

# 虚拟单能量图像结合深度学习图像重建算法改善门静脉成像质量的研究

程燕南,程燕飞,张露,张雪艳,李剑颖,黎星,唐久岚,曹瑞雪,同维,郭建新

**【摘要】** 目的:探讨能谱 CT 虚拟单能量图像(50 keV)结合深度学习图像重建(DLIR)在提高门静脉图像质量方面的应用价值。方法:回顾性纳入 63 例接受三期双能 CT 尿路成像(平扫+门脉期+排泄期)的患者。采用 60%-ASiR-V 和高、中、低(H、M、L)水平 DLIR 方法对门静脉期图像进行重建,获得 5 组单能量图像,即 74 keV+60%-ASiR-V(相当于常规 120 kVp)、50 keV+60%-ASiR-V、50 keV+DLIR-L、50 keV+DLIR-M 和 50 keV+DLIR-H。对门静脉及其分支的图像质量进行定量[CT 值、标准差、CNR 和边缘上升斜率(ERS)]和定性评估(图像噪声、伪影、血管对比度和门静脉小分支显示)和比较。结果:与 74 keV+60%-ASiR-V 图像相比,50 keV+DLIR-M/DLIR-H 图像具有更高的 CNR 和 ERS,且血管对比度和肝内门静脉小分支显示情况的评分更高,差异均有统计学意义( $P<0.05$ );此外,与 50 keV+60%-ASiR-V 图像相比,DLIR-H 图像的噪声更低和噪声评分更高( $P<0.05$ )。各组之间图像伪影评分的差异无统计学意义( $P>0.05$ )。结论:与 74 keV+60%-ASiR-V 相比,DLIR-M 和 DLIR-H 50 keV 单能量图像在血管对比度、锐利度和肝内门静脉小分支显示及图像噪声方面表现更佳。

**【关键词】** 虚拟单能量图像;深度学习;图像重建;门静脉;图像质量

**【中图分类号】** R814.42;R543.6 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2026)04-0465-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2026.04.018

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**A study on improving image quality in CT portal venography by combining virtual monoenergetic images with deep learning image reconstruction algorithms** CHENG Yan-nan, CHENG Yan-fei, ZHANG Lu, et al. Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710061, China

**【Abstract】 Objective:** This study aimed to investigate the application value of virtual monoenergetic images (VMI) in dual energy spectral CT (50keV) combined with deep learning image reconstruction (DLIR) in improving image quality in computed tomography portal venography (CTPV). **Methods:** Sixty-three patients underwent three-phase dual energy CT urography (unenhanced, portal venous and excretory phase) were retrospectively included. Images in the portal venous phase were reconstructed using 60%-ASiR-V or different level (high, medium and low) DLIR method, and five groups of monoenergetic images were obtained, including 74keV with 60%-ASiR-V (equivalent to conventional 120kVp image), 50keV with 60%-ASiR-V, DLIR-L, DLIR-M and DLIR-H images. Quantitative indexes including CT value, noise, contrast-to-noise ratio (CNR) and edge rise slope (ERS), and qualitative indexes including image noise, artifact, vascular contrast and display of small branches of portal vein and its branches were evaluated and compared. **Results:** Compared with 74keV 60%-ASiR-V images, DLIR-M and DLIR-H 50keV monoenergetic images had significantly higher CNR and ERS, as well as higher scores in the vascular contrast and display of small branches of intrahepatic portal vein, the difference was significant ( $P<0.05$ ). Moreover, DLIR-H images had significantly lower image noise and higher scores in the image noise in comparison with the 50keV 60%-ASiR-V images. No significant difference was found among the five groups in image artifacts. **Conclusion:** DLIR-M and DLIR-H 50keV monoenergetic images have better image quality in terms of vascular contrast, sharpness, display of small branches and image noise in CTPV in comparison with 74keV 60%-ASiR-V images.

**【Key words】** Virtual monoenergetic images; Deep learning; Image reconstruction; Portal vein; Image quality

作者单位:710061 陕西西安,西安交通大学第一附属医院医学影像科(程燕南、张雪艳、黎星、唐久岚、曹瑞雪、郭建新),神经内科(程燕飞),泌尿外科(张露);100176 北京,通用电气公司 CT 研发中心(李剑颖);710061 陕西西安,西安交通大学第一附属医院放射管理办公室(同维)

作者简介:程燕南(1994-),女,山西临汾人,硕士,主管技师,主要从事 CT 与 MRI 检查技术及应用优化工作。

通讯作者:郭建新, E-mail: gjx1665@xjtu.edu.cn

基金项目:陕西省重点研发计划项目(2023-YBSF-068; 2025-SF-YBXM-374);陕西省重点研发计划项目-高校联合项目(2020GXLH-Y-026);西安交通大学第一附属医院临床研究课题(XJTU1AF-CRF-2019-013)

CT 门静脉成像(computed tomography portal venography, CTPV)因其敏感性和特异性高,已成为评估门静脉及其分支最常用的无创性影像学方法之一<sup>[1]</sup>。传统门静脉成像主要依赖于单次注射大量碘对比剂使门静脉强化,与周围组织形成良好对比。然而,大量使用碘对比剂会引起碘外渗和对比剂肾病等并发症的发生<sup>[2,3]</sup>。能谱 CT 及低能级单能量 CT 技术的应用,有望减少对对比剂的用量,进一步优化门静脉成像

