

· 短篇论著 ·

下肢动脉病变能谱 CT 血管成像图像后处理中最佳单能量图像的选择

孙奕波 李铭 毛定飏 齐琳 高丰 杨艳丽 任庆国 滑炎卿

随着我国老龄化进程的加快和糖尿病发病率的上升,下肢动脉病变(peripheral arterial disease, PAD)的发病率日趋升高,约 12% 的老年人罹患此病^[1]。MSCT 已经成为 PAD 筛查和诊断的主要方法^[2]。图像后处理始终是 MSCTA 的重要环节,而提高下肢动脉 CTA 图像质量的关键是增加下肢动脉与伴行静脉的对比度^[3]。虽然增加对比剂的剂量和注射速率可提高下肢动脉的对比度,但同时,应用混合能量的传统 X 线 CT 会增加硬化伪影^[4,5]。双能量(能谱)MSCT 的问世有望解决此类问题,因其不但产生物质分离图像,还提供 40 ~ 140 keV 的单能量图像,使血管内碘的衰减随着光子能量的减少而增加,使得利用最佳对比噪声比(contrast noise ratio, CNR)优化图像质量成为可能^[6]。笔者通过对比不同 keV 的单能量图像,旨在利用最佳 CNR 挑选出一个最佳的单能量图像序列,报道如下。

一、资料与方法

1. 患者资料:回顾性分析 2010 年 5 月至 2012 年 4 月,临床拟诊为 PAD 行下肢动脉 CTA 检查的连续患者 96 例,男 44 例、女 52 例,年龄 58 ~ 89 岁,中位年龄 75 岁。患者均出现间歇性跛行、静息性下肢疼痛或患肢远端缺血性溃疡等 PAD 表现;且无心肾功能不全、腹腔积液、癌症晚期等;无对比剂过敏史。按照 Ota 等^[7]法将下肢动脉分为 10 段:髂总动脉、髂外动脉、股总动脉、股浅动脉、腘动脉、胫腓动脉干、胫前动脉、胫后动脉、腓动脉、旁路移植血管。血管狭窄程度采用目前国际通用标准分 5 级:1 级为无狭窄,2 级为轻度狭窄(< 50%),3 级为中度狭窄(50% ~ 74%),4 级为重度狭窄(75% ~ 99%),5 级为完全闭塞^[7]。病例均经 DSA 确诊。本研究通过我院伦理委员会审查,患者均签署知情同意书。

2. 检查方法:采用美国 GE Discovery750 HDCT 的能谱成像(gemstone spectral imaging, GSI)技术,扫描范围从脐下至足底(120 ~ 150 cm)。扫描参数:层厚 5 ~ 10 mm,重建层厚 0.625 mm,螺距 1.375,转速 0.5 s/r,电压 120 kV,电流 600 mA。对比剂注射采用密闭式静脉留置针埋于患者肘静脉,使用非离子型对比剂碘帕醇(350 mg I/ml,法国加柏公司),高压注射器团注流率 4.0 ~ 5.0 ml/s,总量 100 ml。应用智能对比剂跟踪软件 Bolus 自动触发扫描,即先在腹主动脉设定直径 2 mm 的圆形 ROI,触发阈值为 150 HU。于注射

对比剂后 15 s 启动阈值触发系统,总扫描时间约 15 ~ 18 s。

3. 图像后处理:图像后处理采用美国 GE 能谱 CT 专用 ADW4.4 工作站和 GSI-view 软件。能谱 CT 可重建 4 种图像:水-碘分离图、40 ~ 140 keV 共 101 个单能量图及质控图像(quality check, QC;相当于 140 keV 的混合能量图像),同时系统会从这 101 个单能量图中默认选取 70 keV 图像以供进一步的重建参考。在能谱 CT 后处理浏览器上,选择 GSI-view 软件进入“optimal CNR”模式,在单能量横断面图像上测量最佳 CNR。将圆形 ROI 分别置于髂总动脉、髂总静脉中点和皮下脂肪组织内,以测量平均 CT 值、对比度和图像的噪声值。ROI 的选取覆盖主动脉截面的 70% ~ 80%,面积在 200 mm² 以上,且避开所有肉眼观察到的不均匀密度部分(图 1)。CNR 按照以下公式计算^[8]: $CNR = (ROI_0 - ROI_d) / SD_n$,其中 ROI_0 为髂总动脉的平均 CT 值, ROI_d 为同层面背景平均 CT 值, SD_n 为图像噪声值。

