

岑人丽, 黎剑宇, 夏亭亭, 等. 低管电压与低对比剂量在肝脏 CT 增强中的应用[J]. CT 理论与应用研究, 2017, 26(3): 357-364. doi:10.15953/j.1004-4140.2017.26.03.13.  
Cen RL, Li JY, Xia TT, et al. The application of lower tube voltage and fewer contrast agents for hepatic enhanced CT scanning[J]. CT Theory and Applications, 2017, 26(3): 357-364. (in Chinese). doi:10.15953/j.1004-4140.2017.26.03.13.

## 低管电压与低对比剂量在肝脏 CT 增强中的应用

岑人丽<sup>✉</sup>, 黎剑宇, 夏亭亭, 李靖煦, 刘琴, 黄晓燕, 李林  
(广州医科大学附属第一医院放射科, 广州 510120)

**摘要:** 目的: 探讨低管电压 (110 kVp) 与低对比剂量 (1.0 mL/kg) 在肝脏 CT 增强扫描中的可行性。方法: 116 例行肝脏 CT 增强扫描, 且 BMI < 25kg/m<sup>2</sup> 的患者, 随机分成 A、B 两组进行研究, 每组 58 例。A 组: 管电压 110 kVp, 对比剂碘帕醇 (300 mgI/mL), 对比剂量 (1.0 mL/kg), 采用正弦迭代重建 (SAFIRE)。B 组: 管电压 130 kVp, 对比剂碘帕醇 (300 mgI/mL), 对比剂量 (1.2 mL/kg), 采用滤波反投影重建算法 (FBP)。测量动脉期腹主动脉 CT 值、肝门脉期门静脉 CT 值及增强扫描 3 期 (动脉期、门脉期、延迟期) 的肝右叶肝实质 CT 值; 计算两组图像的肝动脉期对比噪声比 (CNR)、信噪比 (SNR) 及总有效辐射剂量 ED; 并对两组图像进行评分, 进行统计学分析。结果: A 组和 B 组 CNR、SNR 差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ ); 两组分别在增强扫描 3 期测得肝右叶肝实质 CT 值及动脉期腹主动脉 CT 值差异亦无统计学意义 ( $P > 0.05$ ); 肝门脉期 A 组的门静脉 CT 值低于 B 组统计学差异有意义 ( $P < 0.05$ )。A 组的 3 期总有效辐射剂量 (ED) ( $9.88 \pm 3.56$ ) mSv 低于 B 组 ( $13.91 \pm 4.71$ ) mSv, 统计学差异有显著意义 ( $P < 0.001$ ); A 组比 B 组的对比剂量减少 17%。结论: 128 层 MSCT 在肝脏增强 CT 扫描中, 应用低管电压 (110 kVp) 和低对比剂量 (1.0 mL/kg), 联合迭代重建技术 (SAFIRE), 可以得到较好的图像质量, 同时降低辐射剂量及人体碘摄入量。

**关键词:** 体层摄影术; X 线计算机; 肝脏; 辐射剂量; 药物剂量计算

doi:10.15953/j.1004-4140.2017.26.03.13 中图分类号: R 814 文献标志码: A

在肝脏疾病的诊断中, 肝脏 CT 增强扫描是一项重要的检查方法。由于肝脏属于实质性器官, 密度对比度小, 为了提高图像质量, 肝脏 CT 扫描常规采用高压 (120~130 kVp) 和较高对比剂量 (对比剂常规量按 1.2~1.5 mL/kg 计算)。并且肝脏 CT 增强常规需要扫描 3 期, 即动脉期、门脉期、延时期, 总辐射剂量很高。因此, 如何在保证诊断图像质量的前提下降低肝脏扫描辐射剂量是目前的研究。

目前国内外报道较多的研究是以低管电压<sup>[1]</sup>或者低管电压联合低浓度对比剂 (270 mgI/mL) 获得高质量诊断图像<sup>[2]</sup>。但低浓度对比剂 (270 mgI/mL) 临床应用还不是很广泛, 这种双低技术的临床应用受到一定的限制。而我们从另一个角度去研究, 探讨使用低管电压 (110 kVp) 和低对比剂量 (使用浓度为 300 mgI/mL 对比剂, 按 1.0 mL/kg 计算), 在肝脏 CT 增强扫描中应用的可行性。