的质量<sup>[4-5]</sup>。然而,低能级单能量 CT 扫描时光子数量减少,使得图像噪声急剧增加。既往研究表明,迭代重建算法在减少图像噪声和提高图像对比度等方面具有一定价值<sup>[6-10]</sup>。但随着迭代权重的增加,图像上的“蜡样伪影”和“不自然感”会加剧<sup>[11]</sup>。因此,如何降低低能级单能量图像噪声已成为亟需解决的关键问题。

随着人工智能和深度学习技术的飞速发展,其在图像重建领域的应用也愈加广泛。TrueFidelity (GE<sup>TM</sup> Healthcare)是最近 GE 公司新推出的一种深度学习图像重建(deep learning image reconstruction, DLIR)算法,通过使用深度卷积神经网络进行 CT 图像重建,可获得接近标准辐射剂量下滤波反投影法重建图像上的纹理,同时能有效降低图像噪声、抑制条纹伪影、提高图像分辨率和低对比度病变的可检测性<sup>[12]</sup>。已有研究表明该算法在传统 CT 和能谱 CT 成像中均可显著降低图像噪声并提高图像对比<sup>[13-15]</sup>。与自适应统计迭代重建(adaptive statistical iterative reconstruction, ASiR)算法相比,DLIR 算法可以进一步降低图像噪声,提高腹部和颈部血管低能级单能量(40 或 50 keV)CT 扫描的图像质量<sup>[16-17]</sup>,但该技术尚未应用于门静脉成像。因此,本文旨在探讨 DLIR 算法结合低能级单能量图像(50 keV)在提高 CTPV 图像质量中的可行性。

## 材料与方法

### 1. 病例资料

回顾性将 2020 年 7 月—2021 年 2 月因泌尿系疾病于本院行能谱 CT 尿路成像的 147 例患者纳入本研究。纳入标准:年龄 > 18 岁且肾功能正常。排除标准:无原始数据进行 CT 重建( $n=74$ );因呼吸或运动伪影导致图像质量不佳( $n=10$ )。最终纳入 63 例患者,男 37 例,女 26 例,平均年龄( $60.19 \pm 11.24$ )岁,体质指数为( $23.49 \pm 3.03$ )  $\text{kg}/\text{m}^2$ 。本研究获得了第一作者所属机构伦理委员会批准,所有患者签署了 CT 检查知情同意书。

### 2. CT 数据采集及重建

使用 GE Revolution 256 排 CT 机行 CT 平扫及门静脉期(65 s)和排泄期(5~10 min)CT 增强扫描,扫描范围自膈肌至耻骨联合下缘水平,扫描参数:80/140 kVp 瞬时切换,自动管电流调制技术,0.5 s/r,探测器宽度  $80 \times 0.625$  mm,螺距 0.992,噪声指数 11;重建层厚和层间距为 1.25 mm,标准算法。本研究使用了 4 种对比剂:碘帕醇 370( $n=8$ )、碘海醇 350( $n=29$ )、碘克沙醇 320( $n=8$ )和碘美普尔 400( $n=18$ )。经右肘或前臂静脉注射,总量 95 mL,注射流率 4.0~4.5 mL/s,随后以相同流率注射 40 mL 生理盐水。

记录每次扫描的容积 CT 剂量指数和剂量长度乘积,剂量长度乘积乘以腹部 CT 转换因子 $[0.015 \text{ mSv}/(\text{mGy} \cdot \text{cm})]$ 即可得到有效辐射剂量<sup>[18]</sup>。本研究中门脉期扫描的 CT 剂量指数、剂量长度乘积和有效辐射剂量分别为( $10.37 \pm 2.10$ ) mGy、( $486.19 \pm 117.04$ )  $\text{mGy} \cdot \text{cm}$  和( $7.29 \pm 1.75$ ) mSv。

首先,对门静脉期扫描图像进行重建,得到 50 和 74 keV 两种单能量图像;然后,分别采用自适应统计迭代重建(adaptive statistical iterative reconstruction-V, ASiR-V)算法和 3 种强度(低、中等和高强度,对应缩写分别为 L、M 和 H)的 DLIR 算法进行图像重建,得到 5 组图像:74 keV+60%-ASiR-V(相当于常规 120 kVp 图像)<sup>[19,20]</sup>、50 keV+60%-ASiR-V、50 keV+DLIR-L、50 keV+DLIR-M 和 50 keV+DLIR-H。

