

## 双能 CT 非线性融合参数优化在腹部血管成像中的价值研究

田红斌, 李晓光, 刘衡, 杨孟予, 张伟国

**【摘要】 目的:**通过对双源双能 CT 非线性融合参数的优化,寻找腹部血管图像质量最佳时融合中心、融合宽度参数值,以提高图像质量。**方法:**回顾性分析 80 例行全腹部双能 CT 增强检查患者的影像资料。以线性融合(LB)为对照组,非线性融合(NLB)为实验组,将融合宽度  $\omega$  固定为 0 HU,通过调整融合中心  $\lambda$  的值,将 NLB 分为 4 组(NLB1: $\lambda=0$  HU, NLB2: $\lambda=150$  HU, NLB3: $\lambda=250$  HU, NLB4: $\lambda=350$  HU)。选取腹部非成对动脉(腹腔干、肠系膜上动脉、肠系膜下动脉)作为研究对象,每例患者比较 5 组图像中 3 支血管分叉处感兴趣区(ROI)的 CT 值、信噪比(SNR)、对比噪声比(CNR),并对 NLB1~4 组中 SNR、CNR 最高和最低的两组(NLB1、NLB4 组)及 LB 组进行图像质量评分。**结果:**NLB1~4 组的血管 CT 值、SNR、CNR 均高于 LB 组( $P<0.001$ )。在腹腔干、肠系膜上动脉 NLB1~4 组中, NLB1~3 组的血管 CT 值、SNR、CNR 均高于 NLB4 组( $P<0.001$ ), NLB1>NLB2>NLB3,但 NLB1、NLB2、NLB3 三组间的血管 CT 值、SNR、CNR 差异无统计学意义( $P>0.05$ )。在肠系膜下动脉中, NLB1 和 NLB2 组的血管 CT 值、SNR、CNR 高于 NLB3 和 NLB4 组( $P<0.05$ ), NLB1>NLB2, 差异无统计学意义( $P>0.05$ ); NLB3 组的血管 CT 值高于 NLB4 组( $P<0.05$ ), NLB3 组的 SNR、CNR 高于 NLB4 组,但差异无统计学意义( $P>0.05$ )。NLB1~4 组的图像噪声均低于 LB 组,差异有统计学意义( $P<0.01$ ), NLB1~4 组间比较差异无统计学意义( $P>0.05$ )。NLB1、NLB4、LB 三组图像质量主观评分优良率均大于 80%, NLB1>NLB4>LB, 差异有统计学意义( $P<0.05$ ), 2 位医师间主观评分一致性良好(ICC 值均>0.75)。**结论:**双源双能 CT 非线性融合技术在腹部血管成像方面具有明显优势,当融合中心  $\lambda$  和融合宽度  $\omega$  均取 0 HU 时,对于非大体重的患者,可以显著提高腹部血管图像质量。

**【关键词】** 双能 CT; 腹部血管急症; 非线性融合; 线性融合; 融合参数

**【中图分类号】** R543.5; R814.42 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2024)09-1184-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2024.09.011

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Value of the optimization selection of non-linear blending parameters of dual-energy CT in the abdominal angiography imaging** TIAN Hong-bin, LI Xiao-guang, LIU Heng, et al. Department of Radiology, Daping Hospital, Army Medical University, Chongqing 400042, China

**【Abstract】 Objective:** To find the optimal blending center and blending width to improve the image quality of the abdominal artery by using a non-linear blending method. **Methods:** Retrospectively analyze the imaging data of 80 patients who underwent whole-abdomen dual-energy CT enhancement. Use linear blending images as the control group and non-linear blending images as the experimental group. The blending width  $\omega$  is fixed at 0HU, and by adjusting the value of blending center  $\lambda$ , NLB is divided into four groups (NLB1: $\lambda=0$  HU, NLB2: $\lambda=150$  HU, NLB3: $\lambda=250$  HU, NLB4: $\lambda=350$  HU). Unpaired arteries in the abdomen (coeliac trunk, superior mesenteric artery and inferior mesenteric artery) were selected as the observation objects. CT values, signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) of the region of interest (ROI) at the bifurcation of the three vessels in 5 groups of images were compared for each patient. The two groups with the highest and lowest SNR and CNR in NLB1~4 (NLB1, NLB4) and LB were scored subjectively. **Results:** The CT values, SNR and CNR of NLB1~4 groups were higher than those in the LB group ( $P<0.001$ ). In the NLB1~4 group of coeliac