## 1 资料与方法

### 1.1 一般资料

本研究对 2016 年 1 月至 2016 年 6 月行肝脏 CT 增强扫描 116 例患者, 进行随机分组, 每组 58 例。A 组: 男 35 例, 女 23 例, 年龄 35~77 岁, 平均  $(52.1 \pm 14.5)$  岁。B 组: 男 32 例, 女 26 例, 年龄 36~78 岁, 平均  $(55.21 \pm 16.7)$  岁。两组患者都测量身高、体重, 并计算和记录体质指数 (body mass index, BMI),  $BMI = \text{体重 (kg)} / \text{身高 (m}^2\text{)}$ 。

入组标准: 体重中等或偏瘦的成年患者 ( $BMI < 25 \text{ kg/m}^2$ )。出现下列情况者不选入研究组: 碘对比剂过敏、严重肾功能不全, 脂肪肝, 无法配合呼吸导致呼吸移动伪影严重及血管不能承受对比剂比较高流速的患者。本研究经过本院伦理委员会批准, 患者都签署了知情同意书, 并确定患者无 CT 增强扫描禁忌症。

### 1.2 检查方法

使用 Siemens Perspective 128 MSCT, A 组: 管电压 110kVp, 对比剂碘帕醇 ( $300 \text{ mgI/mL}$ ), 对比剂量 ( $1.0 \text{ mL/kg}$ ), 采用正弦迭代重建技术 (sinogram affirmed iterative reconstruction, SAFIRE)。B 组: 管电压 130 kVp, 对比剂碘帕醇 ( $300 \text{ mgI/mL}$ ), 剂量 ( $1.2 \text{ mL/kg}$ ), 采用滤波反投影重建算法 (filtered back projection, FBP)。两组 CT 扫描的参数相同: 自动毫安秒技术 (CARE Dose 4D), 参考管电流 200 mA (机器默认值), 准直宽度  $0.6 \text{ mm} \times 64$ , 转速  $0.6 \text{ s/r}$ , 螺距 1.0, 图像矩阵为  $512 \times 512$ 。扫描范围从膈顶扫至肝脏下缘水平。

使用美国 Meorao 双筒高压注射器, 两组对比剂浓度和注射流率相同, 使用非离子型对比剂碘帕醇 ( $300 \text{ mgI/mL}$ ), 注射流率  $4.0 \text{ mL/s}$ 。两组注射对比剂后以同样速率再注射  $0.9\%$  氯化钠溶液 ( $30 \text{ mL}$ )。

肝 CT 增强扫描分 3 期: 动脉期, 门脉期, 延时期。动脉期使用自动触发软件, 感兴趣区在膈肌水平的腹主动脉中心, 触发阈值为 120 HU, 自动触发曝光扫描。门脉期和延迟期根据经验设置延时时间, 门脉期为  $50 \sim 60 \text{ s}$ , 延时期为  $120 \text{ s}$ 。

### 1.3 图像质量测量及计算

由 CT 扫描研究者测量记录肝动脉期的腹主动脉 CT 值、右侧竖脊肌 CT 值, 肝动脉期、肝右叶及肝实质 CT 值的标准差 (SD), SD 作为噪声值。利用公式