### 3. 图像质量定量分析

将 5 组重建后图像传输至 AW4.7 工作站,由 1 位具有 9 年腹部影像诊断经验的医师进行分析。所有参数前、后测量 2 次(间隔大于 1 个月),取平均值用于后续统计分析。测量肝脏右后叶、门静脉主干、左、右分支和门静脉属支(脾静脉和肠系膜上静脉近端)、前腹壁皮下脂肪和椎旁肌肉的 CT 值及标准差(standard deviation, SD),测量肝右后叶时注意避开血管和病变(如坏死、出血和钙化等),ROI 大小为  $0.16 \sim 0.78 \text{ cm}^2$ (图 1)。测量过程中,同一测量部位所勾画 ROI 的大小、形状和位置在 5 组图像上保持一致,并在相邻 3 个层面分别进行测量,取 3 个层面测量值的平均值作为最终结果。前腹壁皮下脂肪和椎旁肌肉的 SD 值均用于反映图像噪声。除皮下脂肪和椎旁肌肉之外,计算其它各部位 ROI 的对比噪声比(contrast-to-noise ratio, CNR),计算公式: $\text{CNR} = (\text{CT}_{\text{组织}} - \text{CT}_{\text{肌肉}}) / \text{SD}_{\text{肌肉}}$ (肌肉的 SD 值用于计算 CNR)。此外,采用 Image J 软件测量和计算门静脉主干边缘的 CT 值上升斜率(edge rise slope, ERS)来客观反映图像锐利度,具体方法:平行于门静脉血管走行画一条垂直线,该线要求一侧包含门脉周围的脂肪组织,一侧到门脉血管壁内侧,由此可得到血管边界 CT 值的变化趋势;然后确定 CT 值曲线上最后一个下降点和第一个峰值点,两者间 CT 值差值除以两点间的距离即为 ERS(图 1)<sup>[19,21,22]</sup>。ERS 值越高,代表 CT 值斜率越大,图像越锐利。

### 4. 图像质量定性分析

由 2 位具有 5 年以上腹部诊断经验的放射科医师对图像质量进行主观评价,评价内容包含图像噪声、线束硬化伪影、血管对比度和门静脉远端二级小分支显示情况,采用 5 分制评分细则,具体标准如下。图像噪声:1分为噪声很大,无法诊断;2分为噪声较大,对诊

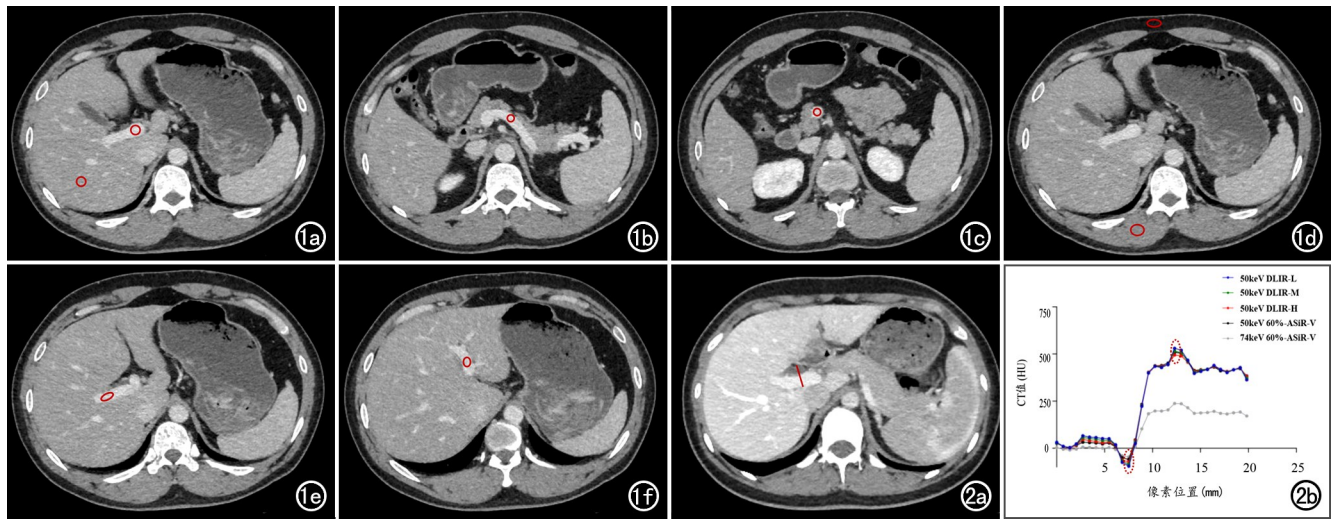


图1 门静脉期增强图像上于门静脉主干及其主要属支内ROI的勾画示例。a)肝右后叶和门静脉主干;b)脾静脉;c)肠系膜上静脉;d)椎旁肌肉和前腹壁皮下脂肪;e)门静脉右主干;f)门静脉左主干。图2 门静脉边缘上升斜率的测量示意图。a)边缘上升斜率测量选择平行于门静脉血管走行画一条垂直线,计算血管边界CT值的变化趋势;b)确定CT值曲线上最后一个下降点和第一个峰值点,两者CT值差除以两点间的距离。

断有一定影响;3分为噪声中等;4分为仅少许噪声;5分为图像细腻,基本无噪声。伪影:1分为伪影很大,无法诊断;2分为伪影较大,对诊断有一定影响;3分为伪影中等;4分为伪影非常小;5分为没有伪影。血管对比度:1分血管对比非常差;2分血管对比较差;3分血管对比一般;4分血管对比较好;5分血管对比非常好。门静脉小分支显示:1分门静脉小分支未见显示;2分为门静脉小分支显示不清;3分为门静脉小分支清晰程度显示中等;4分为门静脉小分支显示较好;5分门静脉小分支显示清晰。评价过程中,要求各组图像的窗宽(400 HU)和窗位(40 HU)保持一致。如有分歧,由2位医师讨论后给出最终结果。为了评价重建算法对肝内门静脉小分支显示的影响,对上述小分支显示率进行评分,评分为1分和2分的小分支标记为未显示,评分大于3分的标记为显示。最后计算小分支在几种重建算法下的显示率。

