

• 骨骼肌肉影像学 •

结合监测点优化的能谱扫描在双低剂量下肢动脉血管 CT 成像中的应用价值

梅莞翠, 李铖铖, 汤倩, 陈文, 王赛, 陈素萍, 杨波, 刘超

【摘要】目的:探讨能谱扫描结合腘动脉水平监测在双低剂量(低辐射剂量和低对比剂剂量)下肢动脉血管 CT 成像(CTA)中的应用价值。**方法:**前瞻性纳入需行下肢 CTA 检查的 111 例患者,分为 A、B、C 三组。A 组(35 例)采用常规扫描模式,对比剂 105 mL, 监测腹主动脉;B 组(38 例)采用能谱扫描模式,对比剂 95 mL, 监测腹主动脉;C 组(38 例)采用能谱扫描模式,对比剂 85 mL, 监测腘动脉。记录 3 组的辐射剂量与对比剂剂量。对于 B、C 两组,生成 50 keV 单能图像进行分析。由 2 位医师采用 5 分法对 3 组图像腹髂段(AIS)、股腘段(FPS)和膝下段(LKS)进行图像质量评分。测量 CT 值及噪声值,计算信噪比(SNR)及对比噪声比(CNR)。比较 3 组图像间的客观参数、主观评分、辐射剂量和对比剂剂量。**结果:**C 组对比剂剂量较 A 组降低了 19.04%,ED 降低了 14%,差异均有统计学意义(P 均 < 0.05)。B、C 两组在各血管处 CT 值均高于 A 组(P < 0.05)。从腹主动脉到踝动脉,C 组的客观图像质量优势逐渐显现,在踝动脉处的 SNR 和 CNR 最高,其次为 B 组,A 组最低,差异均有统计学意义(P 均 < 0.05)。图像质量主观评分方面,AIS 段 3 组图像质量评分差异无统计学意义;FPS 段 B、C 组评分高于 A 组;LKS 段 C 组评分最高,B 组次之,A 组最低,差异有统计学意义(P < 0.05)。**结论:**与传统下肢 CTA、腹主动脉点监测扫描方案相比,能谱结合腘动脉水平监测点扫描方案在双低剂量下可提高下肢动脉的图像质量,尤其提高了对膝下血管的显示能力,具有较高的临床应用价值。

【关键词】 能谱 CT; 体层摄影术, X 线计算机; 下肢动脉; 辐射剂量; 对比剂剂量; 阈值监测

【中图分类号】 R543.5; R814.42 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2024)09-1221-07

DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2024.09.016 开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Clinical value of energy spectrum scanning combining with monitoring on popliteal artery level in dual low dose CT angiography for lower extremity arteries MEI Wan-cui, LI Cheng-cheng, TANG Qian, et al. College of Biomedical Engineering, Hubei University of Medicine, Hubei 442000, China

【Abstract】 Objective: To explore the clinical value of energy spectrum scanning combining with monitoring on popliteal artery level in dual low (low radiation dose and low contrast dose) CT angiography (CTA) for lower extremity arteries. **Methods:** One hundred and eleven patients requiring lower limb CTA were prospectively divided into three groups: Group A (35 cases): conventional scanning, 105mL of contrast, monitoring on abdominal aorta; Group B (38 cases): gem spectral imaging (GSI), 95mL of contrast, monitoring on abdominal aorta; Group C (38 cases): GSI, 85mL of contrast, monitoring on popliteal artery. For Groups B and C, 50keV single energy images were generated for analysis. Subjective scoring was performed by two physicians independently on the abdominal iliac segment (AIS), femoral popliteal segment (FPS), and lower knee segment (LKS) using 5-point scale. The CT values and noise (SD) values of the regions of interest (ROIs) were measured. The signal-to-noise ratio (SNR) and contrast-to-noise ratio (CNR) were then calculated. Objective parameters, subjective scores, and doses among three-group images were compared. **Results:** Compared to Group A, the contrast dose for Group C decreased in 19.04%; the effective dose decreased in 14% (P < 0.05). Regarding

作者单位: 442000 湖北,湖北医药学院生物医学工程学院(梅莞翠、王赛);442000 湖北,十堰市太和医院超声医学科(李铖铖);445000 湖北,湖北民族大学附属民大医院放射科(汤倩);442000 湖北,湖北医药学院附属太和医院医学影像中心(梅莞翠、陈文、杨波、刘超);100176 北京,GE 医疗中国 CT 影像研究中心(陈素萍)

作者简介: 梅莞翠(1997—),女,湖北黄冈人,硕士研究生,初级技师,主要从事 CT 影像技术工作。

通讯作者: 刘超, E-mail: 541238658@qq.com

基金项目: 湖北省卫生健康委基金资助项目(编号: WJ2021M047); 湖北省自然科学基金青年项目(编号: 2022CFB853); 湖北省教育厅科学研究计划中青年人才项目(编号: Q202220110); “十四五”湖北省高等学校优势特色学科群(现代医学)项目(编号: 2022XKQT1)

CT values, the CT values of Group B and Group C images were higher than those of Group A on all vessels (all $P < 0.05$). The objective parameters of Group C images gradually stood out from the abdominal aorta to the ankle artery. There was highest SNR in Group C on the ankle artery, followed by Group B, and Group A, all $P < 0.05$. Regarding subjective scores, there was no statistical difference in the AIS segment among the three groups, while Group B and Group C showed higher scores than Group A in the FPS segment. For the LKS segment, Group C images had the highest score, followed by Group B, and the lowest score in Group A, with a statistical difference. **Conclusion:** Compared to conventional lower extremities CTA with monitoring on the abdominal aorta, the developed method combining GSI scanning and monitoring on the popliteal artery can provide better image contrast and improve the display of LKS arteries at dual low dose level.

