

· 腹部影像学 ·

双能量 CT 线性融合技术在胰周血管成像中的应用:最佳权重因子的选择

林志勇, 王慧慧, 刘建新, 王霄英

【摘要】 目的:在双能量 CT 胰腺成像中采用线性融合技术进行图像重建,比较不同权重因子(M)重建图像上胰周血管的显示情况,以提高胰腺 CT 成像质量。**方法:**对 38 例怀疑胰腺占位的患者行双能量 CT 增强扫描(80 kVp/Sn140 kVp),采用 11 种权重因子(M=0~1.0,以 0.1 为单位递增)对动脉晚期图像进行线性融合重建。测量并比较 11 组图像上腹主动脉、腹腔干、肝总动脉、脾动脉、胃十二指肠动脉和肠系膜上动脉的 CT 值、信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR),并由两位放射科医师对图像质量进行主观评价。**结果:**各支血管的 SNR 及 CNR 在 11 组图像间的总体差异具有统计学意义($P<0.001$)。M=0.7 组中的 SNR 最高,仅与 M=0.8 组间的差异无统计学意义($P>0.05$)。M=0.8 组中的 CNR 最高,仅与 M=0.7 组间的差异无统计学意义($P>0.05$)。主观评价结果显示权重因子 0.7 组的图像质量最佳。**结论:**双能量 CT 胰腺增强扫描中,使用动脉晚期图像进行线性融合重建时权重因子值为 0.7 时胰周血管成像质量最佳。

【关键词】 胰腺;胰周血管;血管成像;双能量 CT;线性融合技术;权重因子

【中图分类号】 R543.5; R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2017)08-0851-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2017.08.015

Application of dual-energy CT angiography with linear blending technique in peripancreatic angiography: optimal selection of weighting factor LIN Zhi-yong, WANG Hui-hui, LIU Jian-xin, et al. Department of radiology, Peking University First Hospital, Beijing 100034, China

【Abstract】 Objective: To compare the image quality of peripancreatic angiography using linear blending technique and different weighting factors in dual-energy CT scanning of pancreas, thus to improve the imaging quality of pancreas. **Methods:** Thirty-eight patients with suspected pancreatic mass underwent contrast enhanced dual-energy CT scan using tube voltage of 140kVp and 80kVp. Then the late-arterial phase images were postprocessed using linear blending technique with a set of 11 weighting factors (M=0 to 1.0, in steps of 0.1). The CT values, signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) of six peripancreatic vessels (abdominal aorta, celiac trunk, common hepatic artery, splenic artery, gastroduodenal artery and superior mesenteric artery) on the 11 sets of images were measured and compared, and the subjective assessment of the image quality of the 11 sets of CTA images were made by two radiologists. **Results:** There were overall statistically significant differences in SNRs and CNRs of the six peripancreatic vessels among the 11 sets of images ($P<0.001$). For each peripancreatic vessel, SNR on images of M=0.7 was the highest, but there was no statistically significant difference between the images of M=0.8 and M=0.7 ($P>0.05$); and CNR on images of M=0.8 was the highest, but there was no statistically significant difference between the images of M=0.8 and M=0.7 ($P>0.05$). For subjective assessment, the image quality of M=0.7 was the best among the 11 sets of CTA images. **Conclusion:** In the dual-energy CT scanning of pancreas, the linear-blending images of late-arterial phase using the weighting factor of 0.7 can provide best image quality of peripancreatic vessels.

【Key words】 Pancreas; Peripancreatic vessel; Angiography; Dual-Energy CT; Linear Blending technique; Weighting factor

随着技术的发展和成熟,双能量 CT 不仅能够与单能量 CT 一样为临床诊断提供足够的图像信息,还能使用不同的重建方法提高图像的信噪比(signal-to-noise ratio, SNR)和对比噪声比(contrast-to-noise ratio, CNR),降低图像噪声,减少对对比剂剂量和辐射剂量^[1-2]。本文通过对双能量 CT 胰腺增强扫描的

