

双源 CT 双能量肺动脉成像:多种后处理方法的对比

罗显丽,孙铝,王凤,金开元,李邦国

【摘要】 目的:探讨正弦图迭代重建(SAFIRE)及滤波反投影(FBP)重建分别联合双能量线性融合(LB)技术和非线性融合(NLB)技术对双源 CT 肺动脉成像的图像质量、栓子检出率及辐射剂量的影响。**方法:**将临床怀疑肺栓塞(PE)并行双源 CT 双能量肺动脉成像的 170 例患者随机分为 A 组(90 例,80kV/Sn140kV)和 B 组(80 例,100kV/Sn140kV),分别采用 FBP 和 SAFIRE 对 A 组数据进行重建,然后利用双能量优化对比软件进行后处理,共获得 4 组图像:FBP+LB(A1 组)、FBP+NLB(A2 组)、SAFIRE+LB(A3 组)、SAFIRE+NLB(A4 组)。B 组采用 FBP 重建获得 LB 图像。对图像质量进行客观评价[肺动脉 CT 值、背景噪声(BN)、SNR 及 CNR]和主观评分,同时对有无栓子、栓子的位置进行诊断并记录。比较 5 组的图像质量、栓子检出情况及不同管电压下的辐射剂量。**结果:**A1~A4 组的各级肺动脉 CT 值均高于 B 组。A1 组的 BN 明显高于 B 组,A2~A4 组的 BN 明显低于 B 组,其中 A4 组 BN 较 B 组降低约 44.5%。A1 组与 B 组间肺动脉的 SNR 及各叶肺动脉的 CNR 的差异均无统计学意义($P>0.05$),但 A2~A4 组各级肺动脉的 SNR 和 CNR 均高于 B 组,其中以 A4 组最高。5 组图像质量主观评分的差异无统计学意义($P>0.05$),两位观察者间的一致性非常好。A 组中共检出 42 个中央型栓子和 98 个周围型栓子,B 组中分别检出 41 个和 56 个。5 组中对中央型栓子的检出敏感度及特异度均为 100%,对周围型栓子的检出敏感度及特异度则有所不同:A1~A4 组和 B 组分别为 73.3%及 93.3%、83.4%及 95%、80%及 93.3%、90%及 96.7%、82.8%及 92.2%,ROC 曲线下面积(AUC)分别为 0.85、0.91、0.88、0.94 和 0.88。两位观察者对中央型及周围型栓子的检出一致性非常好。A 组的有效辐射剂量(ED)较 B 组降低约 6.9%。**结论:**SAFIRE 重建及双能量 NLB 技术均可降低双源 CT 肺动脉成像的图像噪声,提高图像质量及栓子检出率,同时降低辐射剂量,两者联合应用的价值更大。

【关键词】 双能量;正弦图迭代重建;非线性融合;CT 肺动脉成像;图像质量;辐射剂量

【中图分类号】 R814.42;R543.2 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2020)12-1618-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2020.12.023

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



A comparative study of various post-processing methods of dual-energy pulmonary angiography using a dual-source CT LUO Xian-li, SUN Lv, WANG Feng, et al. Department of Radiology, the Affiliated Hospital of Zunyi Medical University, Guizhou 563003, China

【Abstract】 Objective: To investigate the effects of sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE) and filtered back projection (FBP) reconstruction combined with dual-energy linear blending (LB) or nonlinear blending (NLB) on the image quality, embolus detection rate and radiation dose in dual-source CT pulmonary angiography. **Methods:** 170 patients with suspected pulmonary embolism (PE) who undergone dual-source CT dual-energy pulmonary angiography were randomly divided into group A ($n=90$; 80/Sn140kV) and group B ($n=80$; 100/Sn140kV). FBP or SAFIRE technique and dual energy optimization contrast software were used to reconstruct the data of group A, and four sets of images were obtained: FBP+LB (group A1), FBP+NLB (group A2), SAFIRE+LB (group A3) and SAFIRE+NLB (group A4). In group B, LB images were obtained with FBP reconstruction. Objective evaluation using quantification indexes (including pulmonary artery CT value, background noise, signal-to-noise ratio and contrast-to-noise ratio) and subjective score were per-