$$CNR = \text{CT 腹主动脉} - \text{CT 竖脊肌} / \text{SD} \quad (1)$$

$$SNR = \text{CT 腹主动脉} / \text{SD} \quad (2)$$

分别计算肝动脉期对比噪声比 (contrast-to-noise ratio, CNR) 和信噪比 (signal-to-noise ratio, SNR)。

测量肝脏平扫、动脉期、门脉期、延时期的肝右叶实质 CT 值; 动脉期腹主动脉 CT 值; 门脉期门静脉的 CT 值。

### 1.4 图像分析评分

由 3 名从事影像诊断 5 年以上的医师, 用 5 分制评估图像质量。若遇到意见不一的情

况, 以讨论取得一致意见为准。5 分评分标准为: 1 分 (差), 图像噪声大, 伪影重, 组织结构显示不清, 完全不能诊断; 2 分 (较差), 图像噪声较大, 组织结构显示欠佳, 不能满足诊断要求; 3 分 (中等), 图像噪声较小, 组织结构显示较清楚, 基本满足临床诊断要求; 4 分 (良), 图像噪声小, 组织结构显示清楚, 可满足临床诊断要求; 5 分 (优), 图像噪声极小, 组织结构显示清晰, 完全满足临床诊断要求。评分达到 3 级以上的图像可以用于临床诊断<sup>[3]</sup>。

## 1.5 辐射剂量计算

记录 A、B 两组患者的剂量长度乘积 (dose length product, DLP), 根据公式

$$ED = DLP \times k \quad (3)$$

计算有效辐射剂量 (effective dose, ED), 其中  $k$  值为肝脏换算系数,  $k = 0.015 \text{ mSv}/(\text{mGy} \cdot \text{cm})$ 。

## 1.6 统计学分析

采用 SPSS 22.0 软件, 计量资料以均数  $\pm$  标准差表示, 对 A 和 B 两组的 BMI、ED、CNR、SNR、图像质量评分及 CT 值采用两独立样本  $t$  检验,  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 2 结果

### 2.1 A、B 两组不同扫描方式相关指标统计结果的比较

A、B 两组相关指标统计结果见表 1。两组患者的 BMI 的差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ ); 肝增强 3 期 A 组的总有效辐射剂量 (ED) ( $9.88 \pm 3.56$ ) mSv 低于 B 组 ( $13.91 \pm 4.71$ ) mSv, 统计学差异有显著意义 ( $P < 0.001$ ), A 组比 B 组 ED 降低 30%。A 组对比剂量 ( $61.59 \pm 16.23$ ) mL, B 组对比剂量 ( $71.75 \pm 15.13$ ) mL, A 组比 B 组的对比剂总量碘减少 17%。

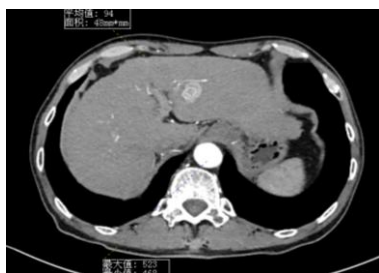
表 1 A、B 两组不同扫描方式相关指标统计结果的比较  
Table 1 Comparison of statistical results of related indexes of A and B in two different scanning methods

指标	A 组	B 组	$t$ 值	$P$ 值
BMI	$21.32 \pm 2.83$	$21.72 \pm 2.79$	-0.766	0.445
ED	$9.88 \pm 3.56$	$13.91 \pm 4.71$	5.173	<0.001
CNR	$42.85 \pm 11.10$	$39.46 \pm 9.60$	-1.754	0.082
SNR	$49.83 \pm 11.72$	$47.24 \pm 10.80$	-1.231	0.221
腹主动脉 CT 值	$355.63 \pm 36.06$	$335.47 \pm 56.76$	-1.597	0.113
门静脉 CT 值	$132.77 \pm 21.48$	$141.42 \pm 21.47$	2.161	0.033
图像质量评分	$4.48 \pm 0.45$	$4.53 \pm 0.47$	-1.201	0.210

A、B 两组图像肝动脉期的 CNR、SNR 差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ ), A 组肝动脉期腹主动脉 CT 值与 B 组差异亦无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。A 组的肝门静脉 CT 值低于 B 组, 差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。

## 2.2 A、B 两组图像质量主观评价

经 5 分制评估图像质量方法评估显示 A、B 两组均能够提供清晰的满足诊断要求的图像 (图 1、图 2)。A 组 58 例中, 优 38 例占 66%, 良 13 例占 22%, 中等 7 例占 12%, 较差无占 0%, 差无占 0%; B 组 58 例中, 优 40 例占 69%, 良 12 例占 21%, 中等 6 例占 10%, 较差无占 0%, 差无占 0%。两组图像评分的差异无统计学意义 ( $P>0.05$ ), 见表 1。