4. 诊断评价:取与髂总动脉伴行的髂总静脉的平均 CT 值为 ROI_d ,标准差为皮下脂肪的平均 CT 值,对比度 = $ROI_0 - ROI_d$,工作站会自动基于 101 个单能量图像计算并显示 CNR 值^[9]。下肢动脉与伴行静脉的最佳单能量(keV)值会在 CNR 描绘曲线图中被自动选取并显示,并将单能量序列调节成 CNR 描绘曲线图中所选取的 keV 值。将所获得的具有最佳 CNR 的单能量图像,以及 QC 图像、系统默认选择的单能量图像一起传输至 ADW4.4 工作站进行进一步的图像处理,产生 MIP 和 VR 图像。

根据下肢动脉的分段方法,分别在 QC 图像、系统默认 keV 以及利用最佳 CNR 所得到的 keV 单能量图像上,测量各节段的对比度和噪声值。另外由 2 名长期从事血管影像工作的副主任及以上医师对利用最佳 CNR 所获得的单能量图像、QC 图像、系统默认选择的单能量图像及 MIP、VR 图像质量进行评分,以评估利用最佳 CNR 进行后处理的价值。

根据下肢动脉边缘的锐利度、髂总动脉的可见分支等级及下肢动脉和(或)静脉的信噪比进行评分,最高分为 5 分。将 QC 图像、系统默认 keV 图像和利用最佳 CNR 所得到的 keV 单能量图像调制成相同的窗宽、窗位和 FOV。采用 MPR 图像观察下肢动脉的边缘锐利度:5 分为非常锐利,4 分为锐利,3 分为较锐利,2 分为欠锐利,1 分为模糊。采用 MIP 观察下肢动脉可见的分支等级^[10]:5 分为可显示 5 级及以后分支,4 分为可见到 4 级分支,3 分为可见到 3 级分支,2 分为可见到 2 级分支,1 分为仅可显示髂总动脉。对于下肢动脉与伴行静脉的信噪比:5 分为极好,4 分为较好,3 分为一般,

DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2013.03.017

作者单位:200040 上海,复旦大学附属华东医院放射科

通信作者:滑炎卿,Email:cjr.huayanqing@vip.163.com

2 分为较差,1 分为差。

5. 统计分析:采用 Stata10.0 软件进行统计学处理。首先对下肢动脉各节段 3 组数据的正态分布和方差齐性进行检验,然后对 3 组数据的图像对比度和噪声以及客观评价得分进行秩和检验。 $P < 0.05$ 表明差异有统计学意义。

二、结果

1. 狭窄程度:96 例患者下肢动脉共计 864 段,其中狭窄程度 1 级 13 例、2 级 12 例、3 级 29 例、4 级 26 例、5 级 16 例。

2. 图像评分:利用最佳 CNR 得到的 keV 平均值为 (51.5 ± 7.3) keV。利用 QC 图像、系统默认 keV 图像和利用最佳 CNR 所得到的最佳 keV 单能量图像重建出的 MPR 图像的评分结果见表 1。其中利用最佳 CNR 得到的 keV 单能量图像各节段得分均明显高于其他 2 种方法,系统默认 keV 图像的得分高于 QC 图像,结果具有统计学意义(图 2~4)。

3. 图像的噪声和对比度:QC 图像、系统默认 keV 图像和

利用最佳 CNR 所得到的 keV 单能量图像中,各节段下肢动脉的对比度和噪声值显示在表 2,3 中。与其他 2 种方法比较,利用最佳 CNR 所得到的各节段 keV 单能量图像的对比度均高于其他 2 种方法,同时其图像噪声也比其他 2 种方法高(图 5~7)。