作者单位:563003 贵州,遵义医科大学附属医院影像科

作者简介:罗显丽(1990-),女,贵州贵定人,硕士研究生,主治医师,主要从事胸部影像学诊断工作。

通信作者:李邦国, E-mail: lbg2015@163.com

基金项目:遵义医学院附属医院硕士科研启动基金项目[院字(2017)56号];遵义市科技局联合基金项目[遵义科合社(2018)89号];遵义市科技局基金引导项目[遵义市科合 HZ 字(2019)59号]

formed on the image quality. Meanwhile, the presence and location of embolus were diagnosed and recorded. The image quality, embolus detection and radiation dose under different tube voltages were compared among the five groups. **Results:** CT values of all pulmonary arteries in group A1 to group A4 were higher than those in group B. The background noise (BN) of group A1 was significantly higher than that of group B, while the values of group A2 to A4 were significantly lower than that of group B, the BN of group A4 was reduced by 44.5% compared with group B. There was no significant difference in SNR of all pulmonary arteries and CNR of all lobar pulmonary arteries between group A1 and group B ($P>0.05$), but SNR and CNR of all pulmonary arteries in group A2 to group A4 were higher than that of group B, in which group A4 was the highest. There was no significant difference in the subjective score of image quality among the five groups ($P>0.05$) with excellent inter-observer agreement. 42 central emboli and 98 peripheral emboli were detected in group A, 41 central emboli and 56 peripheral emboli were detected in group B. The sensitivity and specificity of the five groups for the detection of central emboli were 100%, but the sensitivity and specificity for the detection of peripheral emboli were different. The sensitivity and specificity of group A1 to A4 and group B were 73.3% and 93.3%, 83.4% and 95.0%, 80.0% and 93.3%, 90% and 96.7%, 82.8% and 92.2%, with area under the curve (AUC) of 0.85, 0.91, 0.88, 0.94 and 0.88, respectively. Two observers showed excellent consistency in detecting central and peripheral emboli. The effective dose (ED) in group A was about 6.9% lower than that in group B. **Conclusion:** SAFIRE and dual-energy NLB can reduce the image noise, improve the image quality, increase detection rate of embolus and reduce the radiation dose in dual-source CT pulmonary angiography, combined application of the two methods is more valuable.

【Key words】 Dual-energy; Sinogram affirmed iterative reconstruction; Nonlinear blending; Computed tomography pulmonary artery angiography; Image quality; Radiation dose

目前, CT 肺动脉成像 (CT pulmonary angiography, CTPA) 已取代传统肺动脉造影成为诊断肺动脉栓塞 (pulmonary embolism, PE) 的主要手段而广泛应用于临床。因此, 如何在保证 CT 图像质量的前提下有效减少辐射剂量已成为 CT 业界的研究热点。降低管电压可明显减低辐射剂量, 但同时图像噪声增加, 影响图像质量。然而, 图像质量还与图像后处理方法密切相关。因此, 本研究拟通过对比分析双源 CT 双能量肺动脉成像中采用正弦图迭代重建 (sinogram affirmed iterative reconstruction, SAFIRE) 和滤波反投影 (filtered back projection, FBP) 法分别联合双能量线性融合 (linear blending, LB) 和非线性融合 (non-linear blending, NLB) 技术对图像质量和辐射剂量的影响, 旨在优化 CTPA 的图像后处理方案。

材料与方法

1. 一般资料

对本院 2014 年 10 月—2019 年 4 月临床疑诊为 PE、且体质指数为 $17\sim 27\text{ kg/m}^2$ 的 170 例患者行双源 CT 双能量肺动脉成像。将患者随机分为两组, A 组 90 例, 女 47 例, 男 43 例, 年龄 (63.76 ± 15.49) 岁; B 组 80 例, 女 39 例, 男 41 例, 年龄 (63.53 ± 14.18) 岁。

2. CTPA 检查方法

使用 Siemens Somatom Definition Flash 双源 CT 机。扫描范围自肺尖至肺底水平, 足头方向。常规 CT 平扫后行双能量增强扫描, 对比剂选用碘海醇 (350 mg I/mL), 剂量 $40\sim 50\text{ mL}$, 流率 $3.5\sim 4.0\text{ mL/s}$, 对比剂推注完成后以相同流率注射 30 mL 生理盐水。采用对比剂示踪技术, 在肺动脉主干分叉层面的肺动脉主干腔内设置 ROI, 动态监测其 CT 值, 触发阈值为 80 HU , 延迟 7 s 后启动扫描。A 组采用 $80\text{ kV}/\text{Sn}140\text{ kV}$ 扫描模式, 参考管电流为 $179/76\text{ mAs}$; B 组采用 $100\text{ kV}/\text{Sn}140\text{ kV}$ 扫描模式, 参考管电流为 $89/76\text{ mAs}$ 。两组均采用智能管电压 (CARE Dose 4D) 和智能管电流 (X-CARE) 调制技术。其它扫描参数: 层厚 5.0 mm , 螺距 0.55 , 球管旋转时间 0.28 s/rot , 准直器宽度 $128\times 0.6\text{ mm}$ 。