【Key words】 Energy spectrum CT; Tomography, X-ray computed; Lower limb arteries; Radiation dose; Contrast agent dose; Threshold monitoring

下肢外周动脉疾病 (peripheral arterial disease, PAD) 是动脉粥样硬化病变累及下肢动脉并引起慢性阻塞的一类疾病^[1,2], 常由吸烟、高血压、糖尿病或胆固醇水平升高一些心血管危险因素引起或加剧^[3]。据报道, PAD 影响全球超过 2 亿人, 其中 60 岁以上患病率超过 20%^[4,5]。下肢动脉 CTA 作为一种非侵入、快速、方便、准确的检查手段, 已逐渐代替数字减影血管造影 (digital subtraction angiography, DSA) 成为评估和诊断下肢动脉血管性疾病的一种常见检查方法^[3,6-10]。然而, 相比其他部位, 下肢动脉扫描范围较长, 层厚较薄, 通常需要更多的对比剂, 其较高的辐射剂量及不良反应的风险也值得担忧。且在常规扫描方式下, 由于下肢动脉膝关节以下血管较小的口径及血管远端阻力大的因素, 对比剂通常需要很长时间才能到达, 因此难以控制血管成像时间, 导致膝关节以下血管显影浅或未显影的情况。因此, 如何在低对比剂剂量和低辐射剂量条件下, 提高下肢动脉 CTA 成功率并获得满足临床诊断要求的图像质量一直是研究的热点。

相关研究表明, 通过改变下肢 CTA 扫描方向并将监测层面放置在踝关节水平可以改善远端小腿和足底动脉的显影情况^[11]。在我们的预实验中, 在头-足扫描方向下, 仅改变监测层面到腘动脉也可以优化膝关节以下血管的显示。另一方面, 利用宝石能谱成像技术 (Gem stone imaging, GSI) 进行 CTA 扫描时, 不仅能够获得基物质密度值及其分布图像, 还能获得不同千电子伏 (kilo electron voltage, keV) 的单能量图像^[12-14]。单能量成像小于 60 keV 的 CTA 图像可以提高碘对比剂的强化程度, 改善下肢动脉的显示, 从而提高图像质量或减少对比剂用量, 改善组织对比度增强不足或分化受限的缺点^[9,12,15-17]。因此, 联合能谱技术和监测点优化对于低辐射剂量和低对比剂剂量下肢 CTA 具有一定应用价值, 但暂未见相关文献报道。本

研究旨在探讨联合能谱技术和优化监测点在低对比剂用量和低辐射剂量下, 提高下肢动脉显示效能的临床可行性。

材料与方法

1. 病例资料

前瞻性搜集十堰市太和医院 2022 年 9 月至 2023 年 5 月间怀疑下肢动脉疾病而行下肢动脉 CTA 检查的患者 111 例, 患者均签署知情同意书。将 111 例患者随机分为 A、B、C 三组, 采用不同扫描方式行 CTA 检查: A 组为常规扫描腹主动脉监测组, B 组为能谱扫描腹主动脉监测组, C 组为能谱扫描腘动脉监测组。病例排除标准: ①具有 CT 增强检查绝对禁忌症; ②完全不能配合检查, 有明显运动伪影; ③身体质量指数 (body mass index, BMI) $< 18 \text{ kg/m}^2$ 或 BMI $> 30 \text{ kg/m}^2$ 。

2. 扫描方案

所有患者下肢 CTA 均在 GE Health Care 256 Revolution CT 扫描仪上进行扫描。患者取仰卧位, 双手上举置于头顶, 采用足先进体位模式, 身体置于扫描床板正中, 扫描范围为第 12 椎体下缘至足指尖。A 组扫描参数: 管电压 100 kVp, 管电流在 250~600 mA 之间自动调制, 噪声指数 9, 螺距 0.98:1; B 组和 C 组扫描参数: 采用宝石能谱成像 (GSI) 模式, 电压在 80 和 140 kVp 之间瞬时切换, 管电流为 200 mA, 机架转速 0.5 s, NI(噪声指数)9, 螺距 0.98:1; 图像重建均采用 80% 权重的自适应统计迭代重建算法 (adaptive statistical iterative reconstruction V, ASIR-V)。技术参数: A 组和 B 组的监测点 ROI 均设置于第 3 腰椎水平的腹主动脉, C 组的监测点 ROI 设置于膝关节处的腘动脉, 3 组监测最低阈值为 150 HU, 注射对比剂后当 ROI 中的 CT 值达到阈值时, 8 s 延迟后开始扫描。对比剂注射方案: 所有患者均注射非离子水溶性碘对

