

四肢 CT 血管成像

DOI: 10.13406/j.cnki.cyx.002085

80 kVp 联合像素闪烁算法在直接法下肢静脉 CT 血管成像中的应用

郁仁强¹, 吕发金¹, 周 旻¹, 彭 刚¹, 张志伟¹, 褚志刚¹, 潘聚东²

(1. 重庆医科大学附属第一医院放射科, 重庆 400016; 2. 加州大学旧金山分校放射和生物影像科, 旧金山 94143)

【摘要】目的:评价 80kVp 联合像素闪烁(pixel shine, PS)算法在直接法下肢静脉 CT 血管成像的辐射剂量和图像质量。**方法:**采用直接法下肢静脉 CT 血管成像, 将 41 例临床诊断为下肢静脉曲张患者随机分为实验组(80 kV)和对照组(100 kV), 对照组采用滤波反投影(filtered back projection, FBP)算法重建, 实验组采用 PS 算法重建。比较 2 种成像技术的容积 CT 剂量指数(CTDIvol)和剂量面积乘积(DLP)。分别选取腰 5 椎体层面图像、股骨头层面图像和腘窝层面图像, 由 2 名放射科医师对以上图像的图像质量和噪声做主观评分, 并测量、计算静脉血管 CT 值、图像噪声、信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast-to-noise ratio, CNR)。**结果:**实验组的 CTDIvol 和 DLP 明显低于对照组($t=-89.95, P<0.01$; $t=-35.83, P<0.01$); 2 名医师的主观图像质量评价的一致性较好($\kappa=0.78, P<0.01$), 2 组图像主观质量评分在下腔静脉、股静脉和腘静脉的差异均无统计学意义($P=0.17, P=0.92, P=0.75$); 2 组患者在图像噪声方面无统计学差异, 但在血管 CT 值、SNR 和 CNR 上, 实验组明显高于对照组(均 $P<0.01$)。**结论:**80 kVp 联合像素闪烁算法可以常规在直接法下肢静脉 CT 血管成像中使用, 降低辐射剂量, 提高血管增强 CT 值、SNR 和 CNR。

【关键词】像素闪烁; 计算机断层成像; 直接法下肢静脉 CT 血管成像; 辐射剂量; 图像质量

【中图分类号】R814.42

【文献标志码】A

【收稿日期】2018-10-30

Application of pixel shine algorithm at 80 kVp in direct CT venography of the lower extremities

Yu Renqiang¹, Lü Fajin¹, Zhou Yang¹, Peng Gang¹, Zhang Zhiwei¹, Chu Zhigang¹, Pan Judong²

(1. Department of Radiology, The First Affiliated Hospital, Chongqing Medical University;

2. Department of Radiology & Biomedical Imaging, University of California)

【Abstract】Objective: To evaluate the radiation dose and image quality of pixel shine(PS) algorithm at 80 kVp in direct computed tomography(CT) venography of the lower extremities. **Methods:** Forty-one patients who were clinically diagnosed with lower extremity varices and underwent direct CT venography of the lower extremities were randomly assigned to experimental group(80 kV) and control group(100 kV). Filtered back projection(FBP) and PS algorithm were used for reconstruction in the control group and the experimental group, respectively. The volume CT dose index(CTDIvol) and the dose-length product(DLP) were compared between the two imaging techniques. The images of the fifth lumbar vertebra, the femoral head, and the popliteal fossa were selected. Two radiologists gave subjective scores for quality and noise of the above images. Venous vessel CT value, image noise, signal-to-noise ratio(SNR), and contrast-to-noise ratio(CNR) were measured and calculated. **Results:** The experimental group had significantly lower CTDIvol and DLP than the control group($t=-89.95, P<0.01$; $t=-35.83, P<0.01$). The two radiologists achieved a high consistency in subjective evaluation of image quality($\kappa=0.78, P<0.01$). There were no significant differences in the subjective scores for image quality of the inferior vena cava, the femoral vein, or the popliteal vein between the two groups($P=0.17, P=0.92$, and $P=0.75$). There was no difference in image noise between the two groups. However, the experimental group had significantly higher vessel CT value, SNR, and CNR than the control group(all $P<0.01$). **Conclusion:** PS algorithm at 80 kVp can be routinely used in direct CT venography of the lower extremities

作者介绍: 郁仁强, Email: 232564917@qq.com,

研究方向: CT 低剂量、MR 脑功能成像及医学影像技术教育。

通信作者: 吕发金, Email: fajinlv@163.com。

优先出版: <http://kns.cnki.net/kcms/detail/50.1046.r.20190419.1734.006.html>

(2019-04-22)

to reduce radiation dose and improve vessel CT value, SNR, and CNR.