3. 图像重建及分组

分别采用 FBP 及 SAFIRE (重建等级为 3) 对 A 组原始数据进行重建, 获得两种不同重建方式的 80 kV 图、 140 kV 图及线性融合图 ($M=0.6$), 将所有图像传输至 Siemens MMWP 后处理工作站, 然后利用双能量 Optimal Contrast 软件对 80 kV 或 140 kV 图进行非线性处理 (融合中心 $=150\text{ HU}$, 融合宽度 $=200\text{ HU}$), 获得不同重建方式的非线性融合 (NLB) 图, 将 FBP 重建的 LB 图、NLB 图及 SAFIRE 的 LB 图、

NLB 图依次设为 A1~A4 组。采用 FBP 对 B 组原始扫描数据进行重建,获得 100 kV 图、140 kV 图及 LB 图 ($M=0.6$)。所有图像重建方案的重建层厚为 0.75 mm,层间距 0.70 mm, A1~A4 组和 B 组的重建卷积核分别为 D26f、D26、Q33f、Q33 和 D26f。

4. 图像分析

图像质量的客观评估:在横轴面图像上分别在 5 处肺动脉主干及分支(肺动脉干、双侧肺动脉干、双侧上、下叶肺动脉)内勾画 ROI 测量 CT 值,并在肺动脉主干分叉层面测量背部肌肉及胸壁前方空气的 CT 值(ROI 面积为 $90\sim 100\text{ mm}^2$),并将空气 CT 值的标准差作为背景噪声(background noise, BN)。每个 ROI 尽可能放置在所测肺动脉段的远端,但若为叶肺动脉时,其管腔直径不小于 4 mm, ROI 大小为该血管断面的 $2/3$,若血管内有血栓时,不测量该血管及其远端分支^[1-2]。A1~A4 组各支血管的 ROI 位置、大小均保持一致。按公式(1)和(2)计算肺动脉各处的 SNR 及 CNR:

$$\text{SNR} = \frac{\text{CT}_{\text{肺动脉}}}{\text{BN}} \quad (1)$$

$$\text{CNR} = \frac{\text{CT}_{\text{肺动脉}} - \text{CT}_{\text{肌肉}}}{\text{BN}} \quad (2)$$

图像质量的主观评估:由 2 位高年资放射科医师采用双盲法、5 分制以薄层横断位结合 MPR、MIP 等对 5 组图像进行评分,意见有分歧时经协商达成一致意见。评分标准^[1]:1 分,图像质量好,能清晰显示亚段及以下肺动脉分支;2 分,图像质量良好,能清晰显示亚段肺动脉分支;3 分,图像质量尚可,能清晰显示段肺动脉分支,但对于段以下肺动脉不能完全清晰显示;4 分,图像质量较差,仅能清晰显示叶肺动脉,段及亚段肺动脉显示不确切;5 分,难以诊断肺栓塞,需重新扫描。

PE 的诊断及栓子计数:由进行图像质量评价的 2 位放射科医师采用双盲法随机读取 5 组图像,其中一位医师间隔不同时间分别读取两次,对有无肺栓塞、栓子的部位及数目进行诊断,并按照中央型和周围型进行记录,两位医师意见不一致时经商议后达成一致意见,计算组内 ICC 和组间 ICC 值。以 CTPA 联合肺灌注图(lung perfusion blood volume, Lung PBV)和 Lung Vessels 图作为诊断 PE 的参考标准,即 CTPA 阳性或 CTPA 阴性但 Lung PBV 图呈尖端指向肺门的楔形灌注缺损、Lung Vessels 图同时显示红色或灰色栓子而相应区域肺部无异常发现,抗凝治疗后 Lung PBV 图上灌注异常区域及 Lung Vessels 图上红色或灰色栓子消失^[3-4]。计算 2 位医师在各组图像上对栓子的诊断符合率。

5. 辐射剂量评估

CTPA 扫描完成后记录机器自动生成的容积 CT 剂量指数(CT dose index volume, CT DIvol)和剂量长度乘积(dose length product, DLP),并按照公式(3)计算有效剂量(effective dose, ED):

$$\text{ED} = k \times \text{DLP} \quad (3)$$

其中, k 为转换系数,本研究中 k 值取 $0.014\text{ mSv} \cdot \text{mGy}^{-1} \cdot \text{cm}^{-1}$ 。

6. 统计学方法

采用 SPSS 16.0 软件。计量资料均以均数±标准差表示。A、B 两组之间年龄和辐射剂量的比较采用 Mann-Whitney U 检验,性别比的比较采用 χ^2 检验。5 组图像上肺动脉的 CT 值、噪声、SNR 及 CNR 的比较采用单因素方差分析(正态分布)或 Kruskal-Wallis H 检验(非正态分布),组间两两比较采用 LSD 检验(方差齐)或 Games-Hotwell 检验(方差不齐),图像质量主观评分的比较采用 Kruskal-Wallis H 检验,同时采用 Kappa 分析评估两位观察者主观评分的一致性。在 5 组图像上两位医师对栓子检出情况的一致性检验采用组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC), $\text{ICC} < 0.4$ 为一致性差; $0.4 \leq \text{ICC} < 0.75$ 为一致性中等; $\text{ICC} \geq 0.75$ 为一致性好,同时进行 ROC 曲线分析。以 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