比剂碘海醇(含碘 350 mg/mL, 欧乃派克), 使用 20 号留置针经右肘正中静脉注射。3 组的对比剂和生理盐水注射流率均为 4 mL/s, A 组注射 105 mL 对比剂后追加 45 mL 生理盐水,B 组注射 95 mL 对比剂后追加 55 mL 生理盐水,C 组注射 85 mL 对比剂后追加 65 mL 生理盐水。3 组注射总量均为 150 mL, 扫描结束后留观 30 min, 以防止发生对比剂过敏反应。

3. 图像后处理

检查结束后所有图像上传至 GE AW 4.7 图像后处理工作站, B 组和 C 组生成 50 keV 单能量图像^[9,16-17]。所有图像均采用最大密度投影(maximum intensity projection, MIP) 和容积再现(volume rendering, VR) 技术进行后处理。

4. 主观图像质量评价

将所有患者经过重建后的下肢动脉图像分为 3 段: 腹髂段(abdominal iliac segment, AIS), 包括腹主动脉、髂总动脉和髂外动脉; 股腘段(femoral popliteal segment, FPS), 包括股总动脉、腘动脉; 膝下段(lower knee segment, LKS), 包括胫腓骨主干动脉、踝动脉、足拇指动脉。所有图像均由 2 位分别有 5 年和 10 年以上血管诊断经验的影像医师在不知分组的情况下, 采用 5 分制从图像的噪声、伪影、锐利度、血管显示等方面进行主观评价, 意见不一致时通过协商决定。图像评分细则如下: 5 分, 优, 图像噪声和伪影很低, 血管轮廓清晰, 图像质量优秀; 4 分, 好, 图像噪声或伪影低, 血管轮廓清晰, 图像质量好; 3 分, 一般, 图像有轻度噪声或伪影, 血管轮廓部分模糊, 图像质量一般; 2 分, 差, 图像有高噪声或伪影, 血管轮廓不清楚, 图像质量差; 1 分, 不可接受, 图像有严重噪声和伪影, 图像不可评价。

5. 客观图像质量评价

连续 3 次在邻近层面测量腹主动脉(L3 水平)、股动脉(髋关节水平)、腘动脉(膝关节水平)及踝动脉(踝关节水平)的 CT 值及噪声(SD), 取其平均值; 为避免部分容积效应, ROI 位置选取血管近中心处, 大小尽量接近管腔大小, 同时避开管腔壁或钙化斑块, 当有血管完全闭塞时, 测其邻近血管代替。测量同层面血管

周围肌肉 CT 值作为图像背景噪声, ROI 大小约为 20 mm², 取其平均值。分别计算图像的信噪比(signal noise ratio, SNR) 和对比噪声比(contrance noise ratio, CNR): SNR=靶血管平均 CT 值/靶血管 SD, CNR=(靶血管平均 CT 值-肌肉平均 CT 值)/肌肉 SD^[18]。

6. 辐射剂量

根据患者 CT 扫描后生成的剂量报告记录 CT 剂量指数(computed tomography dose index, CTDI)(单位为 mGy) 和剂量长度乘积值(dose length product, DLP)(单位为 mGy · cm), 根据公式 ED=DLP×K (K_{male}=0.0056, K_{female}=0.0068)^[19], 计算每例患者接受的有效辐射剂量(effective dose, ED)(单位为 mSv)。

7. 统计学分析

采用 SPSS 27.0 软件进行统计学分析。分类变量以例(百分比)表示。连续变量采用 Shapiro-Wilk 法进行正态性检验, 服从正态分布者以平均值±标准差表示, 不服从正态分布者以中位数(四分位数间距)表示。分类变量(如性别、临床资料)的组间比较采用卡方检验或 Fisher 精确检验, 正态性连续变量的比较采用单因素方差分析(组间比较)和 Dunnet 法(多重比较), 非正态性连续变量的比较采用 Kruskal Willas H 检验(组间)和 Mann Whitney U 检验(两两比较)。2 位医师的主观评分一致性分析采用 Kappa 检验。以 P<0.05 为差异有统计学意义。

结 果

1. 一般资料

本研究 A、B、C 三组患者共 111 例, 三组患者在性别、年龄、BMI 和扫描长度上差异无统计学意义(P>0.05, 表 1)。

2. 客观图像质量评价

CT 值部分, 在腹主动脉和股动脉处, B 组最高, C 组次之, A 组最低(P<0.05); 腘动脉处 B 组与 C 组差异无统计学意义, 均高于 A 组(P<0.05); 踝动脉处 C 组均高于 A 组和 B 组(P<0.05)。噪声部分, 在腹主动脉、股动脉和腘动脉处, B 组与 C 组差异无统计学意