### 5. 统计分析

所有数据采用 SPSS 25.0 软件进行统计分析。采用重复测量的单因素方差分析和 Friedman 检验分别比较 5 组图像的客观测量值 (CT 值、SD、CNR 和 ERS) 和主观评分 (图像噪声、伪影、血管对比度和小分支的显示); 事后两两比较采用 Bonferroni 检验。采用  $\chi^2$  检验比较不同算法间门静脉小分支显示率的差异。采用加权 Kappa 检验评估 2 位观察者间主观评分的一致性, 采用组内相关系数 (inter-class correlation coefficient, ICC) 评估两位观察者测量和计算的客观定量指标间 (CT 值和 ERS) 的一致性。以  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 结果

### 1. 图像质量定量分析

2 种重建算法下 (DLIR 和 60%-ASiR-V), 门静脉及其分支的 CT 值在 50keV 图像上均显著高于 74 keV 图像 ( $P < 0.05$ )。然而, 50 keV 图像上不同重建算法之间门静脉及其分支的 CT 值无显著差异 ( $P > 0.05$ )。此外, 50 keV + DLIR-H 图像上的噪声均显著低于 50 keV + 60%-ASiR-V 图像, 但仍高于 74 keV + 60%-ASiR-V 图像, 详见表 1。

与 74 keV + 60%-ASiR-V 图像相比, 50 keV + DLIR-M 和 50 keV + DLIR-H 图像的 CNR 显著提高, 尤其是 50 keV + DLIR-H 图像的 CNR 也显著高于 50 keV + 60%-ASiR-V 图像 (肝脏除外)。门静脉主干的 ERS 在 3 组 50 keV + DLIR 图像上均显著高于 74 keV + 60%-ASiR-V 和 50 keV + 60%-ASiR-V 图像, 而 50 keV + DLIR-H 和 50 keV + 60%-ASiR-V 图像之间 ERS 的差异无统计学意义 (88.12 vs. 86.55,  $P > 0.05$ )。随着 DLIR 权重的增加, 图像噪声和 ERS 降低, CNR 增加。

同一位医师前后两次对图像质量客观指标的测量值之间一致性均为良好 (ICC = 0.710 ~ 0.954)。

### 2. 图像质量定性分析

主观评价指标中, 在图像噪声方面, 50 keV + DLIR-M 和 50 keV + DLIR-H 图像的主观评分显著高于 50 keV + 60%-ASiR-V 图像, 其中 50 keV + DLIR-H 图像与 74 keV + 60%-ASiR-V 图像的评分无显著差异 (4.60 vs. 4.65,  $P > 0.05$ ), 详见表 2 和图 2 ~ 4。

表1 各组重建图像上门静脉及其分支图像质量客观评价指标的比较

指标	50keV					P 值	事后比较					
	DLIR-L	DLIR-M	DLIR-H	60%-ASiR-V	60%-ASiR-V		P1 值	P2 值	P3 值	P4 值	P5 值	P6 值
CT 值/HU												
肝脏	188.06±36.45	188.32±36.28	188.58±36.41	188.73±36.07	106.19±15.93	<0.001	0.125	1.000	1.000	<0.001	<0.001	<0.001
门静脉主干	337.97±52.43	337.97±52.45	337.95±52.24	336.82±55.86	159.42±22.41	<0.001	0.098	0.054	0.024	<0.001	<0.001	<0.001
门静脉右支	316.55±53.31	317.08±53.37	317.52±53.45	318.03±53.89	155.56±21.77	<0.001	0.003	0.571	1.000	<0.001	<0.001	<0.001
门静脉左支	325.31±56.51	325.31±56.36	325.28±56.50	326.43±56.96	159.15±22.26	<0.001	0.858	1.000	1.000	<0.001	<0.001	<0.001
脾静脉	352.42±61.20	352.50±61.24	352.61±61.26	352.65±61.01	164.89±25.04	<0.001	1.000	1.000	1.000	<0.001	<0.001	<0.001
肠系膜上静脉	321.34±52.51	321.40±52.39	321.48±52.29	322.44±52.78	153.45±21.23	<0.001	0.059	0.106	0.501	<0.001	<0.001	<0.001
脂肪	-150.04±11.55	-149.86±11.11	-149.79±10.67	-148.63±11.15	-102.32±7.76	<0.001	0.002	0.050	0.050	<0.001	<0.001	<0.001
肌肉	76.47±12.85	76.53±12.47	76.53±12.16	76.48±12.77	54.55±8.21	<0.001	1.000	1.000	1.000	<0.001	<0.001	<0.001
噪声/HU												
SD <sub>脂肪</sub>	22.68±3.79	18.19±3.24	13.44±2.72	17.67±3.46	9.98±1.99	<0.001	<0.001	1.000	<0.001	<0.001	<0.001	0.011
SD <sub>肌肉</sub>	31.45±5.01	25.74±4.23	19.61±3.43	22.95±4.85	13.00±2.68	<0.001	<0.001	0.146	0.007	<0.001	<0.001	0.001
CNR												
肝脏	3.62±1.18	4.43±1.44	5.85±1.91	5.05±1.78	4.07±1.43	<0.001	<0.001	0.001	0.007	0.026	0.184	<0.001
门静脉主干	8.48±1.91	10.39±2.38	13.68±3.21	11.74±3.14	8.31±2.20	<0.001	<0.001	0.083	0.007	1.000	<0.001	<0.001
门静脉右支	7.77±1.81	9.53±2.24	12.58±3.04	10.88±2.85	8.01±2.11	<0.001	<0.001	0.070	0.004	1.000	<0.001	<0.001
门静脉左支	8.06±1.95	9.86±2.39	12.98±3.22	11.25±3.10	8.27±2.17	<0.001	<0.001	0.024	0.008	1.000	<0.001	<0.001
脾静脉	8.95±2.17	10.95±2.68	14.42±3.59	12.48±3.45	8.77±2.49	<0.001	<0.001	0.041	0.016	1.000	<0.001	<0.001
肠系膜上静脉	7.94±1.86	9.72±2.28	12.80±3.05	11.09±2.87	7.85±2.09	<0.001	<0.001	<0.001	0.015	1.000	0.031	<0.001
ERS/HU·mm*	92.34±27.06	89.33±27.51	88.12±25.73	86.55±25.13	46.25±13.78	<0.001	<0.001	<0.001	1.000	<0.001	<0.001	<0.001