结 果

1. 一般资料

A、B 两组患者年龄、性别的比较无明显差异(Z 及 χ^2 分别为 -0.31 及 0.20 , P 分别为 0.76 及 0.65)。

2. 图像质量

5 组各级肺动脉 CT 值差异有统计学意义($P < 0.05$),其中 A1~4 组各肺动脉 CT 值均高于 B 组,其余肺动脉 CT 值 A2、A4 组高于 A1、A3 组,但 A1 与 A3 组、A2 与 A4 组差异均无统计学意义($P > 0.05$, 表 1)。

5 组图像 BN 差异有统计学意义($P < 0.05$),其中, A1 组 BN 高于 B 组, A2~A4 组 BN 均低于 B 组, A4 组较 B 组降低约 44.5%, 但 A2 与 A3 组差异无统计学意义($P > 0.05$, 表 1)。

5 组各级肺动脉 SNR、CNR 差异有统计学意义($P < 0.05$),其中 A1 组与 B 组各级肺动脉 SNR、各叶肺动脉 CNR 差异无统计学意义($P > 0.05$),但 A2~A4 组各肺动脉 SNR、CNR 均高于 B 组,且 A4 组 SNR、CNR 均高于 A2、A3 组,但 A2、A3 组左、右肺动脉干及左、右叶肺动脉 SNR、CNR 差异无统计学意义($P > 0.05$, 表 2、3)。

A1~A4 组和 B 组图像质量主观评分分别为 1.26 ± 0.55 、 1.17 ± 0.43 、 1.21 ± 0.49 、 1.17 ± 0.43 和

表 1 五组图像上肺动脉 7 个部位的 CT 值及背景噪声的比较 (HU)

部位	A1 组(n=90)	A2 组(n=90)	A3 组(n=90)	A4 组(n=90)	B 组(n=80)	F 值	P 值
肺动脉主干	431.27±133.50	565.03±178.35 ^a	466.50±147.36 ^b	617.49±204.09 ^{ac}	331.12±93.05 ^{abcd}	43.52	0.00
右肺动脉干	413.57±133.99	536.86±183.48 ^a	455.25±150.60 ^b	597.95±209.03 ^{ac}	319.48±85.64 ^{abcd}	38.67	0.00
左肺动脉干	411.27±130.63	537.53±179.64 ^a	455.81±149.89 ^b	595.85±204.61 ^{ac}	320.84±88.76 ^{abcd}	41.79	0.00
右上肺动脉	395.08±136.02	522.64±192.24 ^a	434.57±148.62 ^b	573.04±206.06 ^{ac}	313.65±96.37 ^{abcd}	32.48	0.00
右下肺动脉	405.97±131.37	530.39±177.71 ^a	425.69±138.14 ^b	573.95±192.21 ^{ac}	320.26±91.89 ^{abcd}	31.71	0.00
左上肺动脉	398.52±129.62	520.79±180.87 ^a	434.91±144.38 ^b	571.12±200.31 ^{ac}	307.01±95.39 ^{abcd}	33.74	0.00
左下肺动脉	405.98±130.86	534.11±178.54 ^a	437.37±141.24 ^b	576.36±194.81 ^{ac}	320.31±89.06 ^{abcd}	33.73	0.00
BN	8.58±1.76	6.25±1.44 ^a	6.21±1.44 ^a	4.10±1.14 ^{abc}	7.39±1.34 ^{abcd}	128.61	0.00

注:^a 与 A1 组比较, $P<0.05$;^b 与 A2 组比较, $P<0.05$;^c 与 A3 组比较, $P<0.05$;^d 与 A4 组比较, $P<0.05$ 。

表 2 五组图像上肺动脉 7 个部位 SNR 的比较

部位	A1 组(n=90)	A2 组(n=90)	A3 组(n=90)	A4 组(n=90)	B 组(n=80)	F 值	P 值
肺动脉主干	53.02±21.90	96.35±40.53 ^a	79.75±33.51 ^{ab}	162.40±77.37 ^{abc}	46.64±16.69 ^{bcd}	112.43	0.00
右肺动脉干	50.92±21.08	91.83±40.45 ^a	78.19±34.54 ^a	157.18±70.28 ^{abc}	45.00±15.56 ^{bcd}	105.13	0.00
左肺动脉干	50.57±20.52	91.64±39.28 ^a	78.08±33.61 ^a	156.42±69.38 ^{abc}	45.20±16.17 ^{bcd}	114.02	0.00
右上肺动脉	48.45±20.56	88.95±40.63 ^a	74.24±32.31 ^a	149.82±66.46 ^{abc}	44.17±16.53 ^{bcd}	94.52	0.00
右下肺动脉	49.78±20.39	90.31±38.79 ^a	74.99±33.21 ^a	150.17±63.95 ^{abc}	45.18±16.51 ^{bcd}	87.63	0.00
左上肺动脉	48.97±20.33	88.93±39.29 ^a	74.51±32.05 ^a	149.80±66.50 ^{abc}	43.25±16.48 ^{bcd}	97.99	0.00
左下肺动脉	49.81±20.25	91.03±38.92 ^a	75.23±33.10 ^a	150.71±64.05 ^{abc}	45.16±16.15 ^{bcd}	96.80	0.00