表 1 三组患者的临床资料比较

组别	A 组	B 组	C 组	统计值	P 值
例数	35	38	38		
年龄(岁)	53.14±15.21	57.50±13.49	57.18±12.37	1.081 ^a	0.343
性别(例)				1.008 ^b	0.604
男	19	23	25		
女	15	15	13		
BMI(kg/m ²)	23.78±2.97	24.25±3.58	23.26±2.58	0.984 ^a	0.377
扫描长度(cm)	1183.23±63.21	1197.92±70.93	1198.66±61.14	0.896 ^a	0.411

注:^a: F 值; ^b: χ² 值; 正态分布数据以平均值±标准差表示, 非正态分布的数据以中位数(四分位数间距)表示, 分类变量以频数表示。

义, 均高于 A 组($P<0.05$); 踝动脉处 C 组低于 B 组和 A 组($P<0.05$)。SNR 部分, 在腹主动脉处, B 组高于 C 组($P<0.05$); 股动脉处, A 组高于 B 组和 C 组, 但两两比较差异无统计学意义($P>0.05$); 胫动脉处 A 组最高, B 组次之, C 组最小, 但差异无统计学意义($P>0.05$); 踝动脉处 C 组最高, B 组次之, A 组最低($P<0.05$)。CNR 部分, 在腹主动脉和股动脉处, A 组与 B 组差异无统计学意义, 且均高于 C 组($P<0.05$); 胫动脉处 A 组最高, B 组次之, C 组最低, 但差异无统计学意义($P>0.05$); 踝动脉处, C 组高于 B 组, 但差异无统计学意义, 两组 CNR 均高于 A 组($P<0.05$, 表 2)。

3. 主观图像质量评价

两位医师在各段各组间的评分一致性较好, Kappa 值范围为 0.78~0.94。三组患者图像均 ≥ 3 分, 满足诊断要求。在 AIS 段, 三组主观评分相近, 评分差异无统计学意义($P>0.05$); A 组的 FPS 主观评分低于 B 组、C 组($P<0.05$), B、C 两组之间差异无统计学意义($P>0.05$); C 组的 LKS 主观评分明显高于 A 组、B 组, B 组评分较 A 组高, 差异均有统计学意义($P<0.05$, 表 3)。三组患者不同分段血管的 MIP 图

和 VR 图见图 1~3。

表 3 三组图像质量主观评价结果比较

指标/诊断医师	A 组	B 组	C 组	H 值	P 值
AIS * 分数					
医师一	5(1)	5(0)	5(1)	3.985	0.136
医师二	5(1)	5(0)	5(1)	1.469	0.482
Kappa 值	0.94	0.81	0.94		
FPS * 分数					
医师一	5(1) ^{ab}	5(0)	5(0)	9.106	0.011
医师二	5(1) ^{ab}	5(0)	5(0)	12.318	0.002
Kappa 值	0.87	0.84	0.78		
LKS * 分数					
医师一	3(1) ^{ab}	4(1) ^c	5(1)	66.859	<0.001
医师二	3(0) ^{ab}	4(1) ^c	5(0)	68.438	<0.001
Kappa 值	0.89	0.90	0.89		

注: AIS, 腹骼段; FPS, 股腘段; LKS, 膝下段; 正态分布数据以平均值 \pm 标准差表示, 非正态分布数据以中位数(四分位数间距)表示;^a: A、B 组比较 $P<0.05$; ^b: A、C 组比较 $P<0.05$; ^c: B、C 组比较 $P<0.05$ 。

4. 辐射剂量和对比剂剂量

三组之间的对比剂剂量、CTDI、DLP 和 ED 差异均有统计学意义($P<0.05$)。C 组对比剂剂量较 A 组、B 组分别降低了 19.0%、10.5%, DLP 分别降低了 9.7%、1.4%, ED 分别降低了 14.0%、2.5%, CTDI 较 A 组降低了 10.41%(表 4)。

表 2 三组图像腹主动脉、股动脉、胫动脉和踝动脉的客观评价参数比较

	A 组	B 组	C 组	H 值	P 值
腹主动脉					
CT 值(HU)	473.29 \pm 70.28 ^{ab}	868.86(379.94) ^c	632.51 \pm 194.18	38.527	<0.001
噪声(HU)	13.89 \pm 2.35 ^{ab}	22.14 \pm 4.67	20.84(5.90)	58.128	<0.001
SNR	32.57(8.73)	38.57 \pm 15.83 ^c	30.97 \pm 11.93	8.403	0.015
CNR	45.63 \pm 12.20 ^b	38.65 \pm 15.14 ^c	30.95 \pm 7.70	18.158	<0.001
股动脉					
CT 值(HU)	461.28 \pm 68.26 ^{ab}	819.83 \pm 244.14 ^c	689.91 \pm 179.73	48.933	<0.001
噪声(HU)	13.48 \pm 2.34 ^{ab}	20.71 \pm 4.61	19.67 \pm 4.42	49.691	<0.001
SNR	34.82 \pm 5.68	38.58(18.01)	34.64(14.72)	6.549	0.038
CNR	46.74 \pm 14.16 ^b	40.65 \pm 14.63 ^c	34.41 \pm 11.39	11.859	0.00
胫动脉					
CT 值(HU)	444.91 \pm 70.50 ^{ab}	779.27 \pm 173.13	768.39 \pm 144.50	64.56	<0.001
噪声(HU)	8.78 \pm 2.90 ^{ab}	16.62 \pm 5.73	18.36 \pm 5.19	48.38	<0.001
SNR	61.47 \pm 22.12	49.12(24.30)	44.72(20.92)	3.297	0.217
CNR	79.94 \pm 7.91	67.01(28.59)	62.96(19.26)	3.044	0.160
踝动脉					
CT 值(HU)	312.74 \pm 56.59 ^b	331.56(143.37) ^c	439.55(209.23)	18.056	<0.001
噪声(HU)	21.26 \pm 4.12 ^b	18.05 \pm 5.20 ^c	17.29 \pm 3.45	8.218	0.009
SNR	15.27 \pm 4.03 ^{ab}	21.49(8.10) ^c	27.51(6.86)	40.412	<0.001
CNR	22.58 \pm 5.51 ^{ab}	38.96 \pm 9.22	48.29 \pm 17.85	41.435	<0.001