作者单位: 400042 重庆, 陆军军医大学大坪医院放射科, 重庆市影像医学与核医学临床研究中心

作者简介: 田红斌(1991-), 男, 云南曲靖人, 硕士, 主治医师, 主要从事腹部影像学研究工作。

通讯作者: 张伟国, E-mail: wgzhang01@163.com

基金项目: 重庆市临床重点专科建设项目(425Z41); 重庆市影像医学与核医学临床医学研究中心(CSTC2015YFPT-gcjsyjzx0175)

trunk and superior mesenteric artery, the CT values, SNR and CNR of NLB1~3 were higher than NLB4 ( $P<0.001$ ), NLB1>NLB2>NLB3, there was no statistical difference in CT value, SNR and CNR among NLB1, NLB2 and NLB3 groups ( $P>0.05$ ). In the inferior mesenteric artery, the CT values, SNR and CNR of NLB1 and NLB2 were higher than those of NLB3 and NLB4 ( $P<0.05$ ), NLB1>NLB2, with no statistically significant difference ( $P>0.05$ ); the CT value of NLB3 was higher than NLB4 ( $P<0.05$ ); the SNR and CNR of NLB3 were higher than NLB4, with no statistically significant difference ( $P>0.05$ ). The noise of NLB1~4 groups was lower than LB, the difference was statistically significant ( $P<0.01$ ), but there was no statistically significant difference between NLB1~4 groups ( $P>0.05$ ). The distinguished achiever ratio of subjective scores of NLB1, NLB4 and LB were all greater than 80%, NLB1>NLB4>LB, the difference was statistically significant ( $P<0.05$ ). The consistency of subjective scores between the two physicians was good (ICC values were both greater than 0.75). **Conclusion:** The dual-source dual-energy CT nonlinear fusion technology has significant advantages in abdominal vascular imaging. When the blending center and blending width are both set to 0HU, the NLB can significantly improve the image quality of abdominal artery, especially for non-heavy-weight patients.

**【Key words】** Dual-energy CT; Abdominal vascular emergencies; Non-linear blending; Linear blending; Blending parameters

腹部血管急症病情凶险、发展迅速、死亡率高,近年来发病率呈上升趋势,主要包括急性肠出血、急性肠缺血、假性动脉瘤及动静脉畸形等<sup>[1]</sup>,早期诊疗对于提高治愈率十分重要。虽然诊断血管性疾病的金标准为 DSA 检查,但其操作复杂、辐射剂量过大,在日常工作中,腹部增强 CT 检查是最重要的常规检查方法,尤其是对于早期腹部血管性病变,采用常规增强 CT 结合相应的后处理,通过提高图像质量来提高疾病诊断效率具有重要临床价值<sup>[2,3]</sup>。

随着 CT 技术的发展尤其是双能 CT 的出现,越来越多地运用于腹部病变的评估。双能 CT 一次扫描可同时获得 100 kVp 和 150 kVp 两种单电压图像,一般来说,低电压(100 kVp)图像对比度分辨率高,噪声也高,高电压(150 kVp)图像对比度分辨率低,噪声也低,常规权重 0.6 的线性融合(60% 100 kVp 图像和 40% 150 kVp 图像的线性混合)产生的图像特征与标准 120 kVp 单能量图像相似<sup>[4]</sup>,然而,无论使用哪种融合比例,由于混合的线性性质,线性融合(linear blending, LB)图像的优点(高对比度)都会部分被其缺点(模糊或噪声)所抵消,为了既能保持图像的高对比度分辨率又降低其噪声,可以使用非线性融合(non-linear blending, NLB)函数来优化处理<sup>[5]</sup>。相关研究表明,基于改进的 sigmoid 混合函数可以显著提高图像融合效果<sup>[6]</sup>,改进的 sigmoid 混合函数基于每个像素的 CT 值,通过融合中心  $\lambda$  和融合宽度  $\omega$  两个参数的调节来使 100 kVp 和 150 kVp 图像各像素按不同比例混合,从而筛选图像质量最佳时的融合参数。本研究旨在探讨运用双能 CT 增强检查,再通过优化选择合