注:^a 与 A1 组比较, $P<0.05$;^b 与 A2 组比较, $P<0.05$;^c 与 A3 组比较, $P<0.05$;^d 与 A4 组比较, $P<0.05$ 。

表 3 五组图像上肺动脉 7 个部位 CNR 的比较

组别	A1(n=90)	A2(n=90)	A3(n=90)	A4(n=90)	B(n=80)	F 值	P 值
肺动脉主干	48.07±20.53	89.21±39.15 ^a	73.24±32.07 ^{ab}	152.27±70.79 ^{abc}	39.59±15.70 ^{abcd}	111.16	0.00
右肺动脉干	45.96±20.22	84.69±39.00 ^a	71.67±32.95 ^a	147.06±68.46 ^{abc}	37.80±14.49 ^{abcd}	104.44	0.00
左肺动脉干	45.61±19.69	84.50±37.90 ^a	71.56±32.09 ^a	16.29±67.68 ^{abc}	34.12±15.11 ^{abcd}	112.79	0.00
右上肺动脉	43.50±19.84	81.81±39.42 ^a	67.72±30.86 ^a	139.70±64.77 ^{abc}	37.72±14.65 ^{bcd}	92.23	0.00
右下肺动脉	44.83±19.46	83.17±37.32 ^a	68.47±31.50 ^a	140.05±61.75 ^{abc}	37.82±15.30 ^{bcd}	87.38	0.00
左上肺动脉	44.02±19.51	81.79±37.96 ^a	67.99±30.54 ^a	139.67±64.78 ^{abc}	38.06±15.05 ^{bcd}	96.66	0.00
左下肺动脉	44.85±19.34	83.89±37.46 ^a	68.71±31.45 ^a	140.58±62.01 ^{abc}	37.97±15.10 ^{bcd}	96.90	0.00

注:^a 与 A1 组比较, $P<0.05$;^b 与 A2 组比较, $P<0.05$;^c 与 A3 组比较, $P<0.05$;^d 与 A4 组比较, $P<0.05$ 。

1.23±0.50,5 组间的差异无统计学意义($P>0.05$)。两位观察者对图像质量评分的一致性非常好,kappa 值分别为 0.848、0.879、0.853、0.912 和 0.869。五组图像上大部分均能清晰显示外周小栓子,以 A2 和 A4 组显示更清晰(图 1、2)。

3. PE 检出情况

A 组共检出 140 个栓子,包括中央型 42 个(图 3)、周围型 98 个(图 4);B 组检出 97 个栓子,包括中央型 41 个、周围型 56 个。在 5 组图像上诊断医师均检出所有中央型栓子,敏感度及特异度均为 100%;对周围型栓子,诊断医师在 A1~A4 组及 B 组图像上分别检出 72、79、79、83 和 41 个,5 组图像的敏感度及特异度分别为 73.3%及 93.3%、83.4%及 95.0%、80.0%及 93.3%、90%及 96.7%、82.8%及 92.2%,ROC 曲线下面积(AUC)分别为 0.85、0.91、0.88、0.94 和 0.88(图 5),以 A4 组的 AUC 最大,其次为 A2 组,两组间 AUC 值的差异无统计学($P>0.05$)。两位观察者对中央型及周围型栓子检出的一致性非常好,对中央型 PE 的组内和组间的 ICC 值均为 1;对周围型 PE 的组内 ICC 分别为 0.987、0.987、0.986、0.992 和 0.954,组间 ICC 分别为 0.969、0.977、0.977、0.984 和 0.890。

4. 辐射剂量

A 组和 B 组的辐射剂量相关指标的比较见表 5。两组间各项指标值的差异均有统计学意义($P<0.05$),A 组的 CTDIvol、DLP 和 ED 较 B 组分别减少约 6.6%、7.1%和 6.9%。

表 4 两组的辐射剂量指标的比较

指标	A 组	B 组	Z 值	P 值
CTDIvol(mGy)	6.46±1.89	7.07±1.59	-4.14	0.00
DLP(mGy·cm)	187.18±58.03	205.95±50.71	-3.94	0.00
ED(mSv)	2.62±0.81	2.88±0.71	-3.94	0.00