注: 正态分布数据以平均值 \pm 标准差表示, 非正态分布数据以中位数(四分位数间距)表示; SNR, 信噪比; CNR, 对比噪声比; ^a: A、B 组比较 $P<0.05$; ^b: A、C 组比较 $P<0.05$; ^c: B、C 组比较 $P<0.05$ 。

表 4 三组对比剂剂量和辐射剂量比较分析

组别	A 组	B 组	C 组	H 值	P 值
对比剂量(mL)	105 ^{ab}	95 ^c	85	110.00	<0.001
CTDI(mGy)	5.28 ^{ab}	4.73	4.73	110.00	<0.001
DLP(mGy·cm)	659.48 \pm 34.00 ^{ab}	603.70(45.11)	595.22 \pm 29.00	49.825	<0.001
ED(mSv)	4.04 \pm 0.33 ^{ab}	3.54(0.63)	3.45(0.44)	31.246	<0.001

注: 正态分布数据以平均值 \pm 标准差表示, 非正态分布数据以中位数(四分位数间距)表示; ^a: A、B 组比较 $P<0.05$; ^b: A、C 组比较 $P<0.05$; ^c: B、C 组比较 $P<0.05$ 。

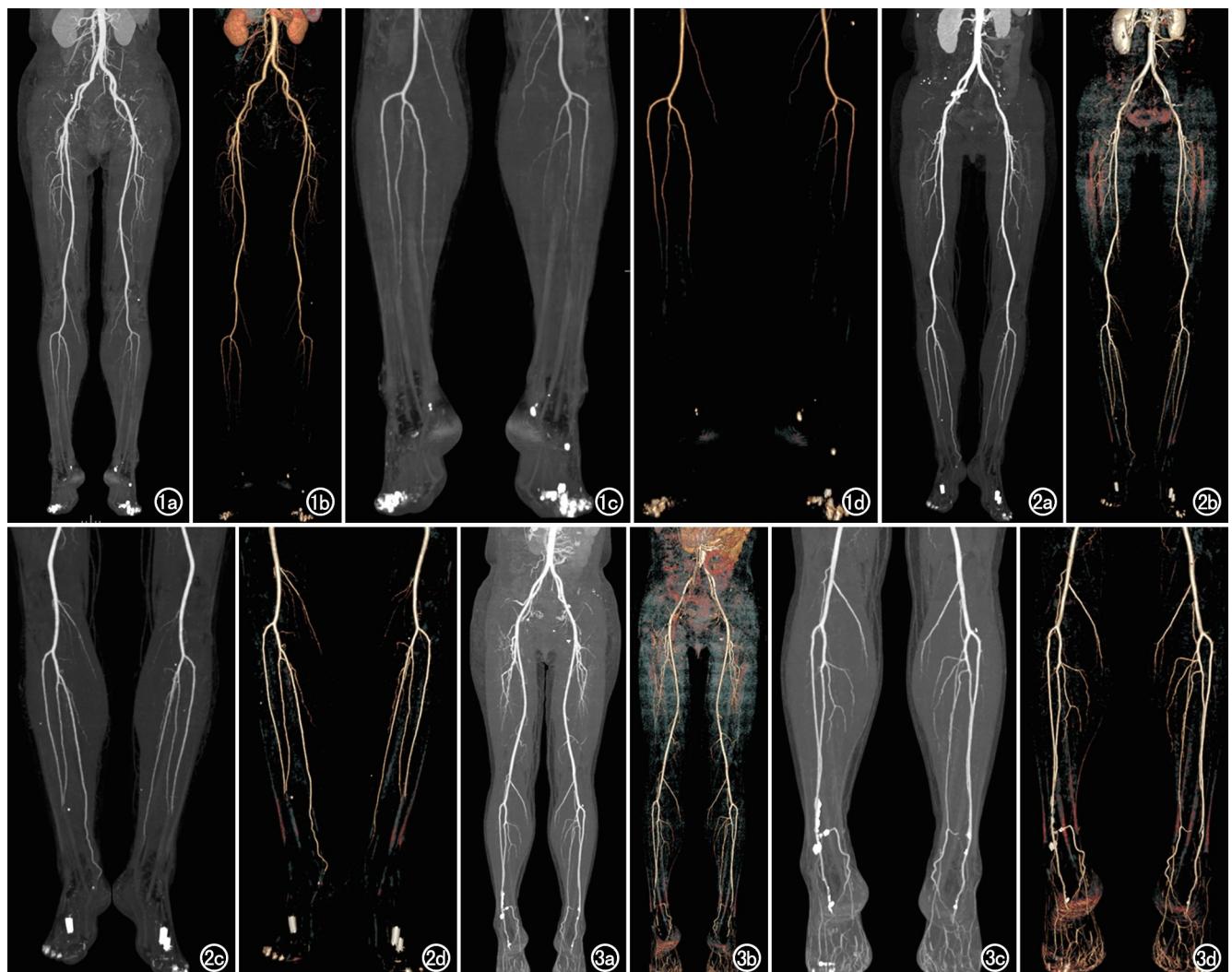


图 1 A 组患者,女,54岁,高血压。图像质量一般,对比度增强不足,膝下血管部分显影。主观评分为 AIS 4 分, FPS 3 分,LKS 3 分。a) 下肢动脉 MIP 图;b) 下肢动脉 VR 图;c) 膝下动脉 MIP 图;d) 膝下动脉 VR 图。

图 2 B 组患者,女,51岁,动脉粥样硬化。图像质量较好,对比度明显增强,膝下血管显影浅淡。主观评分为 AIS 5 分, FPS 4 分,LKS 4 分。a) 下肢动脉 MIP 图;b) 下肢动脉 VR 图;c) 膝下动脉 MIP 图;d) 膝下动脉 VR 图。

图 3 C 组患者,女,58岁,糖尿病。图像质量优,对比度明显增强,膝下血管清晰显示。主观评分为 AIS 5 分, FPS 5 分,LKS 5 分。a) 下肢动脉 MIP 图;b) 下肢动脉 VR 图;c) 膝下动脉 MIP 图;d) 膝下动脉 VR 图。

讨 论