注: \* 为门静脉主干处的测量值。DLIR-L vs. 50 keV 60%-ASiR-V, DLIR-M vs. 50 keV 60%-ASiR-V, DLIR-H vs. 50 keV 60%-ASiR-V, DLIR-L vs. 74 keV 60%-ASiR-V, DLIR-M vs. 74 keV 60%-ASiR-V 和 DLIR-H vs. 74 keV 60%-ASiR-V 的统计结果依次记为 P1~P6。

表2 不同重建算法下图像质量主观评分的比较

指标	50keV					P 值	事后比较					
	DLIR-L	DLIR-M	DLIR-H	60%-ASiR-V	60%-ASiR-V		P1 值	P2 值	P3 值	P4 值	P5 值	P6 值
图像噪声	3.63±0.80	4.17±0.71	4.60±0.58	4.19±0.69	4.65±0.54	<0.001	0.001	1.000	0.023	<0.001	0.019	1.0
伪影	4.33±0.64	4.24±0.66	4.22±0.60	4.25±0.64	4.35±0.62	0.050	—	—	—	—	—	—
血管对比度	4.46±0.66	4.49±0.61	4.35±0.62	4.38±0.61	3.70±0.83	<0.001	1.000	1.000	1.0	<0.001	<0.001	<0.001
小分支显示	4.52±0.66	4.54±0.61	4.62±0.63	4.46±0.62	3.03±1.11	<0.001	1.000	1.000	1.0	<0.001	<0.001	<0.001

血管对比度和肝内门静脉小分支显示方面,采用 DLIR 和 ASiR-V60%算法重建的 50 keV 图像上的评分均较 74 keV + 60%-ASiR-V 图像分更高。并且 50 keV 图像上显示的肝内门静脉小分支显示率高于 74 keV 图像(100% vs. 100% vs. 100% vs. 100% vs. 55.6%,  $P < 0.001$ ), 示例见图 2。各组图像伪影评分的差异无统计学意义。

2 位医师对各组图像质量的主观评分之间均具有

较好的一致性(Kappa=0.76~0.89)。

## 讨论

本研究初步探讨了虚拟单能量图像结合深度学习图像重建算法在提高门静脉图像质量的可行性。结果表明,与 74 keV + 60%-ASiR-V 图像(相当于传统 120 kVp 图像)相比,50 keV 结合 DLIR-M 和 DLIR-H 图像在门静脉血管对比度、锐利度和肝内门静脉小分