三、讨论

随着 MSCT 快速发展,其更大的覆盖范围、更小的辐射剂量、更高的空间分辨率、更快的采集速度和更少的对比剂用量,大大增强了外周动脉 CTA 的地位,目前被作为 PAD 影像筛查和诊断的首选方法^[11-12]。下肢动脉 CTA 的质量依赖于下肢动脉内的对比剂浓度,从理论上说下肢动脉 CTA 的图像质量可以通过高浓度对比剂团注来提高^[13-15],但是下肢动脉内的对比剂浓度受多种因素如心功能、下肢动脉狭窄程度和侧支循环形成等的影响,单纯增加对比剂浓度和剂量无法明显地提升下肢动脉 CTA 的图像质量,却会增大

表 1 采用 3 种不同方法重组出的下肢动脉各节段 MPR 图像的得分 [$n = 96, M(P_{25} \sim P_{75})$]

分段	QC 图像	系统默认 keV 图像	最佳 CNR 得到的 keV 图像	H 值	P 值
髂总动脉	8.0(6.0~8.5)	10.0(9.5~11.0)	13.5(13.0~14.5)	239.1	<0.001
髂外动脉	8.0(7.0~9.0)	11.5(11.0~12.5)	13.5(13.0~14.0)	235.6	<0.001
股总动脉	8.0(7.5~9.0)	10.0(9.0~11.5)	13.0(12.0~13.5)	225.1	<0.001
股浅动脉	8.0(7.0~8.0)	10.5(9.5~11.0)	13.0(13.0~14.0)	248.1	<0.001
腘动脉	8.0(7.0~8.0)	10.0(9.0~10.5)	13.0(13.0~14.0)	250.7	<0.001
胫腓动脉干	8.0(7.0~8.5)	10.0(9.5~11.0)	13.5(13.0~14.5)	238.0	<0.001
胫前动脉	7.5(7.0~8.0)	11.0(10.0~12.0)	14.0(13.5~14.0)	249.8	<0.001
胫后动脉	8.0(7.0~8.0)	10.0(9.0~11.0)	14.0(13.0~14.0)	246.4	<0.001
腓动脉	7.0(7.0~8.0)	11.0(10.0~11.0)	13.0(13.5~13.5)	249.9	<0.001

注:QC 图像:质量控制图像(相当于 140 keV 混合能量图像);CNR:对比噪声比

表 2 采用 3 种不同方法重组出的下肢动脉各节段的对比度 [$n = 96, M(P_{25} \sim P_{75})$]

分段	分段	QC 图像	系统默认 keV 图像	最佳 CNR 得到的 keV 图像	H 值	P 值
髂总动脉	A	307.8(184.8~434.1)	378.3(255.7~524.8)	630.7(495.2~964.2)	101.5	<0.001
髂外动脉	B	306.4(109.3~356.3)	330.6(169.1~469.4)	595.2(306.0~907.7)	73.6	<0.001
股总动脉	C	325.9(110.4~434.8)	355.3(161.6~503.5)	644.7(291.6~960.2)	65.1	<0.001
股浅动脉	D	273.4(150.9~393.7)	325.3(214.9~396.0)	620.8(355.6~744.8)	87.4	<0.001
腘动脉	E	352.1(179.1~433.2)	262.2(273.3~479.7)	611.3(409.3~783.1)	91.7	<0.001
胫腓动脉干	F	178.0(147.2~266.5)	232.2(173.3~379.7)	466.9(376.0~660.3)	120.1	<0.001
胫前动脉	G	106.8(78.9~212.3)	199.5(147.8~303.0)	376.9(276.7~485.3)	102.2	<0.001
胫后动脉	H	121.5(89.1~174.4)	153.5(97.9~203.7)	207.0(176.6~414.6)	50.2	<0.001
腓动脉	I	67.6(38.6~103.4)	90.8(51.1~116.7)	146.6(75.7~298.8)	50.2	<0.001