如何在低对比剂剂量和低辐射剂量条件下提高下肢 CTA 成功率并获得满足临床诊断要求的图像质量一直是学术研究的热点。本研究首次探讨了监测点优化的能谱模式胭动脉水平监测扫描方案,在使用低对比剂剂量和低辐射剂量条件下对下肢 CTA 扫描图像质量的影响。本研究结果表明,与常规模式结合腹主动脉点监测扫描方案相比,能谱扫描胭动脉监测组具有更优的图像质量,尤其是 LKS 血管的显示,对比剂剂量和辐射剂量也进一步降低。与先前的研究相比^[16,17],本研究保证了下肢血管均满足临床图像质量

需求,且 LKS 图像质量更优,还进一步降低了辐射剂量和对比剂剂量,对比剂剂量仅为 85 mL 的能谱扫描胭动脉监测组的有效辐射剂量(ED)明显低于能谱扫描腹主动脉监测组(降低约 2.5%)和常规扫描组(降低约 14%)。

本研究结果显示,与常规组比较,由于较高的光电效应,在使用 50 keV 的腹主动脉监测和胭动脉监测能谱扫描组中,所有下肢动脉得到明显的增强,这与 Jia 等^[16]的研究结果一致。其他有研究表明,通过能谱^[17]、时间分辨序列膝下血管多期相方案^[20]扫描下肢动脉,对于膝关节以下细小血管的显示及狭窄诊断效能有明显的提升。然而,传统的腹主动脉阈值监测

点结合能谱扫描方案,对提升膝关节以下细小血管的效能有限;且对膝下血管反复扫描来提高显示效能,其辐射安全也值得担忧。在本研究中,由于腘动脉监测点的优化,可消除个体循环差异,膝关节以下远端细小血管显示可以得到更大的提升。在能谱扫描腘动脉监测组中,膝下段的踝动脉 CT 值、SNR、CNR 明显高于能谱扫描腹主动脉监测组(提升约 24%、22%、54%)和常规扫描组(提升约 28%、44%、20%),最低 CT 值也达 300 HU 以上,达到下肢动脉规范化图像质量评定标准^[21],LKS 主观评分也明显高于能谱扫描腹主动脉监测组和常规扫描组,不对诊断造成影响,所有患者均一次扫描完成检查。对于膝上血管的评估,因能谱扫描优势和监测点优化的因素,尽管客观参数结果比较存在差异,能谱扫描腘动脉监测组的 FPS 主观评分也高于能谱扫描腹主动脉监测组和常规扫描组($P < 0.05$),但三组的 AIS 主观评分差异无统计学意义,评分也均达 4 分以上,这可能与这部分血管口径较大及常规增强足以做出可靠诊断有关。