(a) 动脉期: 病灶 CT 值 94 HU, 腹主动脉 CT 值 497 HU



(b) 延时期: 病灶 CT 值 76 HU

图 1 同一患者, 男, 69 岁, 肝癌。使用 A 组扫描参数: 管电压 110 kVp, 对比剂量 60 mL, BMI = 20.15 kg/m<sup>2</sup>, ED = 7.59 mSv。图像清晰, 对比度好

Fig.1 The same patient. Man, 69 years old, liver cancer. The use of group A scan parameters: Tube voltage 110 kVp, contrast volume 60 mL, BMI = 20.15 kg/m<sup>2</sup>, ED = 7.59 mSv, Image and contrast were clearly



(a) 动脉期: 病灶 CT 值 98 HU, 腹主动脉 CT 值 274 HU



(b) 延时期: 病灶 CT 值 74 HU

图 2 同一患者, 男, 39 岁, 肝癌。B 组扫描参数: 管电压 130 kVp, 对比剂量 75 mL, BMI = 20.37 kg/m<sup>2</sup>, ED = 12.60 mSv。图像清晰, 对比度好

Fig.2 The same patient. Man, 39 years old, liver cancer. Group B scan parameters: Tube voltage 130 kVp, contrast volume 75 mL, BMI = 20.37 kg/m<sup>2</sup>, ED = 12.60 mSv. Image and contrast were clearly

## 2.3 A、B 两组图像质量客观评价

A、B 两组各期测得肝实质 CT 值见表 2。两组分别在动脉期、门脉期、延迟期测得肝右叶肝实质 CT 值差异亦无统计学意义 ( $P>0.05$ )。

## 3 讨论

目前, 肝脏 CT 增强扫描是肝脏疾病患者重要检查方法之一, 由于肝脏属于实质性器官, 缺乏天然的对比, 为了明确诊断, 需要进行多期增强扫描, 使患者接受较多的辐射。

为减少噪声对图像质量的影响, 常规采用高管电压 (120~130 kVp) 和较高对比剂总量 (对比剂常规总量按 1.2~1.5 mL/Kg 计算) 或者高浓度的对比剂 (320~370 mgI/mL)。随着碘对比剂在临床的广泛应用, 其对肾功能的造成的损害越来越引起重视, 对比剂肾病已经成为医源性急性肾衰竭的第三大病因, 有文献报道, 对比剂肾病的发生与对比剂用量、碘对比剂浓度、注射速率等有关, 限制对比剂剂量是最有效的措施<sup>[4]</sup>。

表 2 A、B 两组各期肝实质 CT 值统计结果  
Table 2 Statistical results of liver parenchyma CT values in two different scanning modes of A and B

指标	A 组	B 组	t 值	P 值
动脉期	61.39 ± 9.59	59.92 ± 7.32	-0.922	0.359
门脉期	88.60 ± 11.04	93.54 ± 13.52	2.145	0.034
延时期	85.93 ± 7.89	87.11 ± 6.04	0.898	0.371

有关研究显示, 辐射剂量的增加可导致受检者癌症发生的概率, 目前的主要任务是, 在满足诊断要求的前提下, 将辐射剂量降到最低<sup>[5-6]</sup>。因此降低肝脏 CT 增强扫描的辐射剂量和对比剂的总量具有重要的临床意义。

理论上, CT 的辐射剂量主要由管电压和管电流决定, 在保持管电流不变的情况下, 可以通过降低管电压来实现降低辐射剂量, 单纯降低管电压, 会引起图像噪声的增加, 导致信噪比 (SNR) 和对比噪声比 (CNR) 减小, 影响了图像质量<sup>[7]</sup>。肝脏属于实质器官, 噪声轻度增加会导致图像质量明显下降, 这使低管电压扫描技术在实质器官的应用受到限制。

以往图像重建技术运用常规的滤波反投影 (filtered back projection, FBP) 重建算法完成图像重建。文献[8]报道, FBP 重建速度非常快, 但在低辐射剂量情况下, 图像容易产生高噪声和伪影。

