·影像技术学·

低管电流能谱单能量结合多模型自适应 统计迭代重组算法技术对头颅CT血管成像 图像质量及辐射剂量影响: 体模与临床研究

宋婷妮 李真林 赵俐红 李万江 李磊 赵飞 李玉明 夏春潮 四川大学华西医院放射科,成都 610041 通信作者:李真林, Email: HX_lizhenlin@126.com

【摘要】 目的 探讨不同单能量及权重多模型的自适应统计迭代重组(ASiR-V)在头颅能谱 CTA中对图像质量和辐射剂量的影响,获取显示头颅血管的最佳单能量及迭代重组参数。方法 (1)体 模研究:对置入模拟脑血管的头颅仿真体模进行80、140 kV瞬时切换能谱扫描,将其分为A (kie)组,采 用低管电流(280 mA),分别进行反滤波投影(FBP)及ASiR-V 20%、40%、60%、80% 重组,得到40、45、 50、55、60、65、70 keV 的单能量图像; B 体积组采用常规管电流(445 mA)和FBP 算法, 自动输出 70 keV 图像。测量各组图像模拟脑血管CT值及背景噪声,计算信噪比(SNR)及对比噪声比(CNR)。(2)临床 研究:前瞻性纳入2018年1月至6月四川大学华西医院需行头颅增强CTA检查的40例患者,采用数 字表法随机分为A#*组和B#*组,A#*组的扫描参数与A##组一致,B#*组的扫描参数和B##组一 致。采用5分法对图像进行主观评分。记录体模研究和临床研究各组扫描的剂量长度乘积(DLP)。 采用独立样本t检验比较A_{患者}组和B_{患者}组间DLP的差异,采用ANOVA单因素方差或Mann-Whitney U 秩和检验比较各组图像的质量。结果 (1)体模研究:不同单能量图像上,模拟脑血管噪声、CNR差 异有统计学意义(P<0.05),40~55 keV 图像 CNR 高于 70 keV,差异有统计学意义(P<0.05);不同迭代重 组比例图像上,模拟脑血管噪声、SNR及CNR差异均有统计学意义(P<0.05);ASiR-V 60%及80%图像 的SNR、CNR高于其余组(P<0.05),但二者间差异无统计学意义(P>0.05);ASiR-V 80% 图像噪声较低 (P<0.05)。(2)临床研究:A##组中55 keV及60 keV图像质量主观评分高于其他组,且随着迭代重组比 例增加,40~50 keV 图像的主观评分增高,差异有统计学意义(P<0.05)。低管电流(280 mA)、55 keV、 ASiR-V 60%及ASiR-V 80%组患者模拟脑血管图像的SNR、CNR及主观评分高于B组患者, A ## 组的 DLP为(131.42±8.68)mGy·cm,低于B_{患者}组的(212.18±11.56)mGy·cm(t=23.974, P<0.05)。结论 使用 低管电流(280 mA)进行头颅 CTA 能谱扫描结合单能量及 ASiR-V 迭代算法可在保证较好图像质量的 同时显著降低辐射剂量,55 keV结合ASiR-V 60%~80%可以获得较高的图像质量,满足诊断需求。

【关键词】 体层摄影术,X线计算机; 辐射剂量; 单能量图像; 迭代重组

基金项目:四川省科技厅重点研发项目(2017SZ0016);四川大学华西医院学科卓越发展"1·3·5" 工程项目(ZYGD18019)

DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2019.11.013

Virtual monochromatic images in low tube current dual-energy spectral imaging combined with adaptive statistical iterative reconstruction V in head CT angiography:phantom and clinical study Song Tingni, Li Zhenlin, Zhao Lihong, Li Wanjiang, Li Lei, Zhao Fei, Li Yuming, Xia Chunchao Department of Radiology, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China Corresponding author: Li Zhenlin, Email: HX_lizhenlin@126.com