80 kVp/Sn140 kVp 动脉晚期图像采用不同权重因子进行重建,旨在探讨在胰腺扫描时如何获得最佳的胰周血管成像效果。

材料与方法

1. 一般资料

将 2014 年 7 月—2015 年 10 月本院临床疑诊胰腺占位而拟行腹部双能量 CT 增强检查的 38 例患者纳入本研究。其中男 16 例,女 22 例;年龄 26~81 岁,

作者单位:100034 北京,北京大学第一医院医学影像科
作者简介:林志勇(1990—),男,四川广安人,博士研究生,住院医师,主要从事腹部影像诊断工作。
通讯作者:王霄英, E-mail: cjr. wangxiaoying@vip. 163. com

平均(60.6±12.6)岁;体质指数(body mass index, BMI)16.00~32.72 kg/m²,平均(23.35±3.77) kg/m²。所有患者无碘剂过敏史,无严重心、肺及肾功能不全。

2. 检查方法

使用 Siemens Somatom Definition Flash 第二代双源 CT 机。扫描前患者禁食 4~6 h。扫描时相包括平扫、动脉晚期及门静脉期。平扫扫描参数:128i×0.6 mm,120 kVp,有效电流 155 mA,螺距 0.6。增强扫描使用非离子型对比剂碘帕醇(320 mg I/mL),碘剂量 0.4 g/kg,注射流率 4 mL/s,使用自动触发模式,触发点定于 Th 12 椎体水平腹主动脉处,达触发阈值 100 HU(120 kVp)后 15 和 45 s 分别启动动脉晚期和门静脉期扫描,两期的扫描范围分别为覆盖整个胰腺和膈顶至耻骨联合下缘。扫描参数:双能量扫描,A 球管 80 kVp、400 mA;B 球管 Sn140 kVp、155 mA;128i×0.6 mm,螺距 0.6。所有扫描均使用实时动态曝光剂量调节技术(Care DOSE 4D)。

3. 图像重建

平扫、动脉晚期及门静脉期图像重建 kernel 值分别为 B30f、D30f 和 D30f,重建层厚及层间距均为 1 mm。使用西门子工作站双能量软件处理动脉晚期 Sn140 kVp 和 80 kVp 图像,生成权重因子(weighting factor, M)分别为 0.1、0.2、0.3、0.4、0.5、0.6、0.7、0.8 和 0.9 的 9 组线性融合图像。另外,140 kVp 组图像只含有 140 kVp 能量数据,不含 80 kVp 能量的数据,即其权重因子为 0;而 80 kVp 图像的权重因子为 1.0。

4. 数据测量

分别在 M=0~1 的 11 组动脉晚期线性融合图像上测量 6 支胰周血管(腹主动脉、腹腔干、肝总动脉、脾动脉、胃十二指肠动脉及肠系膜上动脉)的 CT 值,感兴趣区(region of interest, ROI)尽可能大但不包括血管壁及钙化,采用复制粘贴功能使 ROI 在同一病例的不同组图像上的大小及位置保持一致。同时测量同层面右侧竖脊肌的 CT 值(ROI 面积约为 1 cm²)和前腹壁皮下脂肪 CT 值的标准差(standard deviation, SD)作为噪声。计算每组图像上各支血管的 SNR 和 CNR,计算公式如下^[3]:

$$\text{SNR} = \frac{\text{CT 值}_{\text{血管}}}{\text{噪声}} \quad (1)$$

$$\text{CNR} = \frac{\text{CT 值}_{\text{血管}} - \text{CT 值}_{\text{竖脊肌}}}{\text{噪声}} \quad (2)$$

5. 图像质量定性分析

由 2 位影像诊断医师(诊断经验分别为 4 和 2 年)采用双盲法对噪声较低、SNR 和 CNR 较高的几组图像的图像质量进行主观评分,意见不一致时通过协商确定最终评分结果。主要根据图像噪声及腹腔干分支

的显示情况进行分析。评分标准^[3]:5 分为优良,无明显噪声和伪影,血管壁光滑锐利;4 分为良,轻度噪声和伪影,血管壁稍不光滑;3 分为一般,中度噪声和伪影,血管壁不光滑;2 分为差,较重的噪声和伪影,血管壁明显不光滑,不能满足诊断要求;1 分为极差,严重的噪声和伪影,血管壁显示不清。

