

## CT 能谱成像在小肝癌检测中的应用价值

吕培杰

**【摘要】 目的:**探讨能谱 CT 单能量成像检测小肝癌的价值。**方法:**回顾性分析 23 例经 CT 能谱成像双期扫描检测出的 26 个(瘤径 $\leq 3$  cm)小肝癌的影像学表现。采用能谱分析软件处理后可产生常规混合能量(140 kVp)的图像(方案 A)和单能量(40~140 kVp, 间隔 10 kVp)图像(方案 B)。测定两种方案中病灶的对比噪声比(CNR)和图像噪声。优化方案 B 中检测小肝癌的最佳 CNR 值和图像噪声值。通过配对 t 检验的方法对两种方案中的结果进行比较。**结果:**方案 B 中, 最佳 CNR 值在动脉期(AP)时分别位于 40 kVp (38.46%)、50 kVp (26.92%) 和 70 kVp (69.23%) 的单能量水平, 而在门脉期(PP)时则分别位于 40 kVp (30.77%) 和 70 kVp (69.23%) 的单能量水平。方案 B 中的最佳 CNR 值在双期扫描中(AP  $3.44 \pm 2.00$ , PP  $2.15 \pm 2.33$ )均显著高于方案 A 中的 CNR 值(AP  $1.49 \pm 0.81$ , PP  $1.52 \pm 1.81$ ), 差异有显著性意义( $P < 0.05$ )。方案 B 中图像噪声的最低值主要位于 70 kVp 的单能量水平(AP 100%, PP 93.33%), 且在双期扫描中图像噪声最低值均低于方案 A。**结论:**能谱 CT 单能量成像作为一种检测小肝癌的方法, 可以在不降低图像质量的前提下显著提高小肝癌病灶的对比噪声比, 有利于小肝癌的检出。

**【关键词】** 肝肿瘤; 体层摄影术, X 线计算机; 能谱成像; 单能量成像

**【中图分类号】** R814.42; R735.7 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2011)03-0321-04

**Small hepatocellular carcinoma: detection with optimal monochromatic energy of spectral imaging** LV Pei-jie. Department of Radiology, Ruijin Hospital, Shanghai Jiaotong University, Shanghai 200025, P. R. China

**【Abstract】 Objective:** To explore the value of monochromatic energy of spectral imaging in the detection of small hepatocellular carcinoma. **Methods:** This study was IRB approved with patient consent. Twenty-three patients (20 men, 43~67 years) with subsequently validated small hepatocellular carcinoma ( $n=26$ ) underwent CT scans with spectral imaging mode with the simultaneous acquisition of 80kVp and 140kVp on a Discovery CT750HD scanner during the late arterial phase (AP) and portal phase (PP) of contrast enhancements. Both conventional 140kVp polychromatic images (protocol A) and a set of monochromatic images with energy ranging from 40kVp to 140kVp with 10kVp increments (protocol B) were reconstructed from a single scan. Image noise for normal liver or tissue was measured and the contrast-to-noise ratio (CNR) for tumors was calculated for both protocols. The highest CNR and the lowest image noise were chosen from protocol B and compared with that in protocol A with Student t test (SPSS 13). **Results:** The highest CNR from monochromatic images were distributed at 40kVp (38.46%), 50kVp (26.92%) and 70kVp (69.23%) energy levels for AP and 40kVp (30.77%) and 70kVp (69.23%) for PP. The optimal CNR values from the monochromatic images for AP ( $3.44 \pm 2.00$ ) and PP ( $2.15 \pm 2.33$ ) were significantly higher than those from protocol A ( $1.49 \pm 0.81$  and  $1.52 \pm 1.81$  for AP and PP, respectively) ( $P < 0.02$ ). In addition, the lowest image noises in protocol B during the two phases occurred mainly at 70kVp (AP 100%, PP 93.33%), lower than those in protocol A respectively. **Conclusion:** The optimal monochromatic energy of spectral imaging can increase the CNR value of small hepatocellular carcinoma without image quality loss and would be useful for improving detection.

**【Key words】** Small hepatocellular carcinoma; Tomography, X-ray computed; Spectral imaging; Monochromatic energy imaging

小肝癌一般指肿瘤单个癌结节最大直径 $\leq 3$  cm, 多个癌结节数目不超过 2 个, 最大直径总和 $\leq 3.0$  cm, 以富血供者多见, 动脉期呈全瘤均匀性或不均匀性强化, 门脉期强化密度迅速下降至低密度或等密度<sup>[1]</sup>, 此时诊断一般不难。但是某些病灶在 CT 平扫或增强扫描时可呈等密度或强化不明显, 会给诊断带来一定的困难。本研究拟通过采用能谱 CT 扫描方法(80 kVp

与 140 kVp 瞬时高速切换扫描)扫描小肝癌, 在单能量水平下对病灶进行测量分析, 探索检出病灶的最佳对比噪声比和图像质量, 并与常规混合能量扫描方案的结果进行比较, 以评估此技术在小肝癌检测中的价值。