注:同表 1

表 3 采用 3 种不同方法重组出的下肢动脉各节段的噪声值 [$n = 96, M(P_{25} \sim P_{75})$]

分段	分段	QC 图像	系统默认 keV 图像	最佳 CNR 得到的 keV 图像	H 值	P 值
髂总动脉	A	15.3(12.0~17.2)	17.7(13.1~19.4)	20.7(15.3~33.2)	69.9	<0.001
髂外动脉	B	15.4(12.8~17.8)	17.2(13.8~19.3)	23.4(15.8~30.7)	59.8	<0.001
股总动脉	C	13.3(12.2~17.4)	16.0(13.3~17.3)	21.5(17.7~27.3)	76.5	<0.001
股浅动脉	D	13.6(11.2~15.7)	14.1(11.9~17.0)	17.8(13.6~25.3)	47.6	<0.001
腘动脉	E	10.4(8.6~11.0)	11.4(9.2~12.2)	15.5(12.3~19.8)	148.2	<0.001
胫腓动脉干	F	10.4(7.7~12.0)	11.7(8.0~13.6)	16.7(12.5~18.1)	109.6	<0.001
胫前动脉	G	10.2(8.3~11.0)	11.2(8.4~14.1)	15.4(13.8~23.6)	96.8	<0.001
胫后动脉	H	10.3(8.1~12.7)	11.3(9.1~15.3)	19.5(14.1~23.0)	75.1	<0.001
腓动脉	I	11.6(8.4~20.3)	13.51(8.8~20.2)	22.4(16.6~31.8)	62.1	<0.001