讨 论

1. 不同后处理方法对图像质量的影响
降低管电压可使含碘对比剂的肺动脉对 X 射线衰减程度增加,从而增加 X 线的光电效应比例,导致 CT 值不同程度增高^[5]。本研究结果显示 A1 组各部位肺动脉的 CT 值均高于 B 组,与文献报道相似。然而管电压降低,X 线的穿透能力减弱,图像噪声增大,进而影响图像质量。本研究中 A1 组的 BN 高于 B 组,与 Bauer 等^[1]和李颀等^[6]的研究结果相一致。为进一步降低图像噪声,提高图像质量,本研究中 A3 组采用 SAFIRE 对原始图像进行重建,该技术是基于原始数据利用反复插入法和多次迭代校正来去除噪声及伪影,与 FBP 重建相比,可明显降低图像噪声,提高

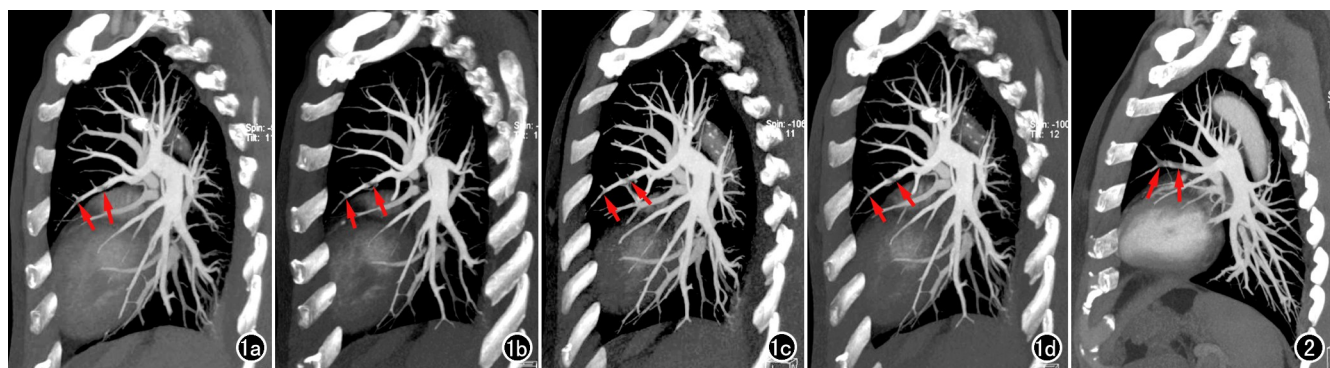


图 1 A 组(80/Sn140kV 扫描模式)患者,男,45 岁,车祸伤致左下肢肿胀 3 天。a)FBP+LB 重建的 MIP 图,外周肺动脉内小栓子显示尚清晰(箭);b)FBP+NLB 重建的 MIP 图,外周肺动脉内小栓子显示清晰(箭);c)SAFIRE+LB 重建的 MIP 图,外周肺动脉内小栓子显示较清晰(箭);d)SAFIRE+NLB 重建的 MIP 图,外周肺动脉内小栓子显示清晰(箭)。图 2 B 组(100/Sn140kV 扫描模式)患者,男,62 岁,骨折术后双下肢深静脉血栓。FBP+NLB 重建的 MIP 图显示外周肺动脉内小栓子显示尚清晰(箭)。

SNR 及 CNR,优化图像质量,而且对 CT 值影响不大。马桂娜等^[7]研究结果显示,80kV 管电压下 FBP 重建与 SAFIRE 图像上主动脉的 CT 值无统计学差异,但 SAFIRE 重建图像的 BN 明显减低。本研究 A3 组 BN 明显低于 A1 组及 B 组,相应的 SNR 及 CNR 高于以上两组,但 A1 与 A3 组间 CT 值无明显差异,与该文献报道相一致。

第二代双源 CT 双能量成像一次扫描可同时获得高、低 kV 两组不同管电压图像,LB 技术可将两种图像以固定比例融合以获得相当于 120kV 的平均加权图像,融合系数 M 值可根据观察部位不同进行自由选择。文献报道在第二代双源 CT 双能量 CTPA 中,对于体重指数正常的患者,M=0.6 时图像质量最佳^[8]。本研究 LB 重建时取 0.6 融合系数(即 40% 80kV 与 60% Sn140kV 混合)。NLB 技术可以根据图像中每个像素在低 kV 数据中 CT 值的差异,自动调整高、低 kV 能量所占比例以获得更好的融合图像,CT 值较高的像素低 kV 数据所占比例较大,而 CT 值较低的像

