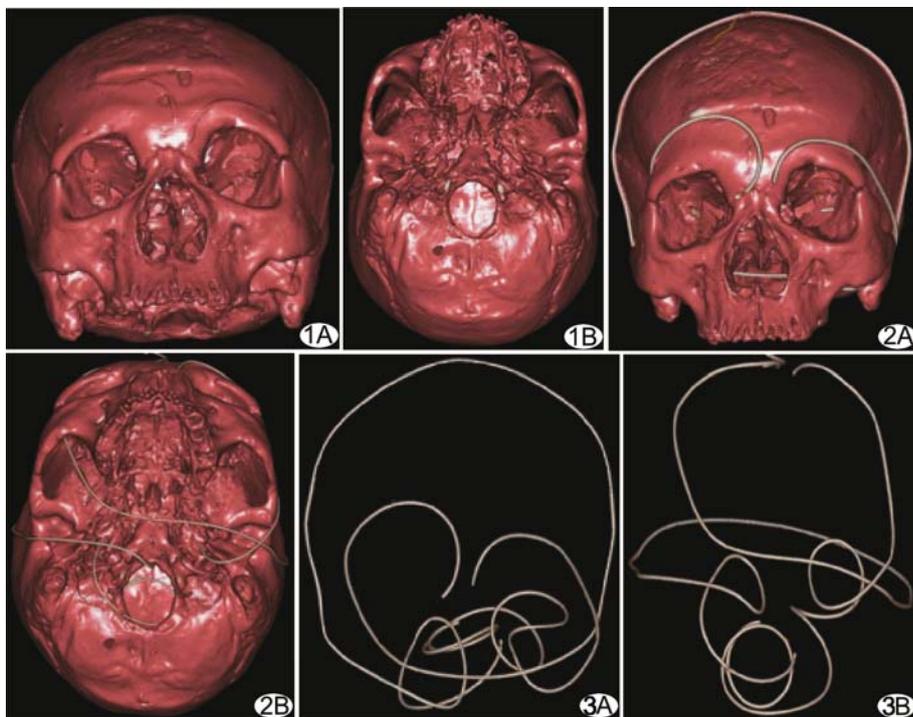


图 1 用平扫数据完成颅骨的 SSD 重建,并保存相应序列 图 2 将保存的 SSD 序列与增强序列重叠 图 3 通过工作站将颅骨隐藏,展示出完整的塑料软管,颅骨去除成功

时间^[6-7]。而“test”扫描确定的达峰时间具有经验性,不能保证所有患者都能达到满意效果。本研究两次扫描相互独立,故增强时可以使用“smart”扫描,从而保证最好的效果。

3.2 重建原理 SSD 重建原理是以薄层重建的轴位图像为基础,确定兴趣区的合适阈值,即以拟成像组织的 CT 值为界线,对二维图像进行三维合成。凡高于该阈值的像素作等密度及平均化处理,舍弃低于此阈值的所有像素。因此本技术实质为 3D 图像遮盖。而 VCTDSA 技术的重建原理是以增强的 2D 图像像素减去平扫的 2D 图像像素,再将减影后的图像进行 3D 合成。SSD 的等密度处理及平均化处理导致两种技术存在显著的区别:①为保证两次图像像素的一致性,VCTDSA 需要将球管的起始曝光点固定在同一位置,方法为扫描时间是球管曝光时间的整数倍^[3-7]。但本研究中,在两次扫描间隔时间内,球管处于停顿状态,无法保证这一点,故两次扫描的图像像素可能会存在一定的偏差,但并未对结果造成明显影响。原因是 SSD 重建是将不同的像素做等密度处理,这种像素差异在确定合适的阈值后被自动纠正。②为降低患者接受的辐射剂量,VCTDSA 的平扫与增强序列采用不同的管电压及管电流。研究^[5]显示管电压的变化会影响两次扫描图像的实际 CT 值,即管电太低,导致 X 线穿透力下降,组织的 X 线吸收率增加,进而使组织密度增加,CT 值增高,最终影响重建图像的 CT 值。而本研究结果显示,B 方法采用不同的管电压及管电流扫描,SSD 平均 CT 值为 (642.23 ± 13.23) HU, A 方法为 (642.96 ± 12.02) HU,差异无统计学意义。SSD 重建是将不同的像素做了平均化处理,消除了差异。