## 材料与方法

## 1. 一般材料

回顾性分析本院 2010 年 1 月~2010 年 6 月接受双期能谱扫描的 23 例(共 26 个病灶)患者的影像学

**作者单位:** 200025 上海, 上海交通大学医学院附属瑞金医院放射科

**作者简介:** 吕培杰(1985-), 女, 河南人, 硕士研究生, 主要从事宝石能谱 CT 在肝癌的诊断和鉴别诊断中的研究工作。

资料。其中 20 例为单发病灶, 3 例为 2 个病灶。男 20 例, 女 3 例, 年龄 43~67 岁, 平均 55 岁。其中 22 个病灶经手术病理证实为肝细胞肝癌, 其余 4 个病灶通过临床综合诊断确诊<sup>[2]</sup>。

## 2. 检查方法

使用 GE Discovery 750HD CT 机。所有患者均行 HDCT 腹部扫描, 扫描范围自膈顶至双肾下极。在获取前后位和侧位两个定位像之后, 先行腹部平扫 (140 kVp, 220~650 mA, 层厚 5 mm, 转速 0.8 s/r, 螺距 0.984), 然后采用能谱成像进行双期增强扫描 (80 kVp 与 140 kVp 瞬时高速切换扫描, 600 mA, 层厚 5 mm, 转速 0.6~0.8 s/r, 螺距 0.983)。经肘静脉注射对比剂 (Optiray 320, Montreal, Canada), 浓度为 300 mg I/ml, 剂量 1.5 ml/kg, 流率 3~4 ml/s。采用一个自动扫描激发软件 (SmartPrep, GE Healthcare) 确定扫描的肝动脉期, 在对比剂注射 12 s 后利用 trigger 技术检测腹主动脉内对比剂浓度变化, 达到 100 HU 时触发扫描, 门脉期于动脉期 30 s 后进行扫描。

将层厚为 1.25 mm、层距为 1.25 mm 的动脉期和门静脉期的图像应用 GSI viewer 软件进行处理。应用能谱分析软件, 从病灶的能谱成像中可重建出 140 kVp 常规混合能量的图像 (方案 A) 和一组单能量图像 (范围 40~140 kVp, 间隔 10 kVp, 方案 B)。

## 3. 图像分析方法

在能谱 CT 浏览器上, 采用能谱分析软件对图像进行处理。在两种方案中, 将圆形或类圆形的兴趣区 (region of interest, ROI) 尽可能地包绕肝癌病灶强化的区域。测量癌旁肝组织时 ROI 尽可能避开大血管和硬化伪影明显的区域。ROI 的大小、形状和位置尽可能在双期扫描的测定中保持一致。相对于癌旁肝组织的肝癌病灶的对比噪声比 (contrast to noise ratio, CNR), 计算公式 (1) 如下:

$$\text{CNR} = \frac{\text{ROI}_{\text{病变}} - \text{ROI}_{\text{肝}}}{\text{SD}_{\text{肝}}} \quad (1)$$

ROI<sub>病变</sub> 代表肝癌病灶的 CT 平均值, ROI<sub>肝</sub> 代表癌旁肝组织的 CT 平均值, SD<sub>肝</sub> 代表癌旁肝组织 CT 平均值的标准差。在两种方案中, 测量图像噪声时将圆形或类圆形的 ROI 置于腹壁皮下脂肪内, 取其像素平均值的标准差<sup>[3]</sup>。

为了保持数据的一致, 所有数据均测量 3 次, 取其平均值。

将方案 B 中 40~140 kVp (以 10 kVp 为间隔) 内所有单能量水平的每个病灶的 CNR 值和图像噪声进行计算。求出每个病灶 CNR 值最高时所对应的单能量水平, 并计算其所占的比例。将 CNR 优化后的方案 B 与方案 A 进行比较。同样, 计算每个单能量水平的图像噪声值, 求出最低噪声值, 并将其和方案 A 中的结果进行比较。采用配对 *t* 检验对方案 A 和优化的方案 B 中的 CNR 值和图像噪声值进行比较和分析。P<0.05 为差异有统计学意义。

## 结 果

方案 B 中, 动脉期 (arterial phase, AP) 时, 所有病灶的最佳 CNR 的单光子能量水平集中分布在 40 kVp、50 kVp 和 70 kVp, 所占的比例分别为 38.46%、26.92% 和 69.23%。而在门脉期 (portal