6. 统计学分析

使用 SPSS 20.0 软件进行统计学分析。采用重复测量方差分析及 Bonferroni 校正法比较 11 组图像的噪声及各支动脉的 CT 值、SNR 和 CNR,采用两两配对样本 Wilcoxon 检验对图像质量主观评分进行比较。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

1. 图像质量客观参数的比较

不同权重因子的 11 组线性融合图像上各项参数的测量结果见表 1~4 和图 1~2。各支动脉的 CT 值、SNR 和 CNR 以及图像噪声在 11 组图像间的总体差异均有统计学意义($P < 0.001$)。随着权重因子的增加,各支动脉和竖脊肌的 CT 值逐渐增加,在 80 kVp 图像上最高。图像噪声在 M=0.4 的线性融合图像上最低(图 1),除与 M=0.5 的线性融合图像间的差异无统计学意义外($P = 0.486$),与其它权重因子图像间的差异均有统计学意义($P < 0.05$)。各支动脉的 SNR 在 M=0.7 的线性融合图像上最高,除与 M=0.8 的线性融合图像间的差异无统计学意义外($P > 0.05$),与其余各组间的差异均有统计学意义($P < 0.05$)。各支动脉的 CNR 在 M=0.8 的线性融合图像上最高,除与 M=0.7 的线性融合图像间的差异无统计学意义外($P > 0.05$),与其余各组间的差异均有统计学意义($P < 0.05$)。

2. 图像质量的主观评价

根据上述图像质量的客观参数比较结果,M=0.4 和 0.5 的图像上噪声最低,而 M=0.7 和 0.8 的图像

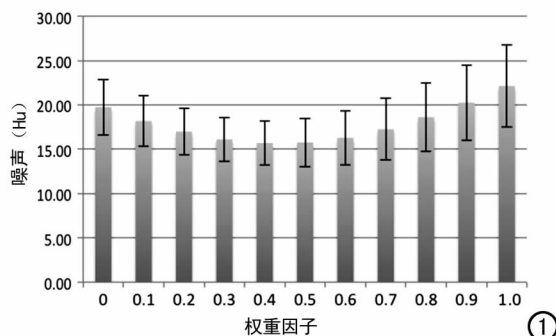


图 1 不同权重因子线性比例融合图像噪声的柱形图;噪声呈先下降再上升型,最低点位于 0.4。

表 1 不同权重因子线性融合图像上各部位的 CT 值及图像噪声 (HU)

M	腹主动脉	腹腔干	肝总动脉	脾动脉	胃十二指肠动脉	肠系膜上动脉	竖脊肌	噪声
0	190.41±36.76	184.02±35.82	174.01±31.88	179.85±33.65	156.76±35.66	179.77±32.17	57.48±6.30	19.74±3.14
0.1	215.53±43.24	208.93±41.86	196.75±37.02	203.81±39.37	177.95±39.48	205.42±38.77	58.14±6.54	18.19±2.86
0.2	240.50±49.79	233.75±48.23	219.35±42.65	227.69±45.36	199.06±43.81	230.95±45.56	58.69±6.84	16.99±2.63
0.3	265.69±56.37	258.68±54.78	242.11±48.56	251.68±51.53	220.26±48.61	256.62±52.45	59.35±7.19	16.11±2.48
0.4	290.72±62.97	283.51±61.48	264.72±54.67	275.59±57.83	241.37±53.64	282.15±59.40	59.91±7.59	15.70±2.52
0.5	316.05±69.60	308.65±68.23	287.66±60.90	300.02±64.57	262.70±58.89	307.99±66.40	60.78±8.04	15.77±2.74
0.6	340.88±76.24	333.24±75.08	310.09±67.22	323.42±70.62	283.07±64.35	333.33±73.43	61.14±8.51	16.29±3.06
0.7	366.00±82.88	358.17±81.99	332.81±73.65	347.41±77.10	304.81±69.85	358.98±80.50	61.79±9.03	17.26±3.46
0.8	391.02±89.55	383.00±88.93	355.45±80.13	371.29±83.63	325.92±75.53	384.52±87.59	62.36±9.56	18.61±3.85
0.9	416.14±96.21	407.92±95.91	378.17±86.68	395.25±90.18	347.12±81.22	410.16±94.69	63.01±10.11	20.25±4.25
1.0	441.1±102.87	432.7±102.89	400.80±93.21	419.14±96.74	368.21±86.99	435.69±101.2	63.57±10.68	22.13±4.64