迭代重建技术在早期已经被应用, 但此方法计算量大, 计算机运行速度慢, 重建耗时太长, 临床应用受限。近年来, 随着计算机的运行速度和处理能力的发展, 这种重建算法被重新广泛运用, 有效地降低了图像噪声, 既可以降低辐射剂量, 又可以满足诊断要求的图像质量。

西门子 CT 设备目前使用 SAFIRE。SAFIRE 是在原始数据域去除伪影, 然后再在图像域中去除噪声, 使获得的图像更加清晰和真实, 从而提高了图像质量, 在特定硬件升级的情况下, 能达到较快的重建速度。

Winklehner 等<sup>[9]</sup>报道, 在体部 CTA 中, 使用 SAFIRE 技术在保证图像质量的同时, 有效降低噪声, 比 FBP 技术降低 > 50% 的有效辐射剂量 (ED)。本研究采用的 CT 机为 Siemens Perspective 128, 迭代重建方法使用 SAFIRE, 在低管电压组 (A 组) 的 3 期总有效辐射剂量 (ED) (9.88 ± 3.56) mSv 低于 B 组 (13.91 ± 4.71) mSv, 统计学差异有显著意义 ( $P < 0.001$ )。A 组比 B 组 ED 降低 30%。

本研究在肝 CT 增强扫描应用低管电压和低对比剂总量, 降低了辐射剂量和对比剂的量, 而扫描图像的质量是否能保证诊断的需要是我们研究的内容。A 组采用 SAFIRE, 在降低管电压的同时, 降低了图像噪声。经研究, A 组和 B 组 CNR、SNR 差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ ),

也就是说 A、B 两组的图像质量无差异。

降低管电压, 血管内碘对射线的有效吸收增加, 强化后血管的 CT 值会相应升高, 增加了血管与周围组织结构的对比<sup>[10]</sup>。文献[11]报道, 对于中小体质指数患者, 双低扫描方案腹部能谱 CT 血管成像在保证图像质量的同时, 可以大幅度地降低辐射剂量和碘对比剂含量。我们的研究数据证实, 随着管电压的降低, 碘信号的 CT 值将会增加。双低组 A 组管电压 110 kVp, 对比剂量 (1.0 mL/kg) 与对照组 B 组管电压 130 kVp, 对比剂量 (1.2 mL/kg) 测得增强 3 期肝右叶实质的 CT 值及主动脉期腹主动脉 CT 值之间差异无统计学意义, 说明双低组碘信号的 CT 值随着管电压降低而增加, 与上述理论相符, 保证了肝脏的病灶的检出。研究显示, A 组用碘对比剂总量较少, A 组比 B 组的对比剂注射总量下降 17%。A 组的肝门脉期的门静脉 CT 值低于 B 组, 可能由于 A 组对比剂注射的总量少, 碘的总量较少, 通过腹腔脏器回流到门静脉的对比剂相对应较少, 所以 A 组的门静脉 CT 值较 B 组低, 但也有 (132.77 ± 21.48) HU, 能达到诊断的要求。经 5 分制评估图像质量方法评估显示 A、B 两组均能够提供清晰的满足诊断要求的图像, 两组图像评分的差异无统计学意义 ( $P > 0.05$ )。所以应用低管电压 110 kVp 和稍低对比剂总量能得到满足临床诊断要求的 CT 值。

使用迭代重建技术, 既可以应用低管电压联合低对比剂量 CT 增强扫描技术降低辐射剂量和对比剂量, 又可以获得满足诊断要求的图像质量。Noda 等<sup>[12]</sup>研究显示应用双低扫描技术可以获得与常规扫描技术相同的胰腺实质器官强化程度。Takahashi 等<sup>[13]</sup>研究显示, 应用双低技术在肝脏动态增强中可以降低辐射剂量和对比剂量, 并保证图像质量。研究显示了的双低扫描技术在实质器官的 CT 增强扫描有很好的应用前景。目前国内研究主要是应用低管电压和低浓度对比剂 (双低) 扫描技术, 吕仁锋等<sup>[2]</sup>的研究显示使用双源 CT 低管电压 (100 kVp) 结合低浓度对比剂 (威视派克 270 mgI/mL) 技术肝脏增强扫描中有很好的应用前景。我们研究的双低技术, 与目前国内热门研究的双低是有差别的, 即是应用低管电压和低对比剂总量