[Abstract] Objective To analyze the value of combining the virtual monochromatic spectral (VMS) image and adaptive statistical iterative reconstruction V (ASiR-V) in low tube current dual-energy spectral imaging in head CTA, and to explore the optimal VMS and ASiR-V level while reducing the

radiation dose. Method (1) Phantom study: an Anthropomorphic PBU-60 angiographic head phantom was examined on a Revolution CT with spectral imaging mode at two different tube current. Images of different energy levels (at 40, 45, 50, 55, 60, 65 and 70 keV) in A group [the low tube current group (with 280 mA)] were reconstructed with the combination of filtered back projection (FBP), 20%, 40%, 60% and 80% ASiR-V. VMS images at 70 keV in B group [the routine tube current group (with 445 mA)] were reconstructed with FBP only. The standard deviation (SD), signal to noise ratio (SNR) and contrast to noise ratio (CNR) of phantom study were measured and examined by ANOVA variance analysis.(2) Clinical study: to prospectively select 40 patients(randomly divided into A and B groups with 20 patients in each group), the subjective scores of patients were assessed with a 5-point scale system and compared by the Mann-Whitney U test. The radiation dose was recorded and analyzed by t test. **Results** (1) Phantom study: there were significant differences in the image noise, CNR of the simulated cerebral vessels at different energy levels of VMS image (P<0.05). VMS images at 40 to 55 keV yielded a higher CNR compared with 70 keV (P<0.05). The SNR and CNR in the low tube current group with ASiR-V 60% and ASiR-V 80% were higher than that of the FBP, ASiR-V 20% and ASiR-V 40% images in the same group (P<0.05). (2) Clinical study: the subjective scores at 55 keV and 60 keV were higher than others (P<0.05). The subject scores of 40,50 and 55 keV were increased as the proportion of ASiR-V increased. (3) The SNR and CNR of the simulated cerebral vessels and subjective scores in of the 55 keV VMS images with ASiR-V 60% and ASiR-V 80% in the low tube current patient group was higher than that of the 70 keV FBP images in the routine tube current group (P<0.05). The radiation dose of A group was lower than B group (t=23.974, P<0.05). Conclusions VMS images in low tube current spectral imaging combined with ASiR-V can significantly reduce radiation dose and ensure image quality in head CTA. The 55 keV VMS images with ASiR-V60% and 80% provide higher image quality.

[Key words] Tomography, X-ray computed; Radiation dosage; Virtual monochromatic spectral image; Iterative reconstruction

Fund programs: Key Development Program of Science and Technology Department of Sichuan Province (2017SZ0016); "1 · 3 · 5" Project for Disciplines of Excellence, West China Hospital, Sichuan University (ZYGD18019)

DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2019.11.013

头颅血管CTA检查是诊断颅内脑血管疾病的 重要手段。随着CT能谱成像(gemstone spectral imaging, GSI)在临床上的推广和应用,单能量成 像、能谱曲线分析、物质定量分析法及去金属伪影 等成为研究的热点^[1-2]。能谱CT单能量成像可提 高对腹部血管(如肾动脉、门静脉等)及下肢血 管[3-6]的显示,但在脑血管CTA中的应用不多。低 管电压^[7]、管电流调制^[8]等方法能有效降低CT辐射 剂量,但如何在降低辐射剂量的同时保证图像质量 仍然是目前研究的热点。迭代重组是目前常用的 降低图像噪声的重组方法^[9],可在低剂量条件下保 证较高的图像质量。基于多模型的自适应统计迭 代重组 (adaptive statistical iterative reconstruction Veo, ASiR-V)技术可在低剂量扫描时提供比常规 自适应统计迭代重组(adaptive statistical iterative reconstruction, ASiR)更好的图像质量^[9]。笔者利用 头部仿真体模,分析不同单能量及不同权重 ASiR-V 迭代重组对头颅能谱 CTA 图像质量的影 响,并结合临床患者的主观评分,探寻低管电流能 谱扫描显示头颅血管的最佳单能量及迭代重组参 数,降低头颅能谱CTA辐射剂量。

资料与方法

一、体模研究

1. 研究对象:采用日本 Kyoto Kagaku 公司 PBU-60型 CT 头部仿真体模,高 33 cm,前后径 20 cm,左右径16 cm,质量6.5 kg。该体模模拟成人 男性的头骨、脑组织及脑室,且体模内部具有模拟 的左侧颈内动脉颅内段、大脑前动脉及大脑中动



图1 日本Kyoto Kagaku公司 PBU-60型CT头部仿真体模

脉,无需注入对比剂, 其X线衰减率与注入 对比剂后的实际人体 脑血管相近(图1)。

2. 扫描设备及方 法:采用美国 GE Revolution CT 扫描仪, 采用 80、140 kV 瞬时切 换能谱扫描。A_{体模}组 为低管电流组,管电流 为280 mA;B_{体模}组为常 规管电流组,管电流为