素高 kV 数据所占比例较大,融合比例是不定的。由于肺动脉在 80kV 时 CT 值常>150HU,因此本研究 NLB 融合参数取默认值 BC=150HU、BW=200HU。结果显示 A2 组 CT 值、SNR 及 CNR 明显高于 B 组及 A1 组,相应 BN 低于以上两组,与黄益龙等^[9]报道的 NLB 较 LB 更能提高血管 CT 值,降低空气噪声,增加图像 SNR 及 CNR,提高图像质量结果相一致。然而 Lv 等^[10]通过比较 LB 与 NLB 对腹部 CTA 图像质量的影响,发现 NLB 可提高腹部血管的 CT 值、SNR 及 CNR,但图像噪声两组间无明显差异,可能与该研究中 LB 组采用 M=0.5 而不是本研究中 M=0.6 有关。此外,本研究 A4 组肺动脉的 CT 值、SNR 及 CNR 最高而 BN 最低,BN 较 B 组降低约 44.5%,但 A2 组与 A3 组间 BN 无明显差异,提示 SAFIRE 重建及 NLB 技术均可降低图像噪声,两者联合应用不仅可以保持 NLB 的升血管 CT 值的作用还能叠加 SAFIRE 的降噪作用,对提高图像质量的价值最大。

2. 双能量 CT 肺动脉成像对 PE 的诊断价值

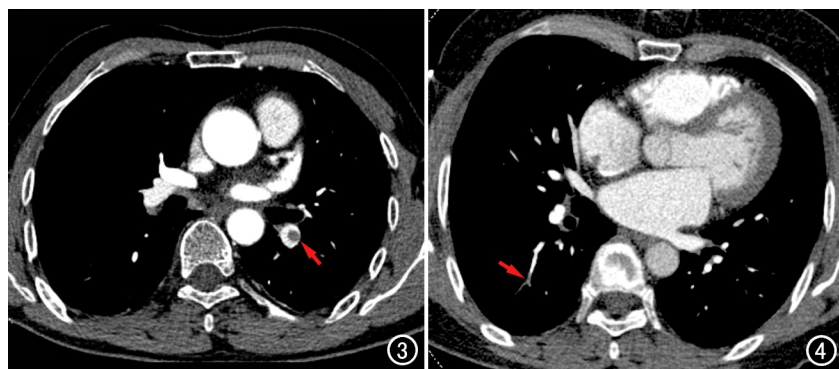
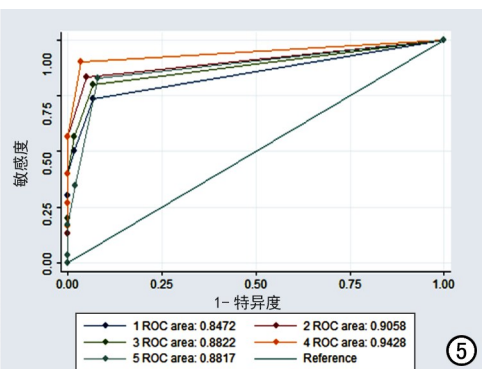


图 3 患者,男,62 岁,突发胸痛、呼吸困难 2h。CTPA 示左肺下叶肺动脉栓子(箭)。图 4 患者,女,52 岁,痔疮术后 D-二聚体明显增高。CTPA 示右肺下叶背段肺动脉远端栓子(箭)。图 5 五组图像对显示周围型肺动脉栓子的 ROC 曲线。线条 1~5 分别为 A1~A4 组和 B 组,以 A4 组的 AUC 最大。



双能量肺动脉成像获得的 Lung PBV 图和 Lung Vessels 图对 PE 的诊断具有较高的敏感性,与高特异度的 CTPA 联合应用可提高对周围型 PE 的诊断准确性及栓子的检出率^[3,11]。在临床工作中,PE 的诊断难以通过病理活检这一“金标准”来实现。因此,本研究中采用 CTPA 联合 Lung PBV 和 Lung Vessels 软件作为诊断 PE 的参考标准。研究结果显示,5 组图像对检出中央型 PE 的敏感度及特异度均为 100%,但对周围型 PE 的检出情况有一定差异,A2 组和 A4 组敏感度及特异度较高,且 AUC 较大,尤其是 A4 组,这可能与以上两组联合应用了 NLB 技术有关。黄益龙等^[12]的研究结果显示 NLB 技术可降低栓子的 CT 值,而明显提高邻近血管的强化程度,从而增加肺动脉栓子与邻近血管的对比度,更清晰地显示栓子。马德晶等^[13]分别应用 LB 及 NLB 技术对 60 例患者的肾脏肿瘤 CT 图像进行重建,发现与 LB 相比,NLB 可提高图像上肿瘤的 CNR,并增加病灶显示的清晰度,更有利于小病灶的检出。Bongers 等^[14]研究显示 NLB 技术能改善图像对比度及解剖细节,使栓子轮廓显示更清晰,从而提高对肺段、亚肺段及其远端分支内 PE 的检出率和诊断准确性。本研究结果与以上研究结果基本相符。