基于上述分析,影响 VCTDSA 图像质量的三大关键技术,即同序列、控制球管曝光点、平扫与增强序列采用不同的管电压及管电流均不会对图像质量产生明显影响。这也是利用 SSD 进行头部 CTA 去骨成像技术的优势所在。

3.3 人体应用的可行性 SSD 重建遮盖颅骨在技术上是可行的,但能否应用于人体,患者所受的辐射剂量是必须考虑的首要因素。目前对于头部 CTA 的辐射剂量尚无绝对的衡量标准。刘昌盛等^[8]研究显示头颈部 CTA 的辐射剂量一般为 $3850 \text{ mGy} \cdot \text{cm}$ 。本研究中采用 A 方法的 DLP 值为 $(1215.25 \pm 41.35) \text{ mGy} \cdot \text{cm}$,采用 B 方法为 $(701.90 \pm 19.24) \text{ mGy} \cdot \text{cm}$,均低于文献

报道。B 方法的平扫与增强采用了不同的管电压和管电流,并且增大了螺距,两者的 DLP 差异具有统计学意义,明显降低了辐射剂量,与吕发金等^[5]研究一致。但管电压和管电流的降低会导致图像噪声的增加,因此应在保证显示病变的前提下适当允许噪声,以尽量降低辐射剂量。

综上所述,利用 SSD 重建进行头部 CTA 去骨成像是可行的。SSD 重建是多数 CT 后处理工作站的基本功能,其推广范围巨大。但在 SSD 重建中,如阈值选择过高,骨密度略低部位或骨质较薄处易被漏掉,导致遮盖的失败;而阈值过低会将骨边缘的其他组织也包括在成像范围内,使三维图像边缘模糊^[9]。因此,合理选择 SSD 的重建阈值极为重要。本实验用的颅骨模型存放时间较长,骨质疏松明显,无软组织干扰,阈值设定相对单一。目前此技术尚未应用于临床,无法与其他技术进行特异度及敏感度的比较,需要更为深入的研究。

[参考文献]

- [1] Van SM, Venema HW, Majoic CBLM, et al. Automatic bone removal in CT angiography. *Medical Mundi*, 2005,49(1):4-8.
- [2] Adrienne F, Krishna S, Zm L, et al. Evaluation of neuro bone removal algorithms for CT angiography. *International Congress Series*, 2004,1268(3):37-42.
- [3] Fleischmann D. How to design injection protocols for multiple detector-row CT angiography (MDCTA). *Eur Radiol*, 2005, 15 (Suppl 5):E60-E65.
- [4] Irie T, Kajitani M, Yamaguchi M, et al. Contrast-enhanced CT with saline flush technique using two automated injectors: how much contrast medium does it save? *J Comput Assist Tomogr*, 2002,26(2):287-291.
- [5] 吕发金,罗天友,谢鹏,等.数字减影 CTA 图像质量影响因素探讨. *重庆医科大学学报*,2007,32(3):271-274.
- [6] 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中的诊断价值. *中国医学影像技术*,2007,23(1):45-48.
- [7] 黄锡恩,杨烈,何宏伟,等.头颈 64 层螺旋 CT 血管减影成像技术及临床应用. *临床放射学杂志*,2010,29(3):391-394.
- [8] 刘昌盛,查云飞,李茂进,等.头颈部 CTA 两种扫描方式及其辐射剂量的比较分析. *放射学实践*,2009,24(12):1364-1366.
- [9] 王劲,张雪林,李树祥,等.螺旋 CT 多平面重建、三维表面遮盖法重建及容积重建技术在骨盆骨折中的临床应用. *临床放射学杂志*,2001,20(4):302-304.