【Key words】pixel shine; computed tomography; direct CT venography of the lower extremities; radiation dose; image quality

静脉曲张是临床上的常见病及多发病,其并发症会严重影响患者的身心健康,降低患者的生活质量^[1-2]。直接法下肢静脉 CT 血管成像可以快速、准确显示曲张的静脉血管,且不会有动脉血管的干扰,再加上后处理技术可以一次性、直观显示全程血管^[3-4],目前在临床上已广泛应用。高的辐射剂量是下肢静脉 CT 血管成像的主要缺点。降低辐射剂量的主要方法有降低管电压、降低管电流、增大扫描螺距及迭代算法等。本文通过一种新的软件算法成像,该算法是一种基于深度学习的人工智能技术,通过改善低管电压下的图像质量,来达到降低直接法下肢静脉 CT 血管成像的辐射剂量。

1 资料与方法

1.1 一般资料

选择 2018 年 1 月至 2018 年 9 月期间在 XX 医院就诊的患者,纳入标准:①临床诊断为单纯下肢静脉曲张患者,不伴有溃疡等并发症;②无心、肝、肾功能不全及碘对比剂过敏史,可以配合完成 CTV 检查者;③下肢未接受手术者。共纳入研究患者 41 人,其中男性 31 人,女性 10 人,年龄 46~82 岁,平均年龄(59.90 ± 8.97)岁,体质指数(body mass index, BMI) $17.92 \sim 27.89 \text{ kg/m}^2$,平均 BMI 为(22.67 ± 2.86) kg/m^2 ,患者随机分组,最终实验组 20 人,对照组 21 人。本研究获得本院伦理委员会批准,每位患者检查前均签署知情同意书。

1.2 扫描及重建方法

患者仰卧位,头先进,避免患者腰以下部位压迫影响静脉回流,并用压脉带置于双脚踝处充盈。使用西门子 128 层 CT 机(SOMATOM Definition AS, Siemens, Germany),实验组管电压 80 kV,采用联合像素闪烁(pixel shine, PS)算法重建;对照组管电压 100 kV,采用滤波反投影(filtered back projection, FBP)算法重建,其余参数均一致;CARE dose4D 技术扫描,参考管电流量 100 mA,探测器 128 mm $\times$ 0.6 mm,螺距 1.0,重建卷积核 B31,重建层厚/层间距 5 mm/5 mm。扫描方向从足到头,扫描从腰 3 椎体到足尖。优维显(Iopromide, 370 mgI/mL)40 mL,用 360 mL 生理盐水稀释(对比剂:生理盐水=1:9),采用双筒高压注射器以 3 mL/s 总流率经双侧足背静脉同时注射,于 40 s 开始监测下腔静脉下端(腰 5 椎体上缘水平)。当观察下腔静脉强化 CT 值不再升高且强化均匀后,启动扫描,扫描结束即停止对比剂注射。检查完成后,记录对比剂用量及扫描长度。

1.3 辐射剂量

下肢 CT 缺乏统一的组织的有效剂量转换因子^[5-6],选用

CT 机上记录的容积 CT 剂量指数(CTDIvol)和剂量长度乘积(DLP)作为辐射剂量指标,评价直接法下肢静脉 CT 血管成像检查的辐射剂量水平。

1.4 图像质量评价

1.4.1 主观图像质量评价 将所有患者的图像传至工作站(MMWP workstation, Siemens, Germany),固定窗宽 450 HU,窗位 50 HU。分别由诊断经验 4 年和 8 年的医师分别按 5 分法,从图像的噪声、伪影、对比度和对比剂充盈情况 4 个方面评价图像质量:5 分,没有明显的噪声和伪影,图像对比度良好,血管内对比剂充盈均匀;4 分,有轻微的噪声,极少的伪影,图像对比度可,血管内对比剂充盈欠均匀;3 分,有一定的噪声和伪影,图像对比度欠佳,血管内对比剂充盈稍差,但不影响诊断;2 分,有明显的噪声和伪影,图像对比度差,血管内对比剂充盈差,医师诊断信心下降;1 分,有非常明显的噪声和伪影,图像对比度极差,血管内对比剂充盈明显不均,医师无法诊断。如 2 位医师评价结果不一致时,由 2 位医师商量后给出评价结果。