注:同表 1

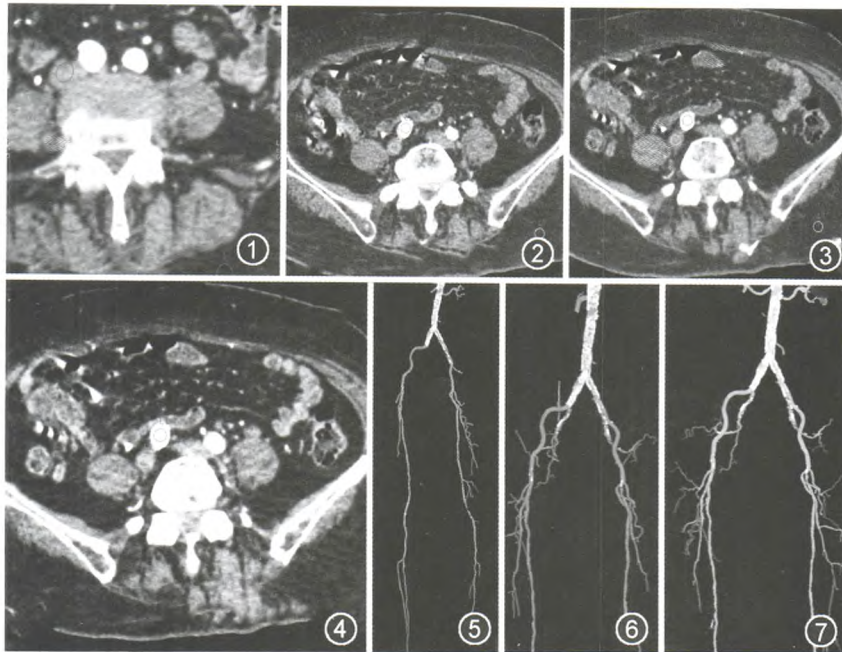


图 1 为获得最佳对比噪声比 (CNR), ROI 的选取。ROI₁ = ROI₀ 置于右侧髂总动脉; Vbackground = ROI₂ 置于右侧髂总静脉, 为同层面背景的 CT 值; ROI₁ = SD 值, 置于皮下脂肪, 反映图像噪声值 图 2~4 3 种不同方法所得图像比较。图 2 为质量控制 (QC) 图像; 图 3 为系统默认 70 keV 图像; 图 4 为利用最佳 CNR 技术所获得的 52 keV 图像。图 3 的对比度高于图 2, 图 4 的对比度高于图 2, 而图 4 的噪声也高于图 2, 3 图 5~7 3 种不同方法获得的 MIP 图像比较。图 5 为利用 QC 图像所重组出的 MIP 图像; 图 6 为利用系统默认 70 keV 单能量图像所重组出的 MIP 图像; 图 7 为利用最佳 CNR 技术获得的 52 keV 所重组出的 MIP 图像。可见利用最佳 CNR 技术所获得的 52 keV 所重组出的 MIP 图像 (图 7) 较图 5, 6 能显示更多的分支

图像伪影和对比剂肾病的风险。

如今, GE 能谱成像采用仿宝石分子结构材料作为闪烁器, 使得 X 射线发射速度明显高于传统 CT, 余辉效应也大大减少。高速射线和低余辉效应实现了更快的数据采集, 使得可以完成高低电压 (140 到 80 kVp) 的瞬时切换, 几乎在同时同角度得到两种能量 X 线的采样数据。根据这 2 种能量数据确定体素在 40~140 keV 能量范围内的衰减系数, 进一步得到 101 个单能量图像^[16-17]。这种相对纯净的单能量图像能够大大减少硬化伪影和避免平均衰减效应, 获得相对纯净的 CT 值的图像, 被称为射线硬化效应能量转换^[15]。上述改进大大增加了对比分辨率, 而且 GSI 所产生的这 101 个单能量图像为下肢动脉选择拥有最佳 CNR 的最佳能级图像提供了一个机会, 使下肢动脉血管成像获得更完美的影像。

本研究结果表明, 利用最佳 CNR 所得到的单能量 keV 图像, 其对比度均高于其他 2 种方法。同时还发现, 利用最佳 CNR 所获得的最佳 keV 单能量图像, 其图像噪声较传统的方法高。因为 CT 图像的噪声主要受到达探测器的 X 线光子数的影响, 而到达探测器的 X 线光子数量与其穿透能力密切相关。X 线的穿透能力则主要受管电压的影响, 利用最佳 CNR 所获得的管电压较其他 2 种方法低, 故使用低管电压设置后, 虽然辐射剂量明显下降, 但 X 线的穿透能力必

然下降, 从而到达探测器的 X 线光子数量减少, 从而增加了图像的噪声, 故本研究利用最佳 CNR 获得的最佳 keV 单能量图像的噪声高于其他 2 种方法。但由于对比度和 CNR 在下肢动脉 CTA 图像质量中起着决定性的作用, 故其图像质量评分仍明显高于其他 2 种方法, 故可认为其噪声的增加完全无碍于下肢动脉疾病的诊断。相信随着能谱 CT 后处理技术的进一步发展, 噪声对图像质量的影响会越来越小。