表 2 不同权重因子线性融合图像上各支血管的 SNR

M	腹主动脉	腹腔干	肝总动脉	脾动脉	胃十二指肠动脉	肠系膜上动脉
0	9.97±2.93	9.63±2.87	9.10±2.60	9.40±2.64	8.20±2.67	9.40±2.69
0.1	12.24±3.71	11.87±3.64	11.17±3.32	11.55±3.29	10.09±3.24	11.67±3.48
0.2	14.62±4.51	14.22±4.43	13.35±4.10	13.80±3.96	12.07±3.84	14.05±4.31
0.3	17.05±5.44	16.62±5.35	15.57±4.98	16.10±4.72	14.10±4.57	16.48±5.24
0.4	19.17±6.26	18.72±6.19	17.51±5.80	18.11±5.41	15.89±5.27	18.63±6.08
0.5	20.82±7.02	20.36±6.95	19.03±6.54	19.70±6.07	17.29±5.96	20.32±6.86
0.6	21.80±7.44	21.35±7.38	19.93±6.95	20.63±6.49	18.11±6.39	21.35±7.32
0.7	22.16±7.60	21.73±7.56	20.26±7.10	21.01±6.74	18.48±6.58	21.78±7.54
0.8	22.02±7.66	21.61±7.63	20.13±7.14	20.89±6.90	18.38±6.65	21.69±7.66
0.9	21.54±7.48	21.16±7.47	19.69±6.97	20.46±6.83	17.99±6.48	21.27±7.53
1.0	20.90±7.38	20.55±7.41	19.10±6.87	19.86±6.76	17.46±6.38	20.69±7.47

表 3 不同权重因子线性融合图像上各支血管的 CNR

M	腹主动脉	腹腔干	肝总动脉	脾动脉	胃十二指肠动脉	肠系膜上动脉
0	6.99±2.76	6.66±2.69	6.13±2.43	6.43±2.46	5.23±2.58	6.43±2.51
0.1	8.98±3.52	8.61±3.44	7.91±3.12	8.29±3.10	6.82±3.14	8.41±3.28
0.2	11.10±4.32	10.69±4.23	9.82±3.89	10.28±3.77	8.54±3.74	10.52±4.10
0.3	13.29±5.24	12.86±5.15	11.81±4.76	12.33±4.53	10.34±4.46	12.72±5.02
0.4	15.26±6.06	14.81±5.97	13.60±5.56	14.20±5.21	11.98±5.13	14.72±5.86
0.5	16.85±6.79	16.40±6.72	15.06±6.27	15.73±5.84	13.32±5.77	16.35±6.61
0.6	17.91±7.20	17.46±7.14	16.04±6.66	16.74±6.23	14.22±6.17	17.46±7.06
0.7	18.43±7.35	17.99±7.31	16.53±6.80	17.27±6.46	14.75±6.33	18.04±7.27
0.8	18.51±7.41	18.10±7.39	16.62±6.85	17.39±6.61	14.87±6.38	18.19±7.39
0.9	18.28±7.25	17.89±7.25	16.43±6.70	17.20±6.55	14.73±6.23	18.01±7.29
1.0	17.89±7.16	17.54±7.20	16.09±6.62	16.85±6.51	14.45±6.15	17.68±7.25