1.4.2 客观图像质量评价 分别从每个患者的影像图像中选取腰 5 椎体下腔静脉层面图像、股骨头层面图像和膈窝层面图像,选取血管内强化均匀的部分测量,测量 ROI 的面积为血管腔大小的 1/4~1/2,测量静脉血管 CT 值的平均值和标准差,再测量同层面肌肉 CT 值的平均值,静脉血管 CT 值的标准差作为图像噪声。SNR 和 CNR 的计算方法:SNR=静脉血管平均 CT 值/静脉血管 CT 值的标准差;CNR=(静脉血管平均 CT 值-同层面肌肉平均 CT 值)/静脉血管 CT 值的标准差。

1.5 统计学分析

采用 SPSS 19.0 软件进行统计学分析,计量资料用均数 $\pm$ 标准差($\bar{x} \pm s$)表示,对年龄、BMI、扫描长度、对比剂用量、辐射剂量、CT 值、噪声、SNR、CNR 使用两独立样本 t 检验进行比较,2 组的性别使用卡方检验,图像质量主观评分之间的差异采用 Mann-Whitney-U 秩和检验进行比较。使用 Kappa 检验判断 2 名评价者评分的一致性。 $\kappa \geq 0.80$ 时,表示一致性非常好;当 $0.80 > \kappa \geq 0.6$ 时,表示一致性较好;当 $0.60 > \kappa \geq 0.4$ 时,表示一致性一般;当 $\kappa < 0.4$ 时,表示一致性差。检验水准 $\alpha = 0.05$ 。多组间两两比较采用经 Bonferroni 校正的检验水准。

2 结果

2.1 一般资料的比较结果

2 组患者在性别、年龄、BMI、扫描长度及对比剂用量上差异均无统计学意义,其结果见表 1。

表 1 2 组患者的一般资料比较

组别	性别(男/女)	年龄(岁)	BMI(kg/m^2)	扫描长度(cm)	对比剂用量(mL)
实验组($n=20$)	16/4	57.95 ± 7.71	22.88 ± 2.65	110.25 ± 4.41	22.02 ± 1.64
对照组($n=21$)	15/6	61.76 ± 9.89	22.47 ± 3.10	110.46 ± 6.31	20.96 ± 2.43
χ^2/t 值	0.14	-1.37	0.46	-0.13	1.63
P 值	0.52 ^a	0.18	0.65	0.90	0.11

2.2 辐射剂量的比较结果

实验组的 CTDIvol 和 DLP 分别为 (1.26 ± 0.03) mGy、 (138.70 ± 6.49) mGy·cm, 对照组的 CTDIvol 和 DLP 分别为 (2.86 ± 0.07) mGy、 (316.28 ± 21.23) mGy·cm, 2 组在 CTDIvol 和 DLP 上差异均有统计学意义 ($t=-89.95, P=0.000; t=-35.83, P=0.000$)。

2.3 图像质量评价比较结果

2.3.1 主观图像质量评价比较结果 所有图像均能满足诊断要求, 即得分均在 3 分及其以上。2 名医师的主观图像质

量评价的一致性较好 ($\kappa=0.78, P<0.01$)。2 组图像主观质量评分在腰 5 椎体下腔静脉层面图像、股骨头层面图像和胸窝层面图像的差异均无统计学意义 ($P=0.17, P=0.92, P=0.75$)。不同层面的图像及不同主观图像质量评价得分, 如图 1 所示。

2.3.2 客观图像质量评价比较结果 2 组患者在图像噪声方面差异无统计学意义, 但在血管 CT 值、SNR 和 CNR 上, 实验组均明显高于对照组, 差异有统计学意义, 见表 2。下腔静脉层面图像的比较见图 2。