适的融合参数来提高图像质量,便于更为准确地显示腹部血管,有利于早期发现腹部血管性病变。

## 材料与方法

### 1. 病例资料

回顾性选取本院 2023 年 5 月—7 月行全腹部双能 CT 增强扫描的患者 80 例,其中男 46 例,女 34 例,年龄 19~88 岁,平均(55.95 ± 18.53)岁,平均体重指数(body mass index, BMI)为(23.50 ± 3.09) kg/m<sup>2</sup>。病例纳入标准:①行全腹部双能 CT 增强检查;②保存有动脉期、静脉期增强扫描原始数据;③年龄 ≥ 18 岁。病例排除标准:①年龄 ≥ 90 岁;②BMI > 30 kg/m<sup>2</sup>;③图像质量不佳,伪影较重。本研究通过医院伦理委员会批准[伦理批号:医研伦审(2023)第 203 号]。

### 2. 检查方法

采用第三代双源 CT (Somatom Force; Siemens Healthineers, Forchheim, Germany)行全腹部增强检查,扫描范围从膈顶至耻骨联合下缘,采用双能模式,管电压 100 kV/Sn150 kV,利用 Care dose 4D 模式调整实时管电流,双能融合系数 0.6(系统默认值),准直宽度 128 mm × 0.6 mm,旋转时间 0.5 s,螺距 1.2,层间距 0.6 mm,层厚 0.6 mm。使用高压注射器(Ulrich medical, Germany)经右肘正中静脉注入对比剂碘克沙醇(270 mg I/mL),流率 4 mL/s,剂量 1.2 mL/kg,再以相同流率注入 40 mL 生理盐水,在位于腹腔上腹主动脉水平的感兴趣区(region of interest, ROI)达到预定阈值(100 HU)后 7 s 自动触发动脉期扫描,注射对比剂 90 s 后获得静脉期图像。

### 3. 图像后处理与分组

扫描结束获得动、静脉期 100 kVp、Sn150 kVp 图像及权重 0.6 的线性融合(LB)图像, LB 为对照组, 将原始图像传入西门子 Syngo.via 后处理工作站, 在双能量分析中运用“Optimum Contrast”功能进行非线性融合。王玮等<sup>[7]</sup>研究发现当融合宽度  $\omega=0$  时, 可显著提高图像质量, 故本研究将融合宽度  $\omega$  固定为 0, 通过调节融合中心  $\lambda$ , 在  $\lambda$  默认值的前后取值进行分组, 即 NLB1 ( $\lambda=0$  HU,  $\omega=0$  HU)、NLB2 ( $\lambda=150$  HU,  $\omega=0$  HU)、NLB3 ( $\lambda=250$  HU,  $\omega=0$  HU)、NLB4 ( $\lambda=350$  HU,  $\omega=0$  HU), 得到 4 组 NLB 图像作为实验组, 并对每组图像采用多平面重组(multi planar reformation, MPR)、最大密度投影(maximum intensity projection, MIP)和容积再现(volume rendering, VR)等技术进行后处理。

### 4. 数据测量与评价

图像数据测量: 在西门子 Syngo.via 后处理工作站进行数据测量, 在层厚 0.6 mm 轴面原始图像上测量腹腔干近段分叉处(ROI 面积 15~20 mm<sup>2</sup>)、肠系膜上动脉近段分叉处(ROI 面积 15~20 mm<sup>2</sup>)、肠系膜下动脉近段分叉处(ROI 面积 1.5~2.0 mm<sup>2</sup>)血管 CT 值, 测量时选择血管断面中央区放置 ROI, 尽量避免血管壁和钙化区域, 测量血管同层面右侧竖脊肌(ROI 面积 1.5~2.0 cm<sup>2</sup>)CT 值作为对比, 测量前腹壁皮下脂肪(ROI 面积 0.5~1.0 cm<sup>2</sup>)CT 值的标准差(standard deviation, SD)作为图像噪声, 所有测量均在连续层面重复测量 3 次并计算平均值, 每次测量 ROI 的形状、大小、位置保持一致, 根据以下公式计算信噪比(signal to noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast to noise ratio, CNR)<sup>[8]</sup>,  $SNR = CT_{\text{血管}} / SD_{\text{脂肪}}$ ,  $CNR = (CT_{\text{血管}} - CT_{\text{肌肉}}) / SD_{\text{脂肪}}$ , 上述测量由 1 位具有 10 年以上影像诊断经验的高年资医师在未知分组的情况下进行。