表 4 各部位参数值以及图像噪声在 11 组图像间总体差异的分析结果

部位	CT 值		SNR		CNR	
	F 值	P 值	F 值	P 值	F 值	P 值
腹主动脉	361.100	<0.001	60.777	<0.001	53.588	<0.001
腹腔干	191.667	<0.001	53.568	<0.001	46.441	<0.001
肝总动脉	88.391	<0.001	46.584	<0.001	40.758	<0.001
脾动脉	51.790	<0.001	50.142	<0.001	40.842	<0.001
胃十二指肠动脉	49.220	<0.001	48.426	<0.001	40.154	<0.001
肠系膜上动脉	148.131	<0.001	55.860	<0.001	50.559	<0.001
竖脊肌	347.759	<0.001	—	—	—	—
噪声	71.312	<0.001	—	—	—	—

上 SNR 和 CNR 最高(图 2),所以选取 M=0.4、0.5、0.7 和 0.8 的 4 组图像进行主观评分,4 组图像的主观评分值分别为 3.92±0.75、4.13±0.70、4.76±0.43 和 4.47±0.51,其中 M=0.7 的图像主观评分最高。四组间两两比较,除 M=0.4 和 M=0.5 的图像间主观评分的差异无统计学意义($P=0.15$)之外,其余各组之间主观评分的差异均有统计学意义($P<0.05$)。

讨 论

近年来双能量 CT 技术发展迅速,在临床工作中逐渐替代传统单能量 CT,尤其在胰腺病变的诊断中有较高的应用价值。双能量 CT 后处理技术主要分为两大方面:一方面是能够提供优质的组织器官解剖结构图像,例如线性与非线性融合、虚拟单能图像等;另