3. 双能量扫描的辐射剂量

既往文献报道,第二代双源 CT 双能量 CTPA 没有增加受检者的辐射剂量,且与单能量扫描相比,辐射剂量明显减低,尤其是 80/Sn140kV 扫描模式^[1]。本研究中 A、B 组的 ED 分为 (2.62 ± 0.81) 和 (2.88 ± 0.71) mSv,均低于 2017 年中华放射学会发布的《CT 辐射剂量诊断参考水平专家共识》中胸部 CT 检查辐射剂量的参考水平^[15],且 A 组较 B 组降低约 6.9%,与文献报道相一致^[16]。

本研究的局限性:双源 CT 双能量成像有多种能量组合模式,本研究中仅对比了 80kV/Sn140kV 与 100kV/Sn140kV 两种模式,未对其它成像模式进行研究;此外,本研究中仅分析了不同重建方法对中央型及周围型 PE 的检出差异,未进一步对周围型 PE 中肺动脉分支的亚段及其远端分支内的 PE 进行研究。

综上所述,在双源 CT 双能量肺动脉成像中,SAFIRE 及 NLB 技术均能降低图像噪声,改善图像质量,提高栓子检出率,两者联合应用价值较大。

参考文献:

- [1] Bauer RW, Klamer S, Renker M, et al. Dose and image quality at CT pulmonary angiography comparison of first and second genera-

- tion dual-energy CT and 64-slice CT [J]. Eur Radiol, 2011, 21(10):2139-2147.
- [2] de Zordo T, von Lutteretti K, Dejaco C, et al. Comparison of quality and radiation dose of different pulmonary CTA protocols on a 128-slice CT: high-pitch source CT, dual-energy CT and conventional spiral CT [J]. Eur Radiol, 2012, 22(2):279-286.
- [3] 罗显丽,李邦国,刘盼,等.双源 CT 双能量成像对周围型肺动脉栓塞的诊断价值[J].临床放射学杂志,2017,36(5):668-672.
- [4] Lee CW, Seo JB, Song JW, et al. Evaluation of computer-aided detection and dual energy software in detection of peripheral pulmonary embolism on dual-energy pulmonary CT angiography [J]. Eur Radiol, 2011, 21(1):54-62.
- [5] Solomon J, Marin D, Roy Choudhury K, et al. Effect of radiation dose reduction and reconstruction algorithm on image noise, contrast, resolution and detect ability of subtle hypo-attenuating liver lesions at multi-detector CT: filtered back projection versus a commercial model-based iterative reconstruction algorithm [J]. Radiology, 2017, 284(3):777-787.
- [6] 李颢,祁丽,周长圣,等.双源双能量 CT 肺动脉成像辐射剂量与图像质量的比较研究[J].放射学实践,2014,29(9):1003-1007.
- [7] 马桂娜,江奇琦,韩萍,等.SAFIRE 重建联合 CARE kV 技术在主动脉 CT 低剂量成像中的临床应用[J].临床放射学杂志,2018,37(10):1755-1759.
- [8] 李岚.双源双能量不同权重因子 CT 肺动脉血管成像图像质量的对比研究[D].重庆医科大学,2014:1-32.
- [9] 黄益龙,韩丹,金弋人,等.双源双能头颅 CTA 非线性融合系数的优化选择[J].临床放射学杂志,2016,35(12):1893-1897.
- [10] 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.
- [11] Tang CX, Zhang LJ, Han ZH, et al. Dual-energy CT based vascular iodine analysis improves sensitivity for peripheral pulmonary artery thrombus detection: an experimental study in Canines [J]. Eur J Radiol, 2013, 82(12):2270-2278.
- [12] 黄益龙,韩丹,蒋悦,等.双能量非线性融合技术补救非峰值肺动脉 CTA 图像质量的应用价值[J].放射学实践,2017,32(4):383-387.
- [13] 马德晶,卞佳,逯峰,等.双源 CT 双能量非线性融合技术在肾脏肿瘤中的应用研究[J].临床放射学杂志,2014,33(12):1921-1924.
- [14] Bongers MN, Bier G, Kloth C, et al. Improved delineation of pulmonary embolism and venous thrombosis through frequency selective nonlinear blending in computed tomography [J]. Invest Radiol, 2017, 52(4):240-244.
- [15] 中华医学会放射学分会质量管理与安全管理学组. CT 辐射剂量诊断参考水平专家共识[J].中华放射学杂志,2017,51(11):817-822.
- [16] 罗显丽,李邦国,刘盼,等.双源 CT 肺动脉成像双能量与单能量扫描图像质量及辐射剂量[J].中国临床医学影像杂志,2017,28(2):140-144.

(收稿日期:2020-03-12 修回日期:2020-06-23)