445 mA。探测器宽度 40 mm, 螺距 0.984, 旋转时间

0.5 s/周,层厚与层间距均为0.625 mm,扫描长度 160 mm。扫描时体模为仰卧位,听眦线与床面 垂直。

3. 图像后处理:所有图像均采用标准算法重组。A_{k模}组:将扫描数据分别进行不同权重迭代算法重组,包括滤波反投影(filtered back projection, FBP)和ASiR-V 20%、40%、60%、80%重组,然后将 图像传输至AW 4.6 后处理工作站,得到40、45、50、 55、60、65、70 keV 的单能量图像;B_{k模}组:采用FBP 算法,自动输出70 keV 图像。

4. 图像质量评价:对图像质量进行客观评价, 将体模扫描各组图像传至AW 4.6 图像后处理工作 站,隐藏扫描及重组条件,将模拟脑血管分为颈内 动脉段、大脑中动脉段及大脑前动脉段3段,由2名 具有5年以上工作经验的放射科医师共同测量不 同参数下相同层面3段脑血管及邻近脑组织的CT 值和噪声。脑血管ROI测量直径为1.5 mm,脑实质 ROI测量直径为10.0 mm,每个层面各测3个ROI求 平均值以减小误差。噪声为脑组织CT值的标准差 值,计算信噪比(signal to noise ratio, SNR)和对比噪 声比(contrast to noise ratio, CNR)。

5.辐射剂量:记录各组扫描的容积CT剂量指数(CT dose index,CTDIvol)及剂量长度乘积(dose length product,DLP)。

二、临床研究

1.临床资料:临床研究为前瞻性研究,通过了 四川大学华西医院生物医学伦理委员会审查批准, 批准文号为2017年审(360)号。收集2018年1月 至6月四川大学华西医院符合以下标准的患者。 纳入标准:疑似或已有颅内血管疾病需要行头颅增 强CTA检查。排除标准:(1)碘对比剂过敏;(2)孕 妇;(3)严重心、肾功能不全。40例患者纳入研究, 男19例,女21例,年龄(51±17)岁,体重指数(body mass index,BMI)为(23.6±3.1)kg/m²。按照随机数 字表法将患者分为A_{患者}、B_{患者}两组,每组20例,A_{患者} 组年龄(49±18)岁,BMI为(23.3±3.5)kg/m²,B_{患者}组 年龄(53±16)岁,BMI为(24.0±2.7)kg/m²,两组具有 可比性,年龄、BMI的差异均无统计学意义(*t*值分 别为0.624、0.604,*P*值分别为0.537、0.551)。

2. 扫描及后处理方法:采用美国 GE Revolution CT 扫描仪, A_{患者}组的扫描参数与A_{体模}组一致, B_{患者} 组的扫描参数和B_{体模}组一致。采用双筒高压注射 器经肘静脉团注对比剂碘帕醇(含碘 370 mg/ml), 总量 60 ml,流率5 ml/s,注射完毕后以相同流率追 加注射 30 ml 生理盐水。采用对比剂自动触发扫描 技术,在颈内动脉第4颈椎层面设置监测 ROI,阈值 250 HU,达峰后延迟2s开始扫描。图像后处理方 法同体模研究部分。

3.图像质量评价:由2名具有5年以上工作经验的放射科医师在AW 4.6重组工作站上,隐藏图像的患者信息、扫描条件和重组条件,浏览各组患者头颅CTA的轴面图像,并进行VR和MIP,采用5分法分别评价图像质量。评分标准:5分,影像对比度好,图像颗粒均匀,头颅大血管边缘光滑,分支显示好,远端显示好;4分,影像对比度较好,图像颗粒较均匀,头颅大血管显示好,分支及远端显示较好;3分,影像对比度一般,图像颗粒欠均匀,头颅大血管及分支显示较好,远端及末端欠佳;2分,影像对比度较差,图像颗粒粗糙,血管却糁毛糙,大血管及分支显示欠佳;1分,影像对比度差,图像颗粒粗糙,血管粗糙断裂,分支及远端欠清。3分及以上的图像质量视为满足诊断要求。而后2名医师达成一致意见,作为最终结果进行后续分析。