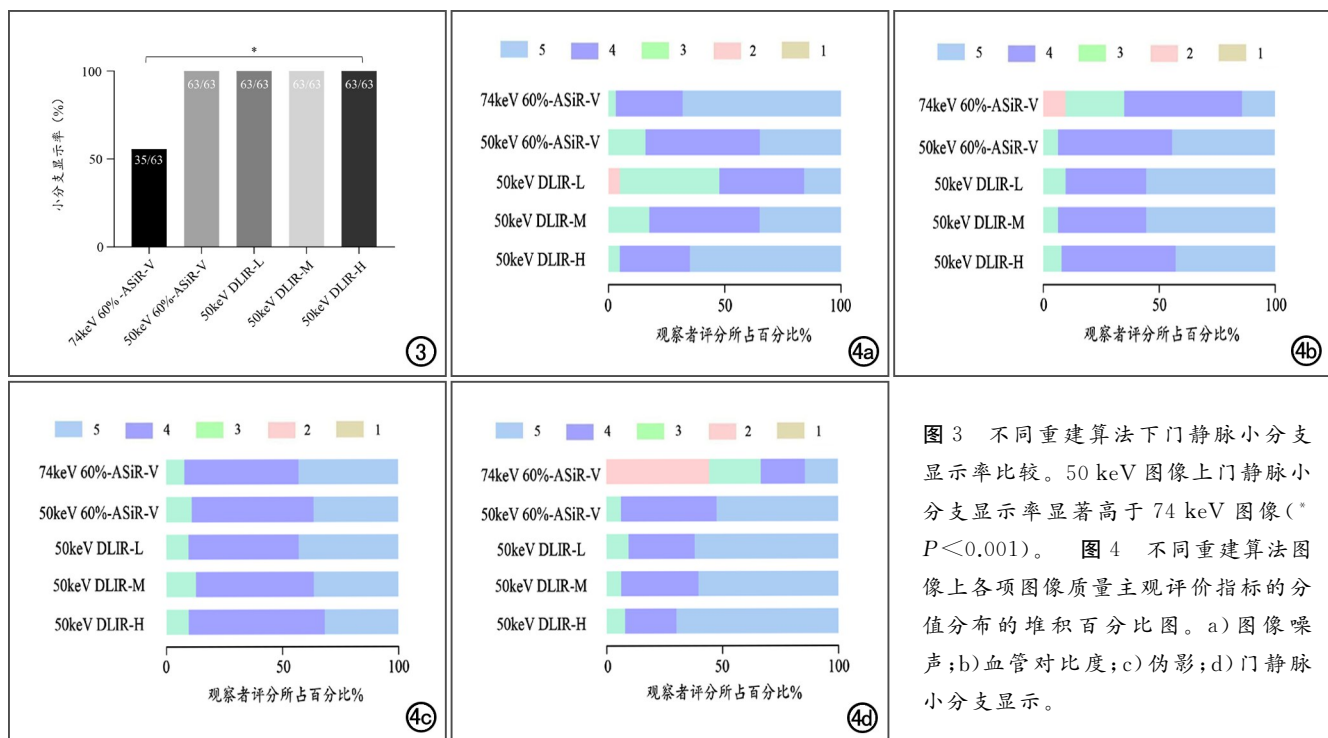


图3 不同重建算法下门静脉小分支显示率比较。50 keV 图像上门静脉小分支显示率显著高于 74 keV 图像( $P < 0.001$ )。图4 不同重建算法图像上各项图像质量主观评价指标的分值分布的堆积百分比图。a) 图像噪声; b) 血管对比度; c) 伪影; d) 门静脉小分支显示。

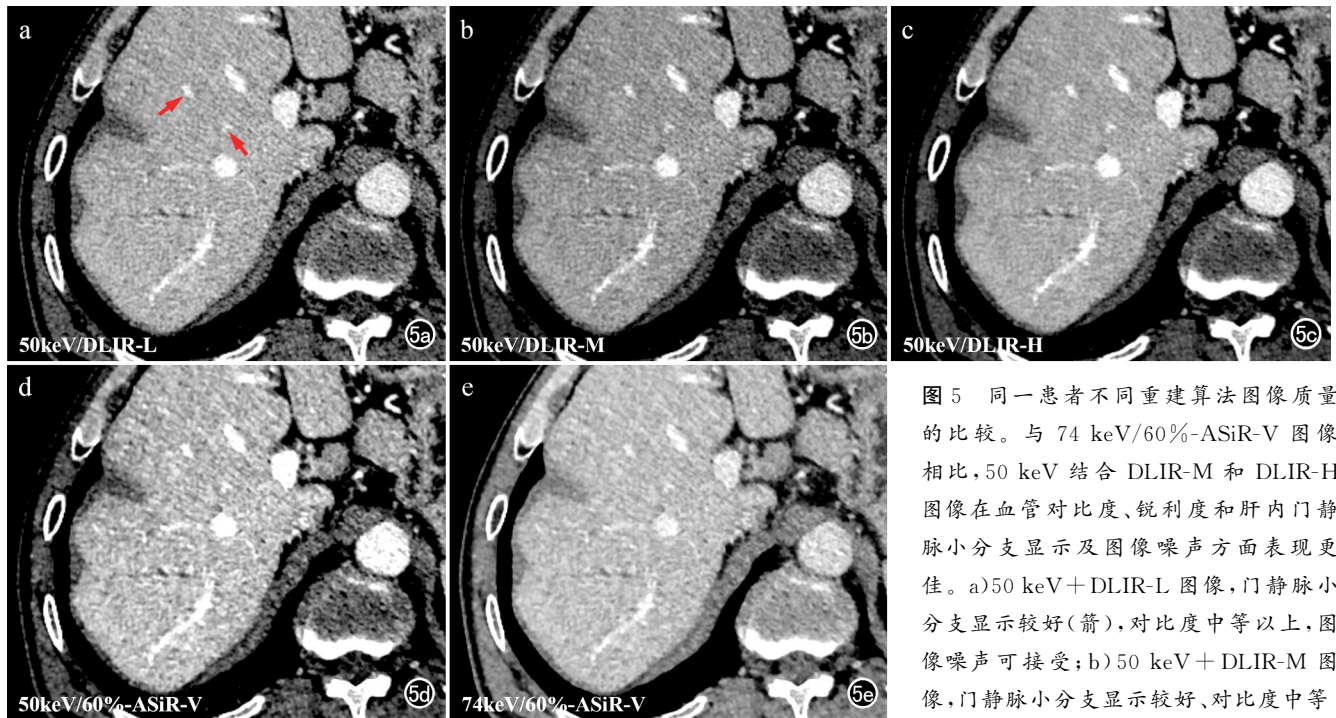


图 5 同一患者不同重建算法图像质量的比较。与 74 keV/60%-ASiR-V 图像相比,50 keV 结合 DLIR-M 和 DLIR-H 图像在血管对比度、锐利度和肝内门静脉小分支显示及图像噪声方面表现更佳。a)50 keV+DLIR-L 图像,门静脉小分支显示较好(箭),对比度中等以上,图像噪声可接受;b)50 keV+DLIR-M 图像,门静脉小分支显示较好、对比度中等