图像质量评分: 选取每例患者 NLB1~4 图像中 SNR、CNR 最高和最低的两组(NLB1、NLB4)及 LB

图像进行评分, 隐藏图像上患者信息和扫描参数, 由 2 位具有 10 年以上影像诊断经验的高年资医师采用双盲法进行 5 分法评分<sup>[9]</sup>, 评分标准如下: 5 分, 优秀, 图像无明显噪声、伪影, 血管细小分支显示清楚; 4 分, 良好, 图像有轻度噪声、伪影, 血管细小分支欠锐利; 3 分, 中等, 图像有中度噪声、伪影, 血管细小分支显示不佳, 尚能满足诊断要求; 2 分, 差, 图像噪声、伪影严重, 部分血管解剖结构显示不清, 诊断困难; 1 分, 极差, 图像有严重噪声、伪影, 血管主要解剖结构显示不清, 无法诊断。

### 5. 统计学分析

采用 Prism 8.0 软件和 SPSS 27.0 软件进行统计学分析。计量资料以  $\bar{x} \pm s$  表示, 各组间血管 CT 值、SNR、CNR 的比较采用单因素方差分析, 两两间比较采用 LSD-*t* 法。2 位医师对图像质量评分的一致性检验采用组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC), ICC 为 0~0.20 表示一致性程度较差, 0.21~0.40 表示一致性程度一般, 0.41~0.60 表示一致性程度中等, 0.61~0.80 表示一致性程度较强, 0.81~1.00 表示一致性程度很强。以  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 结果

### 1. 腹腔干、肠系膜上动脉、肠系膜下动脉图像的测量参数比较

NLB1~4 组中 3 支血管的血管 CT 值、SNR、CNR 均高于 LB 组( $P < 0.001$ )。在腹腔干、肠系膜上动脉对应 NLB1~4 组中, NLB1~3 组的血管 CT 值、SNR、CNR 均高于 NLB4 组( $P < 0.001$ ), 且 NLB1 > NLB2 > NLB3; NLB1、NLB2、NLB3 三组间血管 CT 值、SNR、CNR 比较差异无统计学意义( $P > 0.05$ )。在肠系膜下动脉中, NLB1 和 NLB2 组的血管 CT 值、SNR、CNR 高于 NLB3 和 NLB4 组( $P < 0.05$ ); NLB1 > NLB2, 但差异无统计学意义( $P > 0.05$ ); NLB3 组的血管 CT 值高于 NLB4 组, 差异有统计学意义( $P <$

表 1 LB 与 NLB1~4 组间血管 CT 值比较 (HU)

部位	LB	NLB1	NLB2	NLB3	NLB4	F 值 (LB vs. NLB1~4)	P 值 (LB vs. NLB1~4)
腹腔干	322.49±37.83	423.57±50.06	422.45±49.69	414.03±54.89	356.72±57.33	66.11	<0.001
肠系膜上动脉	327.39±39.17	429.27±51.35	428.24±51.71	419.10±57.50	364.18±61.69	59.98	<0.001
肠系膜下动脉	304.41±34.32	402.44±47.22	387.41±56.91	344.96±48.01	328.54±39.84	63.11	<0.001