降低管电压、自动管电流调制和迭代重建算法是降低辐射剂量的有效方法。有研究表明^[22],其他参数不变时,将管电压从 120 kVp 降低到 70 kVp 可使下肢动脉 CTA 的辐射剂量降低 30%。此外,增加螺距通过缩短图像采集时间也可有效降低辐射剂量。有研究将 70 kVp 与高螺距采集技术相结合,在其对比剂剂量减少 40% 的情况下,获得了与传统剂量方案组相似的图像质量^[23]。Park 等^[24]运用 ADMIRE(高级建模迭代重建技术)在 70 kVp 下进行下肢 CTA 的可行性研究,并比较用于外周动脉疾病(peripheral arterial disease, PAD)评价的超低剂量(ultralow-dose, ULD)、低剂量(low-dose, LD)和标准剂量(standard-dose, SD)对比剂下肢 CTA 的图像质量和辐射剂量,研究结果表明 ULD 对比剂组与 LD 对比剂组使用了 70 kVp 和 ADMIRE 技术,可安全降低辐射剂量,且能有效评估和随访 PAD。Ren 等^[25]认为,在双层光谱 CT 上使用低对比剂剂量和 40~50 keV 的单能量图像评估下肢动脉是可行的。有学者利用宝石能谱 CT 最佳单能量成像结合自动能谱协议选择技术运用于颅脑 CTA 检查,发现其能有效降低对比剂剂量和辐射剂量,且与常规扫描模式相比,可有同等的动脉显示效果以及信噪比^[26]。然而,先前的研究只涉及不同扫描参数和技术对于减少患者辐射剂量、对比剂剂量及图像质量方面的研究,未探讨双低剂量扫描方案对下肢 CTA 膝关节以下血管的显示情况。

对于下肢动脉病变,尤其是糖尿病合并下肢动脉阻塞性病变多发生在远端的细小血管,存在血管广泛钙化和血流缓慢等问题,相较于超声的低诊断效能、

MRI 检查速度慢及 DSA 有创性等局限性,CT 具有快速、便捷、诊断准确性高等优点,无疑是筛选下肢动脉病变有效的辅助检查手段。然而,LKS 的显示效果及诊断准确率却一直是诊断过程中的难点,因此提高下肢动脉 LKS 部分的血管显示和图像质量,从而提高诊断准确率至关重要。近年来,为提高 LKS 的图像质量和诊断准确率,有学者研究了降低管电压^[27]、噪声优化^[17]、能谱扫描模式^[16]、逆血流方向扫描联合深度学习重建算法^[11]等方法,但依然面临着诊断准确率改善不足、膝下血管显示欠佳和辐射剂量较高等问题。因此,本研究采用腘动脉水平监测点的能谱扫描方案,重建 50 keV 单能量图像,在兼顾了膝上血管图像质量满足临床诊断标准,膝下血管显示也得到进一步提升的基础上,降低了辐射剂量和对比剂剂量,可有效降低患者的诊疗风险,提高诊断医师信心,具有较高的临床应用价值。

本研究存在以下局限性:①样本量较少,且为单中心研究,研究结果可能存在一定程度的偏倚;②纳入的病例未区分疾病阳性组与阴性组,未探讨不同疾病的图像质量差异,不同扫描方式对于疾病的诊断价值也未进行探讨;③未根据患者的不同体重设置个性化的对比剂方案;④排除了 $BMI < 18 \text{ kg/m}^2$ 和 $BMI > 30 \text{ kg/m}^2$ 的患者,未探究本研究扫描方案对于肥胖人群的临床价值;⑤未纳入肾功能有障碍的患者,低对比剂剂量对这部分人群意义重大。以上内容将在以后的研究中进一步探讨。

综上所述,腘动脉监测点优化的能谱扫描可在明显降低辐射剂量和对比剂剂量的情况下提高下肢动脉的图像质量,尤其是提高了对膝下血管的显示能力,具有较高的临床应用潜力。

参考文献:

- [1] Hiatt WR, Goldstone J, Smith SC, et al. Atherosclerotic peripheral vascular disease symposium II [J]. Circulation, 2008, 118 (25): 2826-2829.
- [2] Firnhaber JM, Powell CS. Lower extremity peripheral artery disease: diagnosis and treatment [J]. Am Fam Physician, 2019, 99 (6): 362-369.
- [3] Napoli A, Anzidei M, Zaccagna F, et al. Peripheral arterial occlusive disease: diagnostic performance and effect on therapeutic management of 64-section CT angiography [J]. Radiology, 2011, 261 (3): 976-986.
- [4] Fowkes FGR, Rudan D, Rudan I, et al. Comparison of global estimates of prevalence and risk factors for peripheral artery disease in 2000 and 2010: a systematic review and analysis [J]. Lancet, 2013, 382 (9890): 1329-1340.
- [5] Selvin E, Erlinger TP. Prevalence of and risk factors for peripheral arterial disease in the United States [J]. Circulation, 2004, 110 (6): 738-743.