以上、图像噪声中度以上;c)50 keV+DLIR-H 图像,门静脉小分支清晰显示、对比度最佳、图像噪声中度以上;d)50 keV+60%-ASiR-V 图像,门静脉小分支显示较好、对比度中等以上、图像噪声相对较大;e)74 keV+60%-ASiR-V 图像,门静脉小分支可以显示但不清楚、对比度相对较差、图像噪声最小。

支显示方面表现更佳,尤其是 DLIR-H 图像。并且与 60%-ASiR-V 图像比,DLIR-H 算法可以进一步降低 50 keV 图像噪声。以上研究结果有望为门静脉临床诊断提供更优质的图像质量。

为了保证 CTPV 成像质量,既往研究主要通过增加扫描参数和对比剂用量达到血管强化的目的,然而这些措施可能会导致患者接受过多的辐射剂量或增加对比剂肾病的发生风险。随着能谱 CT 技术的快速发展及迭代重建算法的应用和更新,使得 CTPV 技术的优化也得以实现。能谱单能量图像结合自适应统计迭代重建算法,可以显著提高门静脉与周围组织间的对比度、降低图像噪声和碘对比剂用量。Ma 等<sup>[7]</sup>和 Wang 等<sup>[8]</sup>的研究表明,60 keV 结合 40%-ASiR 算法可以显著提高门静脉 CNR,图像质量可与传统的 120 kVp 图像相当,同时减少 25% 的碘对比剂用量。部分研究人员希望通过使用 50 keV 图像进行门静脉成像,以便于进一步降低碘对比剂用量。他们的结果表明,门静脉的 CNR 更高,但图像噪声也进一步增加<sup>[4-6]</sup>。如何在保证图像对比和高质量的情况下,降低噪声是亟需解决的重要问题。近年来临床上逐步引入 CT 成像的新算法,即深度学习图像重建算法,有望在保持图像纹理和空间分辨率的同时,进一步降低图像噪声<sup>[13-17]</sup>。因此,本文着重探讨 DLIR 算法结合 50 keV 图像在改善门静脉图像质量中的可行性。

对图像质量客观指标的分析结果表明,与 74 keV

(相当于 120 kVp)图像相比,50 keV 结合 DLIR-M 和 DLIR-H 图像的 CNR 显著提高,尤其是 DLIR-H 图像。在主观评分方面,50 keV DLIR 图像在血管对比度、肝内门静脉小分支显示方面显著优于 74 keV 图像。这一结果主要与碘在低能级下的 k 缘效应有关:首先,50 keV 图像上的 CT 值显著高于 74 keV 图像<sup>[6]</sup>;其次,DLIR 算法重建图像上图像噪声得到了很好的控制,从而获得较好的图像对比和显示效果。此外,我们发现 DLIR-H 图像噪声明显低于 60%-ASiR-V 图像,表明 DLIR-H 可以进一步降低图像噪声,与以往研究结果基本一致<sup>[21-22]</sup>。而且,本研究中也发现 50 keV DLIR 图像的锐利度优于 60%-ASiR-V 图像,尤其是 DLIR-L 和 DLIR-M。这些结果表明,低能级单能量图像结合 DLIR 算法可以为门静脉提供更高的对比度,进一步降低噪声、提高图像质量。

本研究的局限性:首先,样本量相对较小,这也是回顾性研究不可避免的一个问题。其次,本文回顾性纳入的门静脉增强图像均来源于行 CT 尿路成像的患者,这些患者因临床需要而进行常规能谱 CT 扫描(含门静脉期)并保留原始数据。因此笔者通过该期图像可初步探讨深度学习图像重建算法对于门静脉图像质量优化的可行性。另外,对比剂注射方案未专门针对门静脉进行优化设置,可能导致不同患者之间门静脉强化情况的变异度大。然而,本文中各项参数的数据的比较均基于同一患者,这种影响可以忽略不计。此

外,本文纳入的患者肝功能均正常,因此无需考虑疾病本身对门静脉强化程度的影响。未来我们希望能纳入门静脉高压患者,进一步评估单能量图像结合 DLIR 算法对侧支循环的显示情况。

综上所述,与 74 keV + 60%-ASiR-V 图像比,50 keV 结合 DLIR-M 和 DLIR-H 图像在血管对比度、肝内门静脉小分支显示、锐利度及图像降噪方面表现更佳。