参 考 文 献

- [1] Hiatt WR. Medical treatment of peripheral arterial disease and claudication. *N Engl J Med*, 2001, 344:1608-1621.
- [2] Willmann JK, Baumert B, Schertler T, et al. Aortoiliac and lower extremity arteries assessed with 16 -detector row CT angiography: prospective comparison with digital subtraction angiography. *Radiology*, 2005, 236:1083-1093.
- [3] Scherthaner R, Stadler A, Lomoschitz F, et al. Multidetector CT angiography in the assessment of peripheral arterial occlusive disease: accuracy in detecting the severity, number, and length of stenoses. *Eur Radiol*, 2008, 18:665-671.
- [4] Qin NS, Jiang XX, Qiu JX, et al. CT angiography of pulmonary embolism using a 64 slice multi-detector scanner. *Chin Med J (Engl)*, 2009, 122:2509-2515.
- [5] Stenner P, Schmidt B, Allmendinger T, et al. Dynamic iterative beam hardening correction (DIBHC) in myocardial perfusion imaging using contrast-enhanced computed tomography. *Invest Radiol*, 2010, 45:314-323.
- [6] Zhao LQ, He W, Li JY, et al. Improving image quality in portal venography with spectral CT imaging. *Eur J Radiol*, 2012, 81:1677-1681.
- [7] Ota H, Takase K, Igarashi K. et al. MDCT compared with digital subtraction angiography for assessment of lower extremity arterial occlusive disease: importance of reviewing cross-sectional images. *AJR Am J Roentgenol*, 2004, 182:201-209.
- [8] Spielmann AL, Nelson RC, Lowry CR, et al. Liver: single breath-hold dynamic subtraction CT with multi-detector row helical technology feasibility study. *Radiology*, 2002, 222:278-283.
- [9] Marin D, Nelson RC, Schindera ST, et al. Low-tube-voltage, high-tube current multidetector abdominal CT: improved image quality and decreased radiation dose with adaptive statistical iterative reconstruction algorithm-initial clinical experience. *Radiology*, 2010, 254:145-153.
- [10] Rieker O, Duber C, Schmiedt W, et al. Prospective comparison of CT angiography of the legs with intraarterial digital subtraction angiography. *AJR Am J Roentgenol*, 1996, 166:269.
- [11] Willmann JK, Baumert B, Schertler T, et al. Aortoiliac and lower extremity arteries assessed with 16-detector row CT angiography: prospective comparison with digital subtraction angiography. *Radiology*, 2005, 236:1083-1093.
- [12] Willmann JK, Mayer D, Banyai M, et al. Evaluation of peripheral arterial bypass grafts with multi-detector row CT angiography: comparison with duplex US and digital subtraction angiography. *Radiology*, 2003, 229:465-474.

[13] Furuta A, Ito K, Fujita T, et al. Hepatic enhancement in multiphase contrast-enhanced MDCT: comparison of high- and low-iodine-concentration contrast medium in same patients with chronic liver disease. *AJR Am J Roentgenol*, 2004, 183:157-162.

[14] Romano L, Grazioli L, Bonomo L, et al. Enhancement and safety of iomeprol-400 and iodixanol-320 in patients undergoing abdominal multidetector CT. *Br J Radiol*, 2009, 82:204-211.

[15] Watanabe H, Kanematsu M, Miyoshi T, et al. Improvement of image quality of low radiation dose abdominal CT by increasing contrast enhancement. *AJR Am J Roentgenol*, 2010, 195:986-992.

[16] 李铭, 郑向鹏, 李剑颖, 等. 甲状腺结节的能谱 CT 研究. *中华放射学杂志*, 2011, 45: 780-781.

[17] 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. *中华放射学杂志*, 2011, 45: 798-800.

(收稿日期:2012-12-18)

(本文编辑:姬广茜)

· 病例报告 ·

多层螺旋 CT 诊断胸腹联体儿心脏、肝脏多器官畸形一例

杨卉 周顺科 谭长连 金科 梅习龙

联体患儿,均为女性,出生后发现胸腹相连并气促 1 d 于 2011 年 12 月入院,1 胎 1 产,孕 37 周,剖宫产,出生时有轻度窒息。体检:2 例患儿均有完整的头部及四肢,外生殖器及肛门无畸形,连体从胸骨角下方开始至脐部,胸腹相连周长达 45 cm。患儿父母身体健康,家族中无多胎生育史及先天性畸形生育史。实验室检查:生生化检查正常。胸部 CT 提示患儿 A 肺部少许渗出,考虑炎症。心脏彩色超声提示患儿 A:房间隔缺损、肺动脉高压、三尖瓣反流。患儿 B:室间隔缺损、三尖瓣少量返流、心脏内交通。