本研究入组病例的是中等或偏瘦的患者  $BMI < 25 \text{ kg/m}^2$ , 是由于要减少体重、体表面积等因素的干扰。本研究的局限性: 没有纳入  $BMI > 25 \text{ kg/m}^2$  的患者, 将来需要进一步研究, 细化 BMI 患者分组, 按照 BMI 的指数分级进行研究, 指导不同体型患者使用最合适的对比剂总量。

总之, 对于  $BMI < 25 \text{ kg/m}^2$  的患者, 128 层 MSCT 在肝脏增强 CT 扫描中, 应用低管电压 (110 kVp) 和低对比剂总量 (1.0 mL/kg), 联合迭代重建技术 SAFIRE, 可以得到较好的图像质量, 同时降低辐射剂量及碘摄入量, 对肝脏疾病患者具有重要的临床价值。

## 参考文献

- [1] Yuan R, Shuman WP, Earls JP, et al. Reduced iodine load at CT pulmonary angiography with dual-energy monochromatic imaging: With standard CT pulmonary angiography prospective randomized trial[J]. Radiology, 2012, 262(1): 290-297.
- [2] 吕仁锋, 袁丽萍, 李超, 等. 双源 CT 低管电压结合低浓度对比剂在肝脏增强扫描中的应用[J]. 放射学实践, 2015, 30(10): 994-996.  
Lv RF, Yuan LP, Li C, et al. Application of dual-source CT low tube voltage combined with

- low concentration contrast agent in enhanced imaging of the liver[J]. *Journal of Radiologic Practice*, 2015, 30(10): 994-996. (in Chinese).
- [3] 王杰, 曾勇明, 彭刚, 等. SAFIRE 重建算法对胸部 CT 图像质量和辐射剂量的影响[J]. *中国医学影像技术*, 2013, 29(11): 1896-1900.  
Wang J, Zeng YM, Peng G, et al. Impact of SAFIRE reconstruction algorithm on image quality and radiate on dose of chest CT[J]. *Chinese Journal of Medical Imaging Technology*, 2013, 29(11): 1896-1900. (in Chinese).
- [4] Seelige E, Sendeski M, Rihal CS, et al. Contrast-induced kidney injury: Mechanisms, risk factors, and prevention[J]. *European Heart Journal*, 2012, 33(16): 2007-2015.
- [5] 付传明, 吴德红, 徐霖, 等. 降低辐射剂量在下肢 CTA 中的可行性探讨[J]. *CT 理论与应用研究*, 2014, 23(3): 467-473.  
Fu CM, Wu DH, Xu L, et al. Reduce the radiation dose in the lower extremities to explore the feasibility of CTA[J]. *CT Theory and Applications*, 2014, 23(3): 467-473. (in Chinese).
- [6] 吴德红, 陈少波, 付传明, 等. ATCM 技术在 CTU 中降低辐射剂量的应用探讨[J]. *CT 理论与应用研究*, 2015, 24(2): 319-325. doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.02.18.  
Wu DH, Chen SB, Fu CM, et al. Value of automatic tube current modulation techniques to reducing the radiation dose in CTU[J]. *CT Theory and Applications*, 2015, 24(2): 319-325. (in Chinese). doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.02.18.
- [7] Szucs-Farkas Z, Kurmann L, Strautz T, et al. Patient exposure and image quality of low-dose pulmonary computed tomography angiography: Comparison of 100kVp and 80kVp protocols[J]. *Invest Radiol*, 2008, 43(12): 871-876.
- [8] Nelson RC, Feuerlein S, Boll D. New iterative reconstruction techniques for cardiovascular computed tomography: How do they work, and what are the advantages and disadvantages?[J]. *Journal of Cardiovascular Computed Tomography*, 2011, 5(5): 286-292.
- [9] Winklehner A, Karlo C, Puippe G, et al. Raw data-based iterative Reconstruction in body CTA: Evaluation of radiation dose sabin potential[J]. *European Radiology*, 2011, 21(12): 2521-2526.
- [10] Dill T, Deetjen A, Ekinici O, et al. Radiation dose exposure in multislice computed tomography the coronaries in comparison with conventional coro[J]. *International Journal of Cardiology*, 2008, 124(3): 307-311.
- [11] 浦仁旺, 李智勇, 刘义军, 等. 中小体质指数患者腹部能谱 CT 血管成像双低扫描方案优化[J]. *CT 理论与应用研究*, 2015, 24(2): 153-159. doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.02.01.  
Pu RW, Li ZY, Liu YJ, et al. Optimizing abdominal spectral CT angiography imaging with double low scan protocol in small BMI patients[J]. *CT Theory and Applications*, 2015, 24(2): 153-159. (in Chinese). doi:10.15953/j.1004-4140.2015.24.02.01.
- [12] Noda Y, Kanematsu M, Goshima S, et al. Reduction of iodine load in CT imaging of pancreas acquired with low tube voltage and an adaptive statistical iterative reconstruction technique[J]. *Journal Computer Assist Tomography*, 2014, 38(5): 714-720.
- [13] Takahashi H, Okada M, Hyodo T, et al. Can low-dose CT with iterative reconstruction reduce both the radiation dose and the amount of iodine contrast medium in a dynamic CT study of the liver[J]. *European Journal of Radiology*, 2014, 83(4): 684-691.