4.辐射剂量:同体模研究。

三、统计学分析

使用SPSS 20.0软件进行统计学分析。符合正态分布的计量资料用 $\bar{x}\pm s$ 表示。采用独立样本t检验比较A_{#者}组和B_{#者}组间年龄、BMI及DLP的差异。采用ANOVA单因素方差分析比较多组图像客观指标的差异,两两比较采用SNK法;采用Mann-Whitney U秩和检验比较图像主观评分的差异。2名医师间主观评分的一致性检验采用Kappa分析,Kappa>0.75为一致性较好,0.75>Kappa>0.40为一致性一般,Kappa<0.40为一致性使差。通过综合图像的客观和主观评价,得到A组中最佳单能量及ASiR-V比例的组合,然后分别将其与B组作比较。P<0.05为差异有统计学意义。

结 果

一、低管电流组的图像质量

1.体模研究:A_{体模}组中不同单能量结合ASiR-V 图像的质量客观指标结果如下:(1)迭代重组比例 一定时,模拟脑血管在不同单能量图像上噪声及 CNR差异有统计学意义;70 keV组图像噪声最小, 40~55 keV图像CNR高于70 keV,差异有统计学意 义。(2)单能量能级水平一定时,模拟脑血管在不同 迭代重组比例图像上噪声、SNR及CNR差异均有 统计学意义。(3)单能量能级水平一定时,ASiR-V 60%及ASiR-V 80%图像的SNR及CNR高于FBP、 ASiR-V 20%及ASiR-V 40%组;ASiR-V 60%与 ASiR-V 80%组图像的SNR、CNR差异无统计学意 义;各组图像中,ASiR-V 80%组图像噪声最 低(表1)。

2.临床研究:A_{患者}组中不同单能量结合ASiR-V 图像的主观评分结果如下:2名医师主观评分一致 性较高(Kappa=0.874, P<0.01)。各组图像评分均≥ 3分,满足诊断要求。ASiR-V重组比例一定时,患 者脑血管在不同单能量图像上的主观评分差异有 统计学意义,55 keV及60 keV组评分高于其他组; 单能量水平为40~50 keV时,不同迭代重组比例图 像的主观评分差异有统计学意义,且随迭代重组比 例增加,图像主观评分增高;当单能量水平为50~ 70 keV时,不同迭代重组比例图像的主观评分差异 无统计学意义(表2,图2~13)。