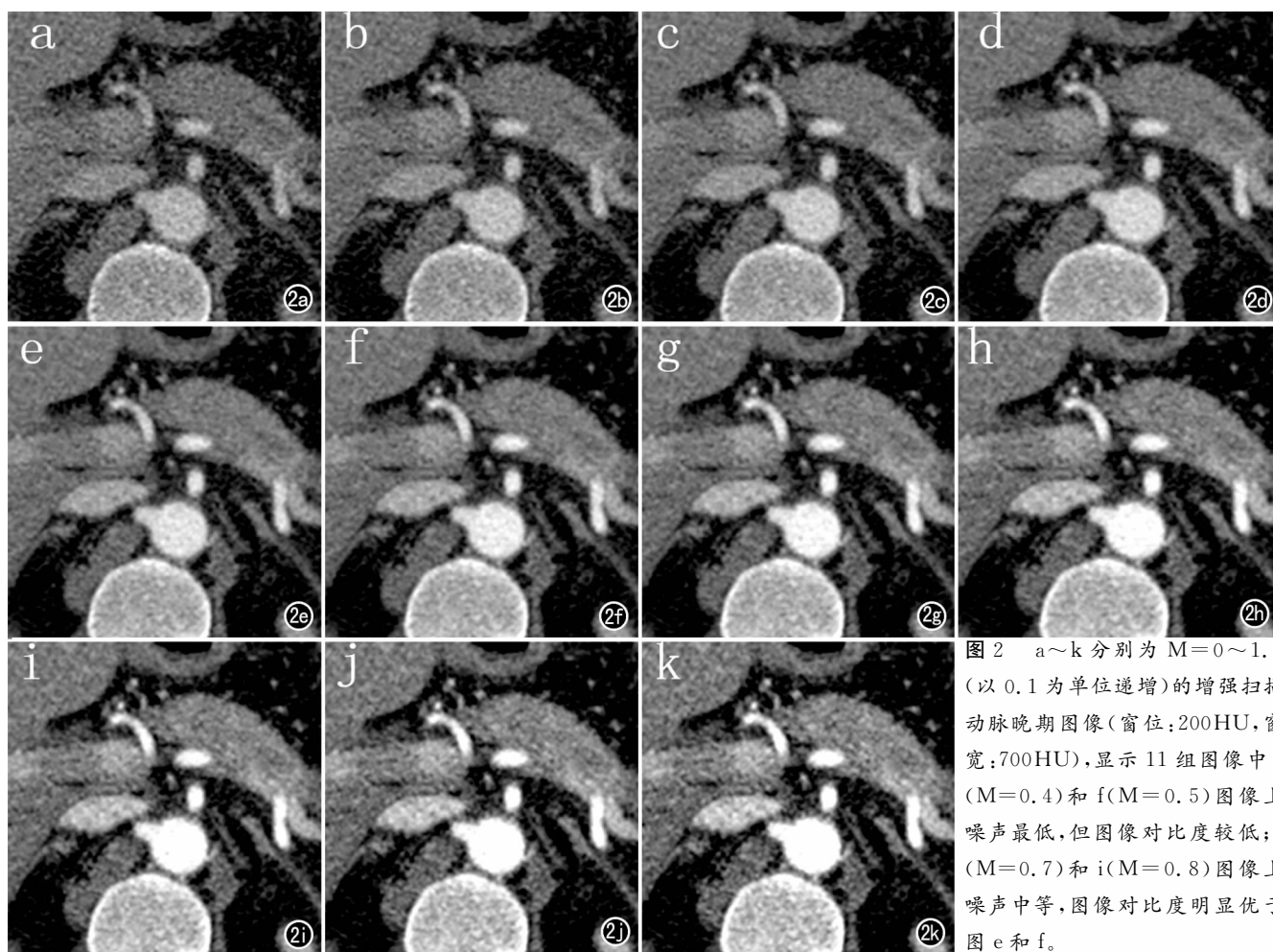


图 2 a~k 分别为 $M=0\sim1.0$ (以 0.1 为单位递增) 的增强扫描动脉晚期图像(窗位:200HU,窗宽:700HU),显示 11 组图像中 e ($M=0.4$) 和 f ($M=0.5$) 图像上噪声最低,但图像对比度较低;h ($M=0.7$) 和 i ($M=0.8$) 图像上噪声中等,图像对比度明显优于图 e 和 f。

一方面是能够提供物质的特征信息,例如双能量碘图、虚拟平扫等。

胰腺有丰富的血液供应,尤其在胰腺肿瘤手术前,需要明确肿瘤周围的血管情况,这不仅有利于判断肿瘤能否完全切除,也能帮助评估手术中潜在的出血风险等^[4]。双能量 CT 检查在胰周血管成像的应用中,较传统单能 CTA 具有更多优势。双能量 CT 检查在评价胰腺血管时,既能清晰地显示胰腺的血管,又能同时准确分析胰腺实质内病变组织成分。双能量 CT 有多种重建方式,能充分发挥双能量 CT 的优势:第一,双能量 CT 扫描为胰周血管提供了一个比较宽范围的后处理数据集,比传统单能 CTA 能更准确地判断血管的情况^[5-6]。在患者使用碘对比剂有肾损害风险时,可使用较少剂量的对比剂,在低能量图像上仍可得到较好的血管显示^[7]。第二,能较传统单能 CTA 能获得更多额外的胰腺实质病变的诊断信息,例如双能量 CT 可以利用双能量碘图显示脏器及病灶的碘对比剂分布情况,来观察病变的强化程度^[8]。第三,虽然双能量中 80 kVp 图像的噪声明显高于 120 和 140 kVp,但是可以通过线性与非线性融合、虚拟单能图像等技术,用来提高病灶显示对比度,以提高病灶检出率^[9]。第

四,通过双能量碘分离技术获得虚拟平扫图像,可降低检查时受检者的辐射剂总量^[10]。所以,双能量 CT 检查在胰腺血管的应用中,不仅能完全替代传统单能 CTA,还较传统单能 CTA 能获得更好的图像质量和更多的诊断信息。

本研究的主要目的是通过分析双能量 CT 胰周血管成像时线性融合技术中不同权重因子的图像质量,找出最佳的线性融合权重因子,以求获得最佳的双能 CT 胰周血管成像方案。在使用双源 CT 双能量技术时,两种能量图像的对比度及图像噪声等特征有明显不同:140 kVp 图像的噪声相对较低,但对比度差;80 kVp 图像的对比度虽明显提高,但图像噪声大^[8,11]。为获得较好的图像对比度又不明显增加图像噪声,可采用线性融合技术将 140 和 80 kVp 这 2 种能量的图像数据进行融合,生成线性融合图像,可获得较好的图像质量^[12]。影响血管成像质量的主要因素包括血管的 SNR、CNR、噪声和 CT 值等,其中以 SNR 和 CNR 尤为重要。本研究结果显示,随着权重因子逐渐增加,图像噪声先降低而后逐渐升高,在 $M=0.4$ 和 0.5 时达到最低;SNR 和 CNR 的变化是先升高而后又缓慢减低,在 $M=0.7$ 和 0.8 时达最高,这种变化趋势与既