表 2 LB 与 NLB1~4 组间信噪比(SNR)比较

部位	LB	NLB1	NLB2	NLB3	NLB4	F 值 (LB vs. NLB1~4)	P 值 (LB vs. NLB1~4)
腹腔干	22.01±4.43	32.23±6.24	31.98±5.82	31.29±7.13	26.95±6.12	42.89	<0.001
肠系膜上动脉	23.55±5.35	36.30±9.78	34.33±7.44	33.80±8.40	28.87±7.50	34.71	<0.001
肠系膜下动脉	22.21±3.56	33.43±7.29	31.51±6.93	28.90±5.93	27.53±5.92	40.07	<0.001

表 3 LB 与 NLB1~4 组间对比噪声比(CNR)比较

部位	LB	NLB1	NLB2	NLB3	NLB4	F 值 (LB vs. NLB1~4)	P 值 (LB vs. NLB1~4)
腹腔干	18.10±4.00	27.64±5.88	27.57±5.47	26.91±6.64	22.54±5.75	42.89	<0.001
肠系膜上动脉	19.52±4.96	31.32±9.15	29.76±7.02	29.20±7.89	24.34±7.03	34.92	<0.001
肠系膜下动脉	18.24±3.43	28.74±6.95	27.05±6.71	24.26±5.61	22.95±5.49	39.52	<0.001

表 4 LB 与 NLB1~4 组间图像噪声 SD 比较 (HU)

部位	LB	NLB1	NLB2	NLB3	NLB4	F 值 (LB vs. NLB1~4)	P 值 (LB vs. NLB1~4)
腹腔干	15.05±2.54	13.42±1.95	13.48±2.05	13.67±2.60	13.57±2.23	7.12	<0.001
肠系膜上动脉	14.33±2.42	12.34±2.30	12.84±2.13	12.84±2.31	13.08±2.55	8.09	<0.01
肠系膜下动脉	13.92±1.94	12.40±2.03	12.64±2.19	12.20±1.79	12.29±2.06	10.01	<0.001

0.05);NLB3 组的 SNR、CNR 高于 NLB4 组,差异无统计学意义( $P>0.05$ ,表 1~3)。NLB1~4 组的图像背景噪声均低于 LB 组,差异有统计学意义( $P<0.01$ ),NLB1~4 组间比较差异无统计学意义( $P>0.05$ ,表 4)。

## 2. 图像质量评分结果

LB、NLB1、NLB4 三组图像血管解剖结构显示清楚,边缘锐利,能够满足诊断要求(图 1)。三组图像质量评分优良率均高于 80%,NLB1>NLB4>LB,差异有统计学意义( $P<0.05$ )。2 位医师主观评分一致性较强(ICC 值均>0.75,表 5)。

表 5 图像质量评分

分组	LB	NLB1	NLB4	F 值	P 值
医师 1				4.104	<0.05
平均分	4.33±0.74	4.64±0.62	4.44±0.73		
优良率(%)	83.75	92.50	86.25		
医师 2				3.782	<0.05
平均分	4.26±0.76	4.58±0.65	4.39±0.75		
优良率(%)	81.25	91.25	83.75		
ICC	0.834	0.769	0.886		

## 讨论

NLB 较 LB 可明显提升图像质量、减少对对比剂剂量、降低图像噪声,不少文献已有相关报道。王国树等<sup>[10]</sup>采用 NLB 技术进行头颈部 CTA 体模实验,发现 NLB 技术可在提高或保持图像质量的同时降低辐射剂量。郭晓曦等<sup>[11]</sup>探讨 NLB 技术在下肢动脉 CTA 中的应用,发现 NLB 图像的 CT 值、CNR、SNR 均高于 LB 图像和虚拟单能图像。Schneeweiss 等<sup>[12]</sup>研究 NLB 技术改进急性肠缺血的 CT 检测中发现与常规增强 CT 相比,NLB 技术可通过增加肠缺血段与灌注段间 X 线衰减差异,在不增加图像噪声的情况下,增大了组织间对比。

腹腔脏器主要供血动脉是腹腔干、肠系膜上动脉、肠系膜下动脉及其分支,故本研究选取这 3 支血管作为研究对象,以往对血管性病变的研究多采用血管 CTA 图像数据,但在临床工作中增强 CT 检查是更为常规的检查,尤其是当患者还未出现明显症状时多首选增强 CT 检查,故本研究选用双能 CT 增强检查图