综合体模和临床研究的上述结果,单能量水平 选择为55 keV 且 ASiR-V 选择60% 及80% 时的图 像质量客观评价与主观评分均高于其余各组,据此

表1	A_{kk} 组不同单能量结合 ASiR-V 图像的客观评价指标比较结果(\bar{x} ±.	s, n=3)	
----	--	---------	--

不同单能导团确	噪声(HU)							
小円平肥里凶隊	FBP ASiR-		R-V 20% ASiR-V 40% ASiR-V 60%		ASiR-V 80%	F值	<i>P</i> 值	
40 keV	40.80±0.53	37.34±0.33	31.99±0.99	26.04±0.53	23.83±0.21ª	1 386.615	< 0.01	
$45 \ \mathrm{keV}$	34.54±0.44	31.63±0.24	27.08±0.84	22.00±0.45	20.16±0.19 ^a	1 405.904	< 0.01	
$50 \ \mathrm{keV}$	29.55±0.40	27.09±0.17	23.20±0.71	18.80±0.41	17.28±0.19 ^a	1 388.258	< 0.01	
$55 \ \mathrm{keV}$	25.67±0.37	23.5 <mark>5±0.11</mark>	20.21±0.60	16.32±0.41	15.07±0.20ª	1 289.018	< 0.01	
$60 \ \mathrm{keV}$	22.56±0.31	20.7 <mark>2±0.06</mark>	17.75±0.53	14.32±0.40	13.22±0.17 ^a	1 264.304	< 0.01	
$65 \ \mathrm{keV}$	20.27±0.32	18.65 <mark>±0.05</mark>	16.04±0.44	12.91±0.44	12.02±0.17ª	1 106.717	< 0.01	
$70 \ \mathrm{keV}$	18.29±0.29	16.83±0.07	14.46±0.41	11.59±0.39	10.78±0.16 ^a	1 082.539	< 0.01	
F值	3 955.982	16 298.26	782.21	1 294.11	5 857.65			
P值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01			
不同单能量图像		2	1012	信噪比				
	FBP	ASiR-V 20%	ASiR-V 40%	ASiR-V 60%	ASiR-V 80%	F值	<i>P</i> 值	
40 keV	14.73±2.57	16.23±3.04	18.92±3.34	23.05±4.23 ^b	24.64±5.77 ^b	10.485	< 0.01	
$45 \ \mathrm{keV}$	14.42±2.42	15.89±2.88	18.52±3.16	22.61±4.02 ^b	24.15 ± 5.49^{b}	11.251	< 0.01	
$50 \ \mathrm{keV}$	14.06±2.26	15.48±2.70	18.02±2.94	22.06 ± 3.77^{b}	23.51 ± 5.14^{b}	12.178	< 0.01	
$55 \ \mathrm{keV}$	13.70±2.09	15.08 ± 2.51	17.50±2.73	21.51±3.53 ^b	22.83 ± 4.79^{b}	13.214	< 0.01	
$60 \ \mathrm{keV}$	13.36±1.93	14.70±2.33	17.06±2.53	21.01 ± 3.29^{b}	22.31 ± 4.46^{b}	14.676	< 0.01	
$65 \ \mathrm{keV}$	12.92±1.77	14.19±2.13	16.39±2.30	20.24 ± 3.06^{b}	21.32 ± 4.05^{b}	15.711	< 0.01	
$70 \ \mathrm{keV}$	12.61±1.63	13.86±1.96	16.00±2.12	$19.85 \pm 2.85^{\text{b}}$	20.94 ± 3.76^{b}	17.984	< 0.01	
F值	1.202	1.065	1.383	1.003	0.746			
P值	0.319	0.319	0.319	0.319	0.319			
了日本社員困免			对	比噪声比	•			
个问甲能重图像	FBP	ASiR-V 20%	ASiR-V 40%	ASiR-V 60%	ASiR-V 80%	F值	P值	
40 keV	14.35±2.56°	15.82±3.04°	18.45±3.34°	22.39 ± 4.21^{cd}	24.13±5.76 ^{cd}	10.105	< 0.01	
$45 \ \mathrm{keV}$	13.76±2.41°	15.16±2.88°	17.68±3.16°	21.49 ± 3.99^{cd}	23.14 ± 5.48^{cd}	10.373	< 0.01	
$50 \ \mathrm{keV}$	13.07±2.25°	14.40±2.69°	16.77±2.94°	20.44 ± 3.74^{cd}	$21.95{\pm}5.14^{\rm cd}$	10.662	< 0.01	
$55 \ \mathrm{keV}$	12.38±2.08°	13.64±2.50°	15.83±2.73°	19.36 ± 3.49^{cd}	$20.71{\pm}4.78^{\rm cd}$	10.898	< 0.01	
$60 \ \mathrm{keV}$	11.69±1.92	12.87±2.32	14.94±2.53	18.30 ± 3.24^{d}	19.57 ± 4.46^{d}	11.326	< 0.01	
$65 \ \mathrm{keV}$	10.91±1.75	12.00±2.12	13.85±2.30	17.01 ± 2.98^{d}	18.04 ± 4.05^{d}	11.280	< 0.01	
$70 \ \mathrm{keV}$	10.26±1.61	11.30±1.95	13.03±2.12	16.06 ± 2.76^{d}	17.07 ± 3.76^{d}	11.984	< 0.01	
F值	4.505	3.841	4.661	3.915	2.636			
P值	0.001	0.003	0.001	0.002	0.025			

注:FBP:滤波反投影;ASiR-V:多模型的自适应统计迭代重组。两两比较:*:与其余各不同比例ASiR-V图像比较,噪声较低,差异有统计学意义(P<0.05);^b:ASiR-V 60%及ASiR-V 80%图像的信噪比比FBP、ASiR-V 20%及ASiR-V 40%高,差异有统计学意义(P<0.05);^c:与70 keV 相比,对比噪声比较高,差异有统计学意义(P<0.05);^d:ASiR-V 60%及ASiR-V 80%图像的对比噪声比CNR比FBP、ASiR-V 20%及ASiR-V 40%高,差异有统计学意义(P<0.05)