CT 检查前口服水合氯醛镇静,患儿 B 左手浅静脉穿刺置入留置针。采用侧卧位扫描,扫描设备为 Siemens Sensation 64 层螺旋 CT,管电压 100 kV,管电流 94 mAs,螺距 1.375。扫描范围自颈部至耻骨联合水平,FOV 250 mm × 250 mm,矩阵 512 × 512。对比剂为碘比乐(350 mg I/ml),按 1.5 mg/kg 的剂量给予,共约 14 ml。对比剂注射分为 2 期,第 1 期以 0.3 ml/s 的低流率注射 4 ml 对比剂,第 2 期按 1.0 ml/s 流率团注对比剂 10 ml,随后注入生理盐水 10 ml。在对比剂注射开始后第 25 秒进行扫描。所有扫描后数据传至工作站进行后处理,由于患儿体位局限在侧卧位,所获得原始图像通过旋转后调整至标准的前后体位,以便于分析,同时在工作站进行最大密度投影(MIP)、多平面重组(MPR)及容积重组(VR)。结果由 2 名心血管影像诊断医师共同分析后得出:胸腹联体儿,患儿 A:房间隔缺损、主动脉弓降部缩窄、肺动脉高压(图 1~3)。患儿 B:右旋心,室间隔缺损、永存左上腔静脉(图 4)。患儿 A 右心室前壁与患儿 B 左心室前壁肌性融合,形成共同心室前壁。患儿 A 右心房与患儿 B 左心房前壁肌性融合,形成共同心房壁,并伴有直径

8 mm 的缺损(图 5,6)。患儿 A 与患儿 B 肝脏大面积相连,均有独立的门静脉及肝静脉、下腔静脉系统(图 7)。患儿肾脏、脾脏及胰腺发育可,无畸形(图 8)。

讨论 联体儿是一种罕见的先天畸形,一般根据联体儿发育是否相等,可分为对称性联体和不对称性联体两大类。对称性联体儿根据联合部位的不同又可分为胸部连体、腹部连体、骶尾部连体、骨盆连体、颅部相连、面部相连及背部相连等几种类型^[1]。

不同的联体部位与脏器畸形密切相关。本例联体儿为胸腹联体型,常伴有心脏及腹腔多器官畸形^[2]。心脏彩色多普勒超声是心脏疾病诊断常用的检查方法,但胸腹联体儿胸部异常连接限制了超声许多切面的扫描,同时超声检查易受到肺部气体的干扰,对于肺动脉等心外大血管的评估受到一定的限制。而心脏 CT 能够容积成像、多平面成像,弥补了心脏超声的不足^[3]。较常规患儿比较,联体儿心脏 CT 成像有着一定的特殊性。胸腹联体儿由于胸腹部大面积相连,通常无法采用常规的心电门控技术。部分心脏畸形程度严重,如 2 例患儿心脏间存在肌性缺损、血流相互交通时,使心脏血流动力学的改变更为复杂,最佳扫描时间的精确估测较为困难。本例联体儿检查中采用非心电门控模式下扫描。对比剂注射分为 2 个阶段:首先通过患儿 B 小剂量低流率给予对比剂,随后大剂量高流率团注对比剂,在预期的扫描时间内 2 例患儿心腔内的对比剂均达到了一定的浓度,心内结构及心外大血管均能清晰的显示,无明显的运动伪影,获得较好的图像质量。

本例联体患儿除常见的右旋心、房间隔缺损、室间隔缺损、主动脉缩窄、永存左上腔静脉等心脏畸形外,同时显示了一种较为罕见的心房、心室融合畸形,即患儿 A 右心室与患儿 B 左心室肌壁融合,形成共同心室壁。患儿 A 右心房与患儿 B 左心房壁亦呈肌性融合,形成共同心房壁,同时伴有直径 8 mm 大小的缺损,2 例患儿心腔内血液可以通过缺损区相互交通,此种心脏畸形被认为对能否进行手术分离起

DOI:10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2013.03.018

作者单位:410008 长沙,中南大学湘雅二医院放射科(杨卉、周顺科、谭长连、梅习龙);湖南省儿童医院放射科(金科)

通信作者:周顺科,Email:shk@medmail.com.cn