像结合 NLB 技术进行研究,此外,NLB 技术也可作为一种补救措施,对患者原始图像进行再次重建,减少患者二次检查带来的辐射危害。本研究结果显示,NLB 显著提高了血管 CT 值、SNR、CNR,并降低了图像噪声,其中 NLB1 组无论是客观参数指标还是图像质量评分都是最优的;与 LB 组相比,NLB1 组中腹腔干、肠系膜上动脉、肠系膜下动脉 3 支血管的 CT 值分别提高了 31.34%、31.12%、32.2%,SNR 分别提高了 46.43%、54.14%、50.52%,CNR 分别提高了 52.71%、60.45%、57.57%,图像噪声分别降低了 10.83%、13.89%、10.92%;而 NLB4 组各参数值虽然优于 LB,但相较 NLB1、NLB2、NLB3 组的血管 CT 值、SNR、CNR 明显降低,故融合中心  $\lambda$  的取值尽量不要大于 250 HU,在 0 HU 附近取值最佳,与既往研究结论相似<sup>[13-15]</sup>。

线性融合(LB)与体素 CT 值无关,它是按照一定的混合比例来调节 100 kVp 图像和 150 kVp 图像在混合图像中所占的权重,难以做到在同一张图像中既能保持图像的高对比度又降低其噪声。非线性融合(NLB)包括斜率融合、二元融合、高斯融合及 Modial 融合,NLB 与图像 CT 值相关,可根据每个像素的 CT 值大小来调节融合比例,即图像中不同的像素使用不同的混合比例来混合高低两种电压图像,Modial 融合即改进的 sigmoid 函数(模态混合函数),该方法采用融合中心  $\lambda$  和融合宽度  $\omega$  两个参数来调节混合图像中各像素的混合比例<sup>[16,17]</sup>,通过调节这两个参数使高密度物质以权重大的 100 kVp 图像数据突出显示以增加对比度,低密度物质以权重大的 150 kVp 图像数据突出显示以降低其噪声,以达到进一步增大图像组织间对比度的目的<sup>[17,18]</sup>。由于不同患者存在个体差异,不同组织、器官最佳融合参数也不尽相同,如何为每例患者快速、准确筛选出最优融合参数则是未来的一个研究方向。Lin 等<sup>[19]</sup>研究发现使用混合属性图(blending property-map, BP-Map,一种源于数据挖掘的方法),通过使用 MATLAB 软件绘制出 BP-Map,再进行全面搜索,可以确定图像质量最佳时的最优融合参