	志有 — ,						
不同单能量图像	FBP	ASiR-V 20%	ASiR-V 40%	ASiR-V 60%	ASiR-V 80%	Z 值	<i>P</i> 值
$40 \ \mathrm{keV}$	3.05±0.60	3.25±0.55	3.40±0.60	3.75±0.44	3.90±0.64	23.332	0.000
$45 \ \mathrm{keV}$	3.35±0.67	3.75±0.55	3.85±0.59	4.00 ± 0.56	4.20±0.41	20.166	0.000
$50 \ \mathrm{keV}$	3.90±0.31	4.05±0.22	4.20±0.41	4.25±0.44	4.40±0.50	16.413	0.003
$55 \ \mathrm{keV}$	4.15±0.37ª	4.25±0.44ª	4.45±0.51ª	4.55±0.51ª	4.40 ± 0.50^{a}	8.766	0.067
$60 \ \mathrm{keV}$	4.05±0.39ª	4.30 ± 0.47^{a}	4.40 ± 0.50^{a}	4.40 ± 0.50^{a}	4.50±0.51ª	9.240	0.055
$65 \ \mathrm{keV}$	3.80±0.41	3.95±0.51	4.00±0.46	4.05±0.39	4.05±0.39	4.514	0.341
$70 \ \mathrm{keV}$	3.50±0.61	3.60±0.60	3.65±0.59	3.65±0.59	3.70±0.57	1.821	0.769
Z 值	53.395	49.290	46.417	39.970	30.903		
P值	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01	< 0.01		

表2 A_{患者}组不同单能量结合 ASiR-V 图像的主观评价指标比较结果(分, x ± s, n=20)

注:FBP:滤波反投影;ASiR-V:多模型的自适应统计迭代重组。两两比较:^a:55 KeV及60 KeV图像质量主观评分与其他组相比较高,差异 有统计学意义(P<0.05)



图 2-8 男,19岁。分别为低管电流(280 mA)能谱扫描不同的40、45、50、55、60、65、70 keV 多模型的自适应统计迭代重组(ASiR-V) 40% 头颅血管 CTA 图像,55 keV(图 5)及60 keV(图 6)图像质量主观评分高于其他各组 **图 9~13** 男,19岁。低管电流(280 mA)能 谱扫描 55 keV 的不同迭代重组比例(反滤波投影与 ASiR-V20%、40%、60% 和 80%)头颅血管 CTA 图像,随着迭代重组比例增加,图像质量主观评分增加

将A组中55 keV、ASiR-V 60%图像定义为A1组, 55 keV、ASiR-V 80%图像定义为A2组。

二、低管电流组与常规管电流组图像质量比较 1.体模研究:A1_{体模}组、A2_{体模}组与B_{体模}组图像噪 声、SNR及CNR差异均有统计学意义;A1_{体模}组及 $A2_{kk}$ 组图像噪声、SNR及CNR均高于 B_{kk} 组,但 A1_{kk}组与A2_{kk}组图像间SNR、CNR差异无统计学 意义,A2_{kk}组噪声低于A1_{kk}组(表3)。

2.临床研究:A1_{患者}组、A2_{患者}组及B_{患者}组的主观 评分分别为(4.05±0.51)、(4.55±0.51)、(4.40±0.50)

表3 各体模组图像的客观及主观评价指标

比牧结果 $(x \pm s, n=3)$						
组别	噪声(HU)	信噪比	对比噪声比			
B _{体模} 组	14.09±1.50	15.80 ± 2.54	12.82±2.36			
A1 _{体模} 组	16.32±0.41ª	21.51±3.53ª	22.39±4.21ª			
A2 _{体模} 组	$15.07 \pm 0.20^{\mathrm{ab}}$	22.83±4.79ª	24.13±5.76 ^a			
F值	13.730	9.006	11.835			
P值	0.000	0.001	0.000			

注:A1_{体模}组:55 keV、多模型的自适应统计迭代重组(ASiR-V) 60%;A2_{体模}组:55 keV、ASiR-V 80%;*:与B_{体模}组比较,差异有统计 学意义(P<0.05);^b:与A1_{体模}组比较,差异有统计学意义(P<0.05)

分,差异有统计学意义(Z=9.385, P=0.025)。

三、低管电流组与常规管电流组的辐射剂量

 A_{kkg} 组的 CTDIvol 与 DLP 分别为 7.09 mGy、 134.57 mGy・cm,低于 B_{kkg} 组的 11.54 mGy、219.02 mGy・cm。 A_{aa} 组的 CTDIvol 与 DLP 分别为 7.09 mGy、(131.42±8.68) mGy・cm,低于 B_{aa} 组的 11.54 mGy、(212.18±11.56) mGy・cm。 A_{aa} 组和 B_{aa} 组间 的 DLP 差异有统计学意义(*t*=23.974, *P*<0.05)。