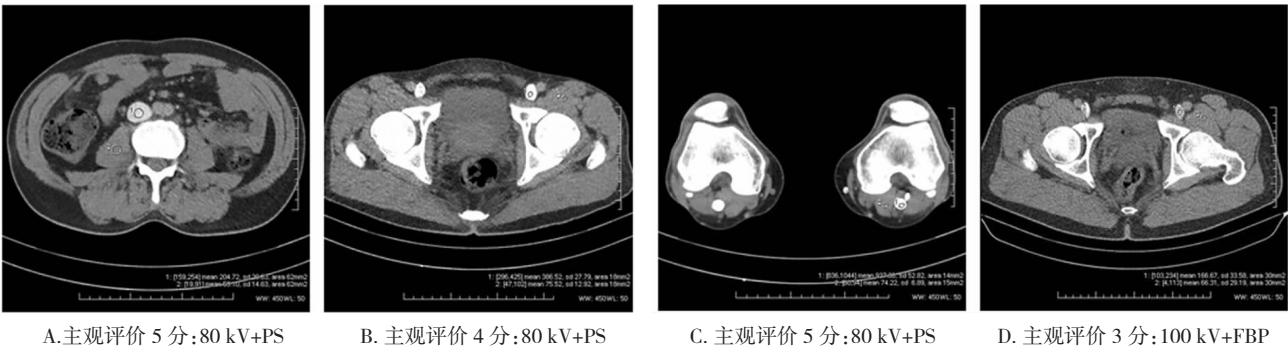


图 1 不同层面及不同主观图像质量评价得分的图像

表 2 2 组患者的客观图像质量比较

客观图像质量		实验组 (n=20)	对照组 (n=21)	t 值	P 值
CT 值 (HU)	下腔静脉	258.71 ± 36.28	147.33 ± 26.76	11.23	0.000
	股静脉	362.03 ± 56.51	232.22 ± 42.31	8.35	0.000
	腘静脉	959.53 ± 32.44	672.19 ± 60.39	18.84	0.000
噪声	下腔静脉	22.15 ± 1.65	22.87 ± 1.36	-1.52	0.140
	股静脉	26.27 ± 2.40	24.79 ± 3.56	1.55	0.130
	腘静脉	61.36 ± 6.09	65.68 ± 8.64	-1.84	0.070
SNR	下腔静脉	11.76 ± 2.08	6.46 ± 1.15	10.18	0.000
	股静脉	13.80 ± 2.02	9.48 ± 1.83	7.19	0.000
	腘静脉	14.65 ± 1.81	10.41 ± 1.82	9.82	0.000
CRN	下腔静脉	9.02 ± 1.85	3.90 ± 1.11	10.82	0.000
	股静脉	11.18 ± 2.01	7.34 ± 1.84	6.40	0.000
	腘静脉	14.49 ± 1.74	9.40 ± 1.67	10.22	0.000

注: 比较三层面图像采用经 Bonferroni 校正的检验水准 $\alpha=0.05/3=0.017$

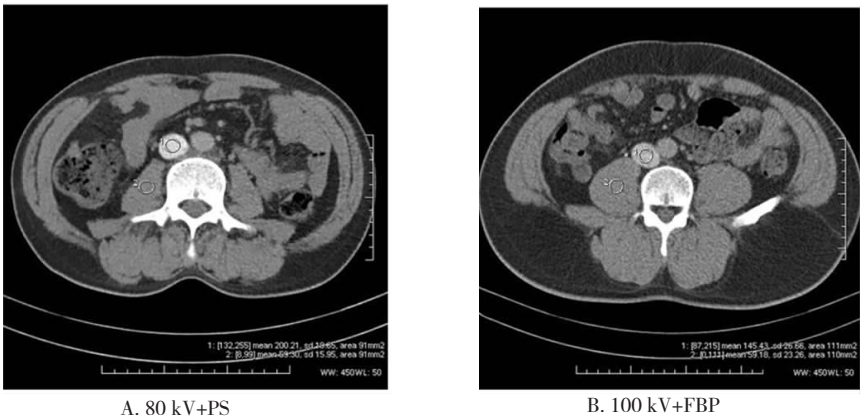


图 2 下腔静脉层面图像的比较

3 讨论

下肢静脉曲张是一种常见的慢性周围血管疾病,其并发症会导致患者的生活质量下降、工作时长降低,并增加医疗费用支出^[7]。选择单纯下肢静脉曲张患者,不伴有溃疡等并发症纳入研究,2 组患者常规指标如性别、年龄和 BMI 的基线特征相似,扫描长度和对比剂用量的基线特性也无差异,说明本研究的试验设计较为合理、可信。

国内学者^[8]对下肢静脉 CT 血管成像在下肢静脉曲张中的应用研究表明,该技术在诊断及术后评估下肢静脉曲张中,对交通静脉显示优良率较高,对深静脉显示也具有特殊优势。降低管电压可以明显降低辐射剂量,但同时图像噪声也会明显增加^[9]。为了降低辐射剂量的同时,保证图像质量满足诊断需求,本团队采用 80 kVp 联合像像素闪烁算法(实验组)行直接法下肢静脉 CT 血管成像。