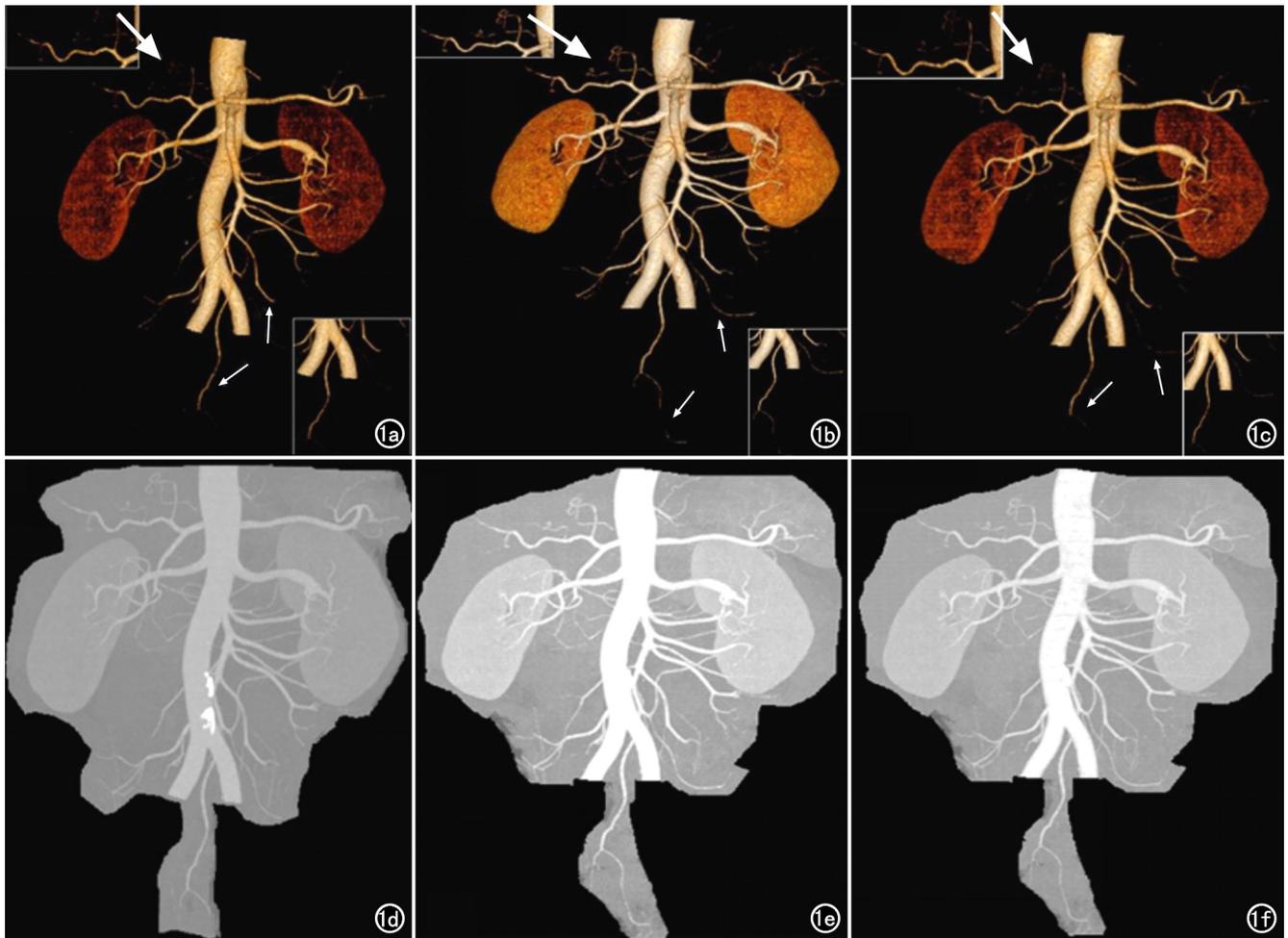


图 1 LB 组和 NLB 组重建图像。LB 组重建图像噪声、伪影稍重,血管细小分支显示不佳;NLB1 组重建图像噪声、伪影较低,血管细小分支显示清楚;NLB4 组重建图像噪声、伪影较低,部分血管细小分支显示欠佳。粗箭头:腹腔干分支肝总动脉细小分支;细箭头:肠系膜上动脉、肠系膜下动脉细小分支。a)LB 组 VR 重建图像;b)NLB1 组 VR 重建图像;c)NLB4 组 VR 重建图像;d)LB 组 MIP 重建图像;e)NLB1 组 MIP 重建图像;f)NLB4 组 MIP 重建图像。

数,这也为今后个性化医疗提供了方向。

本研究存在以下局限性:①本研究为回顾性研究,在筛选病例时只选取了 BMI $<30\text{ kg/m}^2$  的患者,没有考虑 BMI $>30\text{ kg/m}^2$  的患者,故有必要将本研究结果运用于体重较大的人群进行验证;②LB 是采用系统默认的权重 0.6 的融合比例,没有筛选不同权重因子进行比较;③纳入研究的患者偏少,虽然 80 例患者数据可能足以进行初步研究,但有必要在更大的群体中进一步评估。

综上所述,对于非大体重患者,双能 CT 增强检查结合非线性融合处理可显著提高图像质量,当重点观察腹部血管时,可将融合中心  $\lambda$  和融合宽度  $\omega$  都取 0 HU,可获得最高血管 CT 值、SNR、CNR 并降低图像噪声,增加图像对比度,降低辐射剂量,对于早期诊断腹部血管性病变是一个理想选择。

参考文献:

- [1] Shaqdan KW, Parakh A, Kambadakone AR, et al. Role of dual energy CT to improve diagnosis of non-traumatic abdominal vascular emergencies[J]. *Abdom Radiol (NY)*, 2019, 44(2): 406-421.
- [2] Lai LY, Jiang Y, Shu J. The application of dual-layer spectral detector CT in abdominal vascular imaging[J]. *Curr Med Imaging*, 2023, 19(14): 1609-1615.
- [3] Agarwal A, Kumar KP, Madhusudhan KS. Utility of dual energy CT angiography in the evaluation of acute non-variceal gastrointestinal hemorrhage: comparison with digital subtraction angiography[J]. *Abdom Radiol (NY)*, 2023, 48(6): 1880-1890.
- [4] Racine D, Mergen V, Viry A, et al. Photon-counting detector CT with quantum iterative reconstruction; impact on liver lesion detection and radiation dose reduction [J]. *Invest Radiol*, 2023, 58(4): 245-252.
- [5] Lee S, Choi YH, Cho YJ, et al. Evaluation of frequency-selective non-linear blending technique on brain CT in postoperative children with Moyamoya disease[J]. *J Neuroradiol*, 2021, 48(6): 425-431.
- [6] Wang T, Han Y, Lin L, et al. Image quality enhancement of CT

- hepatic portal venography using dual energy blending with computer determined parameters[J].J Xray Sci Technol,2022,30(2):307-317.
- [7] 王玮,郭小超,王霄英,等.双能量 CT 非线性融合技术在肾动脉 CTA 中应用的初探[J].临床放射学杂志,2015,34(12):1985-1989.
- [8] Li S,Wang C,Jiang X,et al.Effects of dual-energy CT with non-linear blending on abdominal CT angiography[J].Korean J Radiol,2014,15(4):430-438.
- [9] Leithner D,Mahmoudi S,Wichmann JL,et al.Evaluation of virtual monoenergetic imaging algorithms for dual-energy carotid and intracerebral CT angiography:effects on image quality,artefacts and diagnostic performance for the detection of stenosis[J].Eur J Radiol,2018,99(2):111-117.
- [10] 王国树,吕发金,周旸,等.非线性融合技术在头颈部 CTA 中的价值:体模实验[J].中国医学影像技术,2018,34(7):1085-1089.
- [11] 郭晓曦,林禹,吕绍茂,等.下肢动脉双能量 CT 成像不同能量融合图像与单能量图像的对比研究[J].临床放射学杂志,2021,40(2):363-368.
- [12] Schneeweiss S,Esser M,Thaiss W,et al.Improved CT-detection of acute bowel ischemia using frequency selective non-linear image blending[J].Acta Radiol Open,2017,6(7):170-176.
- [13] 牛朋影,蒋磊,刘渊,等.双能量 CT 不同技术在低剂量对比剂头颈 CTA 图像优化中的对比[J].中国医学影像技术,2017,33(2):285-289.
- [14] 王琦,刘响,王丽佳,等.双能 CT 非线性融合技术提高门静脉血管图像质量[J].中国医学影像学杂志,2014,22(6):427-430.
- [15] Li Q,Tan H,Lv F.Molecular characterization of solitary pulmonary nodules in dual-energy CT nonlinear image fusion technology[J].J Recept Signal Transduct Res,2022,42(1):95-99.
- [16] Wang D,Zhang Q,Hu H,et al.Optimal contrast of cerebral dual-energy computed tomography angiography in patients with spontaneous subarachnoid hemorrhage[J].J Comput Assist Tomogr,2016,40(1):48-52.
- [17] Lv P,Liu J,Wu R,et al.Use of non-linear image blending with dual-energy CT improves vascular visualization in abdominal angiography[J].Clin Radiol,2014,69(2):e93-99.
- [18] Wang Q,Gao FS,Xue LF,et al.Comparative study of hepatic venography using non-linear-blending images, monochromatic images and low-voltage images of dual-energy CT[J].Br J Radiol,2014,87(1042):20140220.
- [19] Lin L,Han L,Jia S,et al.Evaluating image quality and optimal parameters for non-linear blending dual-energy computed tomography images of hepatic portal veins by blending-property-map[J].J Xray Sci Technol,2022,30(4):835-846.

(收稿日期:2023-09-01 修回日期:2023-12-08)