讨 论

一、单能量图像对头颅能谱CTA图像质量的影响 头颅CTA 是脑血管疾病检查的重要方法,广泛 应用于临床。CT能谱成像技术通过80、140 kV 瞬 时切换,几乎同时同角度得到2种能量X线的采样 数据,并能获得40~140 keV 的单能量图像。低能 量水平X线穿透力较低,可增加图像的CT值与组 织的对比,有利于提高血管显示的CNR,优化图像 质量^[10]。笔者通过对40~70 keV以5 keV为重组间 隔探寻显示头颅血管的最佳单能量水平发现,迭代 重组比例一定时,模拟脑血管在不同单能量图像上 噪声及CNR存在差异,且40~55 keV图像CNR高于 70 keV,而患者组中55 keV及60 keV图像质量主观 评分也高于其他单能量图像。与本研究结果类似, 廖海等^[11]也发现在脑动脉CTA中采用能谱单能量 成像技术可提高图像质量,其中50 keV 单能量图 像质量最佳。低能量水平可以提高血管的显示,但 在一定程度上增加了图像背景噪声。因此,笔者在 最佳单能量基础上结合迭代重组技术,进一步降低 图像噪声,提高图像质量。

二、基于多模型的自适应统计迭代重组技术对 图像质量的影响

ASiR-V是一种新的迭代重组技术,提高了图

像空间分辨率,图像噪声明显降低,从概念上讲是 一种基于模型的迭代重组(model-based iterative reconstruction, MBIR)的低剂量CT成像技术。 ASiR-V提供了比ASiR更先进的噪声和对象建模方 式,并实现了物理建模。ASiR-V中迭代重组最耗 时的部分系统光学建模被弱化,所以在获得与 MBIR 相似的图像质量的同时保证了与 FBP 及 ASiR 相近的重组速度。ASiR-V具有前置和后置两 种方式,笔者采用了后置ASiR-V。前置ASiR-V是 在扫描前设置,其可通过智能调节管电流降低辐射 剂量,而后置ASiR-V可在降低扫描参数后保证其 图像质量,从而达到降低辐射剂量的目的。Lim 等^[12]的体模研究表明,与传统FBP和ASiR相比,后 置ASiR-V显著降低了图像噪声,提高了CNR及空 间分辨率,并减少了辐射剂量。于子川等[13]的研究 也表明, ASiR-V可以在满足诊断需要的同时降低 患儿腹部CT的辐射剂量,且ASiR-V为40%时图像 质量最佳。但并非迭代权重比越高,图像质量就越 好。ASiR 权重过高可能过分改变图像噪声结构, 出现蜡状伪影。本研究结果显示,在能谱扫描低管 电流组中,单能量能级水平一定时,ASiR-V 60%及 ASiR-V 80% 图像的 SNR、CNR 比 FBP、ASiR-V 20% 及ASiR-V 40% 高。此外,笔者还发现,与ASiR-V 60%比较, ASiR-V 80%的图像噪声较低, 二者间模 拟脑血管图像的 SNR、CNR 及患者图像主观评分并 无明显差异,且从图像上来看蜡状伪影并不严重。 原因之一在于早期迭代重组算法的特点是基于统 计学原理进行数据空间和图像空间迭代运算,但除 了仅有的系统噪声模型外缺少更完善的多模型系 统,容易造成噪声频率改变和漂移,易出现蜡状伪 影。ASiR-V在运算时纳入更多模型,因此与单一 模型迭代重组算法ASiR相比可提供更高质量的图 像。第二个原因在于,既往研究结论[13]是基于腹部 CT的研究,对于肝、脾等脏器的图像评价标准与颅 内血管不一致,故使用ASiR-V 60%及ASiR-V 80% 均可在显示颅内血管时获得较高图像质量。

三、低管电流头颅能谱CTA单能量结合 ASiR-V对图像质量和辐射剂量的影响

低管电流时,单能量水平选择55 keV且 ASiR-V选择60%或80%时的图像质量客观评价与 主观评分均较其余各组好,且与常规管电流相比, 低管电流组55 keV(ASiR-V 60%或ASiR-V 80%) 模拟脑血管图像SNR、CNR及患者图像质量主观评 分也较高。而对于辐射剂量,与常规管电流相比, 低管电流组辐射剂量降低,这表明单能量成像技术 与ASiR-V的联合使用能够在保证图像质量同时有 效降低头颅CTA检查辐射剂量,增加诊断安全性。