- [6] Kock MCJM, Adriaensen MEAP, Pattynama PMT, et al. DSA versus multi-detector row CT angiography in peripheral arterial disease: randomized controlled trial [J]. Radiology, 2005, 237(2): 727-737.
- [7] Foley WD, Stonely T. CT angiography of the lower extremities [J]. Radiol Clin North Am, 2010, 48(2): 367-396.
- [8] Meyer BC, Oldenburg A, Frericks BB, et al. Quantitative and qualitative evaluation of the influence of different table feeds on visualization of peripheral arteries in CT angiography of aortoiliac and lower extremity arteries [J]. Eur Radiol, 2008, 18(8): 1546-1555.
- [9] Wichmann JL, Gillott MR, De Cecco CN, et al. Dual-energy computed tomography angiography of the lower extremity runoff [J]. Invest Radiol, 2016, 51(2): 139-146.
- [10] Mangold S, De Cecco CN, Schoepf UJ, et al. A noise-optimized virtual monochromatic reconstruction algorithm improves stent visualization and diagnostic accuracy for detection of in-stent restenosis in lower extremity run-off CT angiography [J]. Eur Radiol, 2016, 26(12): 4380-4389.
- [11] 陈依林, 刘元芬, 王莉莉, 等. 深度学习重建算法对低 kV 逆血流扫描下肢动脉 CT 血管成像图像质量的影响 [J]. 中华放射学杂志, 2022, 56(11): 1188-1194.
- [12] Almutairi A, Sun Z, Poovathumkadavi A, et al. Correction: dual energy CT angiography of peripheral arterial disease: feasibility of using lower contrast medium volume [J]. PLoS One, 2015, 10(12): e145976.
- [13] 窦越群, 于楠, 郭佑民, 等. 探讨能谱 CT 单能量图像对计算机辅助检测系统肺栓塞检出率的影响 [J]. 放射学实践, 2020, 35(8): 1020-1024.
- [14] Matsumoto K, Jinzaki M, Tanami Y, et al. Virtual monochromatic spectral imaging with fast kilovoltage switching: improved image quality as compared with that obtained with conventional 120kVp CT [J]. Radiology, 2011, 259(1): 257-262.
- [15] Sudarski S, Apfaltrer P, Nance JJ, et al. Optimization of keV-settings in abdominal and lower extremity dual-source dual-energy CT angiography determined with virtual monoenergetic imaging [J]. Eur J Radiol, 2013, 82(10): e574-e581.
- [16] Jia X, Li X, Li J, et al. Improving diagnostic accuracy for arteries of lower extremities with dual-energy spectral CT imaging [J]. Eur J Radiol, 2020, 128(7): 109061.
- [17] Gruschwitz P, Petritsch B, Schmid A, et al. Noise-optimized virtual monoenergetic reconstructions of dual-energy CT angiographies improve assessability of the lower leg arterial segments in peripheral arterial occlusive disease [J]. Radiography, 2023, 29(1): 19-27.
- [18] Kok M, Turek J, Mihl C, et al. Low contrast media volume in pre-TAVI CT examinations [J]. Eur Radiol, 2016, 26(8): 2426-2435.
- [19] Meyer BC, Werncke T, Foert E, et al. Do the cardiovascular risk profile and the degree of arterial wall calcification influence the performance of MDCT angiography of lower extremity arteries? [J]. Eur Radiol, 2010, 20(2): 497-505.
- [20] Buls N, de Brucker Y, Aerden D, et al. Improving the diagnosis of peripheral arterial disease in below-the-knee arteries by adding time-resolved CT scan series to conventional run-off CT angiography. First experience with a 256-slice CT scanner [J]. Eur J Radiol, 2019, 110(1): 136-141.
- [21] 中华医学学会放射学分会, 下肢动脉 CTA 扫描技术专家共识协作组. 下肢动脉 CT 血管成像扫描技术专家共识 [J]. 中华放射学杂志, 2019, 53(2): 88-92.
- [22] Brook OR, Gourtsoyianni S, Brook A, et al. Split-bolus spectral multidetector CT of the pancreas: assessment of radiation dose and tumor conspicuity [J]. Radiology, 2013, 269(1): 139-148.
- [23] Assi A. Image quality and radiation exposure with low-contrast-dose computed tomography angiography of the lower extremities [J]. Pol J Radiol, 2020, 85(1): 169-173.
- [24] Park S, Park SH, Hwang JH, et al. Low-dose CT angiography of the lower extremities: a comparison study of image quality and radiation dose [J]. Clin Radiol, 2021, 76(2): 119-156.
- [25] Ren H, Zhen Y, Gong Z, et al. Feasibility of low-dose contrast media in run-off CT angiography on dual-layer spectral detector CT [J]. Quant Imaging Med Surg, 2021, 11(5): 1796-1804.
- [26] 徐军, 张又新, 吴红英, 等. 宝石能谱 CT 双低检查技术在颅脑 CTA 中的应用研究 [J]. 放射学实践, 2022, 37(3): 297-301.
- [27] 段艳华, 卢光明, 武杰, 等. 70kV 下肢动脉 CT 成像技术的诊断价值 [J]. 中华医学杂志, 2016, 96(43): 3494-3498.

(收稿日期: 2023-09-15 修回日期: 2023-11-24)