# The Application of Lower Tube Voltage and Fewer Contrast Agents for Hepatic Enhanced CT Scanning

CEN Ren-li<sup>✉</sup>, LI Jian-yu, XIA Ting-ting, LI Jing-xu, LIU-qin, HUANG Xiao-yan, LI Lin

Department of Radiology, the First Affiliated Hospital of  
Guangzhou Medical University, Guangzhou 510120, China

**Abstract:** Objective: To explore the feasibility of lower tube voltage (110 kVp) and fewer contrast agent (1.0 mL/kg) for hepatic enhanced CT scanning. Methods: 116 cases of patients, BMI < 25, underwent hepatic enhanced CT scanning were randomly divided into two groups, 58 cases for each. Group A: tube voltage 110 kV, and contrast agent being iopamidol (300mgI/mL), total contrast agent 1.0mL/kg, using sinogram affirmed iterative reconstruction (SAFIRE). Group B: tube voltage 130 kV, and contrast agent being iopamidol (300mgI/mL), total contrast agent 1.2 mL/kg, using filtered back projection (FBP). Abdominal aorta CT value in aorta phase, portal vein CT value in portal vein phase and three-phase (aorta phase, portal vein phase, delay phase) of the right lobe were measured, then the contrast to noise ratio (CNR), signal to noise ratio (SNR), and effective radiation dose (ED) were recorded. All the images of the two groups were given subjective ratings, and the statistical analysis was made for all the above indicators between the two groups. Results: There were no significant difference in SNR and CNR between the two groups ( $P > 0.05$ , respectively). There were no significant difference in the hepatic parenchymal CT value of the right lobe in three-phase and the abdominal aorta CT value in arterial phase between the two groups ( $P > 0.05$ , respectively). The portal vein CT value of group A was lower than that in group B ( $P < 0.05$ , significantly). The total ED of three-phase in group A was  $(9.88 \pm 3.56)$  mSv, it was lower than group B,  $(13.91 \pm 4.71)$  mSv ( $P < 0.001$ , significantly). Compared with group B, the total contrast agent dose of group A was reduced by 17%. Conclusion: In hepatic enhanced CT scanning, when using lower tube voltage (110 kVp), fewer contrast dose (1.0 mL/kg), and simultaneous iterative reconstruction technique with 128 slice spiral CT, it can provide better image quality, and reduce the ED and iodine intake of the human body.

**keywords:** tomography; X-ray computed; liver; radiation dose; drug dosage calculations



**作者简介:** 岑人丽<sup>✉</sup> (1975—), 女, 广州医科大学附属第一医院放射科副主任技师, 主要从事医学影像技术, Tel: 13928836331, E-mail: cenrenli@163.com。