像素闪烁算法是一种基于深度学习的人工智能技术,通过建立人工神经网络,对低剂量高噪声的图像质量和相应的高剂量低噪声图像进行配对,经过大量图像像素水平学习后,可以由低剂量高噪声的图像生成高剂量低噪声的图像。像素闪烁算法被证实为一种可靠的重建算法,重建的图像质量较标准重建算法更优,目前仅有在肾脏低剂量 CT 灌注扫描和腹部 CT 平扫方面研究的报道^[10-11],尚未见双下肢大范围扫描及血管成像方面经验的报道。

80 kVp 联合像像素闪烁算法(实验组)行直接法下肢静脉 CT 血管成像与 100 kVp 联合 FBP 算法(对照组)相比,患者接受的辐射剂量明显降低(CT-DIvol 降低了 55.94%;DLP 降低了 56.15%);虽然图像噪声未见明显降低,但静脉血管 CT 值、SNR 和 CNR 明显升高。在腰 5 锥体层面图像中,静脉血管 CT 值、SNR 和 CNR 分别升高了 75.60%、82.04%、131.28%;在股骨头层面图像中,静脉血管 CT 值、SNR 和 CNR 分别升高了 55.90%、45.57%、52.32%;在腘窝层面图像中,静脉血管 CT 值、SNR 和 CNR 分别升高了 42.75%、40.73%、54.15%。故在直接法下肢

静脉 CT 血管成像时,使用 80 kVp 联合像像素闪烁算法,可以获得与 100 kVp 联合 FBP 算法相似噪声的图像,而静脉血管 CT 值、SNR 和 CNR 明显升高,但患者所接受的辐射剂量可以降低一半以上。

本研究尚存在以下不足:采集的样本量较少,统计结果可能会存在一定偏倚;未纳入全部关于下肢静脉曲张的相关疾病基线指标,可能会对研究结果产生一定的影响;没有对重组后的三维图像进行对比研究;入组病种单一,没有对下肢静脉常见的血栓栓塞等病变检出纳入研究。

参 考 文 献

- [1] Fan CM. Epidemiology and pathophysiology of varicose veins[J]. Techniques in Vascular and Interventional Radiology, 2003, 6(3): 108-110.
- [2] 何 静,王 军,杨 涛. 慢性下肢静脉疾病的流行病学研究现状[J]. 中国血管外科杂志(电子版), 2018, 10(1): 71-78.
- [3] 姜建威,殷允娟,常 军,等. 直接法 CT 静脉造影对下肢静脉曲张的诊断价值[J]. 中国医学影像学杂志, 2013, 21(11): 825-828.
- [4] 姜 岚,吕富荣,赵 渝,等. 双源 CT 直接静脉造影在下肢静脉性溃疡诊断中的价值[J]. 重庆医科大学学报, 2014, 38(5): 733-736.
- [5] Saltybaeva N, Jafari ME, Hupfer M, et al. Estimates of effective dose for CT scans of the lower extremities[J]. Radiology, 2014, 273(1): 153-159.
- [6] Pan YN, Li AJ, Chen ZQ, et al. Improved image quality and decreased radiation dose of lower extremity computed tomography angiography using low-tube-voltage and adaptive iterative reconstruction[J]. Journal of Computer Assisted Tomography, 2016, 40(2): 272-276.
- [7] Zhang M, Qiu T, Bu X, et al. A national survey on management of varicose veins in china[J]. J Vasc Surg Venous Lymphat Disord, 2018, 6(3): 338-346.e1.
- [8] 何玉洁,吴清华,姜建威. 螺旋 CT 静脉造影成像评价下肢静脉曲张交通静脉显影价值[J]. 实用放射学杂志, 2017, 33(2): 262-279.
- [9] 袁 颖,卢东生,钟朝辉. 管电压对胸部 CT 图像质量及辐射剂量的影响[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(2): 69-72.
- [10] 刘静红,刘爱连,陶奉明,等. 像素闪烁算法在肾脏低剂量 CT 灌注扫描中的应用[J]. 中华放射医学与防护杂志, 2018, 38(5): 386-389.
- [11] 赵 莹,刘爱连,刘静红,等. 基于深度学习的像素闪烁算法对高体质量指数患者低剂量腹部 CT 平扫图像质量的影响[J]. 中国医学影像技术, 2018, 34(3): 434-438.

(责任编辑:唐秋姗)