#### 参考文献:

- [1] Kang HK, Jeong YY, Choi JH, et al. Three-dimensional multi-detector row CT portal venography in the evaluation of portosystemic collateral vessels in liver cirrhosis[J]. *Radiographics*, 2002, 22(5): 1053-1061.
- [2] Mehran R, Nikolsky E. Contrast-induced nephropathy: definition, epidemiology, and patients at risk[J]. *Kidney Int Suppl*, 2006, 100(suppl): S11-S15.
- [3] Stacul F, van der Molen AJ, Reimer P, et al. Contrast Media Safety Committee of European Society of Urogenital Radiology (ESUR). Contrast induced nephropathy: updated ESUR Contrast Media Safety Committee guidelines[J]. *Eur Radiol*, 2011, 21(12): 2527-2541.
- [4] Zhao LQ, He W, Li JY, et al. Improving image quality in portal venography with spectral CT imaging[J]. *Eur J Radiol*, 2012, 81(8): 1677-1681.
- [5] Zhao Y, Wu Y, Zuo Z, et al. Application of low concentration contrast medium in spectral CT imaging for CT portal venography[J]. *J Xray Sci Technol*, 2017, 25(1): 135-143.
- [6] Han D, Chen X, Lei Y, et al. Iodine load reduction in dual-energy spectral CT portal venography with low energy images combined with adaptive statistical iterative reconstruction[J/OL]. *Br J Radiol*, 2019, 92(1100): e20180414 [2019-7-10]. DOI: 10.1259/bjr.20180414.
- [7] Ma CL, Chen XX, Lei YX, et al. Clinical value of dual-energy spectral imaging with adaptive statistical iterative reconstruction for reducing contrast medium dose in CT portal venography: in comparison with standard 120kVp imaging protocol[J/OL]. *Br J Radiol*, 2016, 89(1062): e20151022 [2016-5-31]. DOI: 10.1259/bjr.20151022.
- [8] Wang W, Huang J, Wang A, et al. Dual-energy spectral computed tomography with adaptive statistical iterative reconstruction for improving image quality of portal venography[J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2018, 42(6): 954-958.
- [9] 赵晶, 李晓璐, 徐飞, 等. 基于能谱 CT 单能量成像及自适应统计迭代重建技术的门静脉图像质量分析[J]. *放射学实践*, 2015, 30(6): 633-637.
- [10] 马春玲, 陈晓侠, 雷雨欣, 等. 能谱单能量结合低剂量对比剂与常规 CT 增强扫描在门静脉成像中的对比研究[J]. *放射学实践*, 2016, 36(2): 179-182.
- [11] Geyer LL, Schoepf UJ, Meinel FG, et al. State of the art: iterative CT reconstruction techniques[J]. *Radiology*, 2015, 276(2): 339-357.
- [12] Thibault JB, Nett B, Tang J, et al. Technical white paper on deep learning image reconstruction for spectral imaging [EB/OL]. 2023-11-13. truefidelity-for-gsi-whitepaper\_digital\_jb19879xx\_v12\_13nov2023.pdf.
- [13] Tatsugami F, Higaki T, Nakamura Y, et al. Deep learning-based image restoration algorithm for coronary CT angiography[J]. *Eur Radiol*, 2019, 29(10): 5322-5329.
- [14] Akagi M, Nakamura Y, Higaki T, et al. Deep learning reconstruction improves image quality of abdominal ultra-high-resolution CT[J]. *Eur Radiol*, 2019, 29(11): 6163-6171.
- [15] Zhong J, Wang L, Shen H, et al. Improving lesion conspicuity in abdominal dual-energy CT with deep learning image reconstruction: a prospective study with five readers[J]. *Eur Radiol*, 2023, 33(8): 5331-5343.
- [16] Xu JJ, Lönn L, Budtz-Jørgensen E, et al. Quantitative and qualitative assessments of deep learning image reconstruction in low-keV virtual monoenergetic dual-energy CT[J]. *Eur Radiol*, 2022, 32(10): 7098-7107.
- [17] Jiang C, Jin D, Liu Z, et al. Deep learning image reconstruction algorithm for carotid dual-energy computed tomography angiography: evaluation of image quality and diagnostic performance[J/OL]. *Insights Imaging*, 2022, 13(1): e182 [2022-11-26]. DOI: 10.1186/s13244-022-01308-2.
- [18] The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection. ICRP publication 103 [J]. *Ann ICRP*, 2007, 37(2-4): 1-332.
- [19] Chen LH, Jin C, Li JY, et al. Image quality comparison of two adaptive statistical iterative reconstruction (ASiR, ASiR-V) algorithms and filtered back projection in routine liver CT[J/OL]. *Br J Radiol*, 2018, 91(1088): e20170655 [2018-6-6]. DOI: 10.1259/bjr.20170655.
- [20] Xu JJ, Lönn L, Budtz-Jørgensen E, et al. Evaluation of thin-slice abdominal DECT using deep-learning image reconstruction in 74keV virtual monoenergetic images: an image quality comparison[J]. *Abdom Radiol (NY)*, 2023, 48(4): 1536-1544.
- [21] Lee T, Lee JM, Yoon JH, et al. Deep learning-based image reconstruction of 40keV virtual monoenergetic images of dual-energy CT for the assessment of hypoenhancing hepatic metastasis[J]. *Eur Radiol*, 2022, 32(9): 6407-6417.
- [22] Cao L, Liu X, Qu T, et al. Improving spatial resolution and diagnostic confidence with thinner slice and deep learning image reconstruction in contrast-enhanced abdominal CT[J]. *Eur Radiol*, 2023, 33(3): 1603-1611.

(收稿日期: 2025-05-03 修回日期: 2025-08-22)