四、本研究局限性及未来研究方向

本研究的局限性在于,低单能量(40、45 keV) 图像血管的CT值可达1000 HU以上,且有少量颅 内小静脉CT值较高,影响了颅内动脉血管的显示, 降低了图像主观评分。这意味着可以使用更低的 对比剂用量来进行头颅能谱CTA的检查,而在本研 究中尚未涉及对比剂剂量的讨论。因此,低对比剂 剂量联合低剂量能谱扫描有待进一步研究。

综上所述,低管电流(280 mA)能谱单能量55 keV联合ASiR-V 60%~80%可以获得较高的图像质量,满足诊断需求。因此,使用低管电流(280 mA) 头颅CTA能谱扫描结合单能量及ASiR-V迭代算法 可在保证较好图像质量的同时,有效降低辐射 剂量。

利益冲突 所有作者均声明不存在利益冲突

参考文献

- Fuchs TA, Stehli J, Fiechter M, et al. First experience with monochromatic coronary computed tomography angiography from a 64-slice CT scanner with Gemstone Spectral Imaging (GSI)[J]. J Cardiovasc Comput Tomogr, 2013, 7(1): 25-31. DOI: 10.1016/j.jcct.2013.01.004.
- [2] Yamada Y, Jinzaki M, Hosokawa T, et al. Abdominal CT: an intra-individual comparison between virtual monochromatic spectral and polychromatic 120-kVp images obtained during the same examination[J]. Eur J Radiol, 2014, 83(10): 1715-1722. DOI:10.1016/j.ejrad.2014.06.004.
- [3] Hu D, Yu T, Duan X, et al. Determination of the optimal energy level in spectral CT imaging for displaying abdominal vessels in pediatric patients[J]. Eur J Radiol, 2014, 83(3): 589-594. DOI:10.1016/j.ejrad.2013.10.016.

- [4] Qian LJ, Zhu J, Zhuang ZG, et al. Differentiation of neoplastic from bland macroscopic portal vein thrombi using dual-energy spectral CT imaging: a pilot study[J]. Eur Radiol, 2012, 22 (10): 2178-2185. DOI:10.1007/s00330-012-2477-3.
- [5] 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. DOI:10.1016/j.ejrad.2011.02.063.
- [6] 王杏娟,任小璐,王雪梅,等.能谱CT单能量成像在提高下肢 CT静脉成像质量中的价值[J].中华放射学杂志,2013,47(6): 563-565. DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2013.06.020.
- [7] Zhang WL, Li M, Zhang B, et al. CT angiography of the head-and-neck vessels acquired with low tube voltage, low iodine, and iterative image reconstruction: clinical evaluation of radiation dose and image quality[J]. PLoS One, 2013, 8(12): e81486. DOI:10.1371/journal.pone.0081486.
- [8] Wu TH, Hung SC, Sun JY, et al. How far can the radiation dose be lowered in head CT with iterative reconstruction? Analysis of imaging quality and diagnostic accuracy[J]. Eur Radiol, 2013, 23(9): 2612-2621. DOI: 10.1007 / s00330-013-2846-6.
- [9] Kwon H, Cho J, Oh J, et al. The adaptive statistical iterative reconstruction-V technique for radiation dose reduction in abdominal CT: comparison with the adaptive statistical iterative reconstruction technique[J]. Br J Radiol, 2015, 88 (1054): 20150463. DOI:10.1259/bjr.20150463.
- [10] 林晓珠,沈云,陈克敏.CT能谱成像的基本原理与临床应用 研究进展[J]. 中华放射学杂志,2011,45(8):798-800.DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2011.08.028.
- [11] 廖海,邓德茂,黄增超,等.CT能谱单能量成像用于提高脑血管 CTA 成像质量[J].中国介入影像与治疗学,2014,11(10): 680-683.DOI:10.13929/j.1672-8475.2014.10.014.
- [12] Lim K, Kwon H, Cho J, et al. Initial phantom study comparing image quality in computed tomography using adaptive statistical iterative reconstruction and new adaptive statistical iterative reconstruction v[J]. J Comput Assist Tomogr, 2015, 39 (3): 443-448. DOI:10.1097/RCT.000000000000216.
- [13] 于子川,季倩,黄黎香,等.活体肝移植婴幼儿腹部低剂量增强CT的最佳自适应统计迭代重组V迭代率研究[J].中华放射学杂志,2017,51 (3):192-196. DOI: 10.3760 / cma. j. issn.1005-1201.2017.03.008.

(收稿日期:2018-10-10) (本文编辑:张晓冬)