往研究结果相符^[4,13]。

本研究有一定的局限性。由于选取的病例中,胰腺病变的患者阳性率相对较低,且一些胰腺血管的侵犯程度评估可能存在一定不足,还有必要进一步行大样本进行后续研究。其次,双能量 CT 有很多图像后处理方式,包括线性融合、非线性融合和单能量重建等^[14]。有学者认为,双能量 CT 腹部血管成像的非线性融合图像质量优于 $M=0.5$ 的线性融合图像^[3],将来可对多种重建方式进行比较。另外,双能量 CT 对于腹部静脉的评价也有重要价值,也需要今后进一步研究。

综上所述,本研究结果显示 $M=0.7$ 的线性融合图像显示胰周血管的 SNR 和 CNR 最佳。所以,双能量 CT 胰腺增强扫描中,使用动脉晚期图像进行胰周血管成像时,推荐权重因子值使用 0.7 来进行线性融合重建。

参考文献:

- [1] Karcaaltincaba M, Aktas A. Dual-energy CT revisited with multidetector CT: review of principles and clinical applications[J]. Diagn Interv Radiol, 2011, 17(3): 181-194.
- [2] He J, Wang Q, Ma X, et al. Dual-energy CT angiography of abdomen with routine concentration contrast agent in comparison with conventional single-energy CT with high concentration contrast agent[J]. Eur J Radiol, 2015, 84(2): 221-227.
- [3] 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): 93-99.
- [4] Pinho DF, Kulkarni NM, Krishnaraj A, et al. Initial experience with single-source dual-energy CT abdominal angiography and comparison with single-energy CT angiography: image quality, enhancement, diagnosis and radiation dose[J]. Eur Radiol, 2013, 23(2): 351-359.
- [5] Huang SY, Nelson RC, Miller MJ, et al. Assessment of vascular contrast and depiction of stenoses in abdominopelvic and lower extremity vasculature: comparison of dual-energy MDCT with digital subtraction angiography [J]. Acad Radiol, 2012, 19(9): 1149-1157.
- [6] Vlahos I, Chung R, Nair A, et al. Dual-energy CT: vascular applications[J]. AJR, 2012, 199(5 Suppl): S87-S97.
- [7] Xin L, Yang X, Huang N, et al. The initial experience of the upper abdominal CT angiography using low-concentration contrast medium on dual energy spectral CT[J]. Abdom Imaging, 2015, 40(7): 2894-2899.
- [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] Yeh BM, Shepherd JA, Wang ZJ, et al. Dual-energy and low-kVp CT in the abdomen[J]. AJR, 2009, 193(1): 47-54.
- [10] Sun H, Hou XY, Xue HD, et al. Dual-source dual-energy CT angiography with virtual non-enhanced images and iodine map for active gastrointestinal bleeding: image quality, radiation dose and diagnostic performance[J]. Eur J Radiol, 2015, 84(5): 884-891.
- [11] Altenbernd J, Heusner TA, Ringelstein A, et al. Dual-energy-CT of hypervascular liver lesions in patients with HCC: investigation of image quality and sensitivity[J]. Eur Radiol, 2011, 21(4): 738-743.
- [12] Graser A, Johnson TR, Chandarana H, et al. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen[J]. Eur Radiol, 2009, 19(1): 13-23.
- [13] Behrendt FF, Schmidt B, Plumhans C, et al. Image fusion in dual energy computed tomography: effect on contrast enhancement, signal-to-noise ratio and image quality in computed tomography angiography[J]. Invest Radiol, 2009, 44(1): 1-6.
- [14] 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, (12): 1985-1989.

(收稿日期: 2016-09-27 修回日期: 2017-02-03)