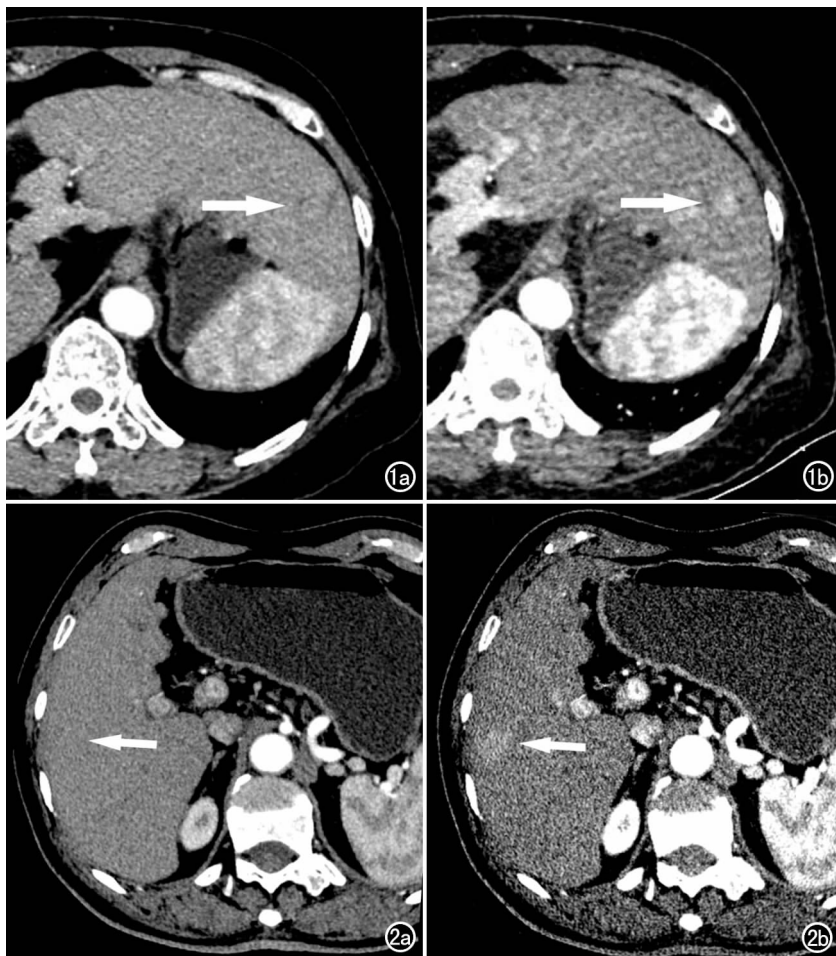


图 1 小肝癌合并有肝硬化动脉期图像。a) 140kVp 图像上病灶呈等信号 (箭), 病灶的 CNR 值为 0.30; b) 40kVp 图像上病灶显示清晰 (箭), 其 CNR 值为 2.09。图 2 小肝癌动脉期图像。a) 140kVp 图像上病灶密度 (箭, CT 值 74HU) 与周围正常肝脏密度 (CT 值 71HU) 接近, CNR=0.24; b) 40kVp 图像上病灶 (箭, CT 值 141.05HU) 相对于正常肝脏 (CT 值 91.33HU) 的对比度明显升高, CNR=1.26。

venous phase, PP) 时, 则集中分布于 40 kVp (30.77%) 和 70 kVp (69.23%)。双期扫描中, 方案 B 的最佳单光子能量水平的 CNR (AP:  $3.44 \pm 2.00$ , PP:  $2.15 \pm 2.33$ ) 要高于方案 A 中的 CNR (AP:  $1.49 \pm 0.81$ , PP:  $1.52 \pm 1.81$ ), 差异有显著性意义 ( $P < 0.05$ ), 且动脉期时差异最显著 (图 1、2)。总的趋势是 CNR 值随着单能量水平的增大而逐渐降低, 但是动脉期时在 50 kVp 和 70 kVp 这两个能量水平点例外 (图 3)。

在双期扫描中, 图像噪声水平的最低点主要位于 70 kVp (AP 100%, PP 93.33%; 图 4)。在动脉期和门脉期中, 方案 B 中单光子能量图像噪声的最低值 (AP:  $12.66 \pm 2.74$ , PP:  $13.30 \pm 2.26$ ) 要低于方案 A 中 (AP:  $13.78 \pm 3.13$ , PP:  $14.21 \pm 3.68$ ) 的图像噪声值, 在门脉期时差异具有统计学意义 ( $P = 0.006$ )。

## 讨 论

多层螺旋 CT 是目前检测诊断小肝癌的最主要的方法之一, 虽然对于影像学表现典型的肝癌诊断较为容易, 但是目前临床上出现小肝癌漏诊的情况仍然不少见。分析其原因可以为肝癌病灶的不典型, 由于小肝癌肿瘤细胞分化程度的不同和非肿瘤区肝实质背景的不同, 部分病例在常规 CT 平扫或增强扫描时可呈等密度<sup>[4]</sup>; 由于肿瘤的肝动脉血供不丰富<sup>[5]</sup>或存在肝动脉和门静脉的双重血供, 出现强化的不典型等等, 使得根据组织的密度检出病灶的 CT 检查技术对于这种类型的病灶检测困难; 也可以是由于扫描时间, 对比剂浓度和注射流率等诸多因素导致扫描质量差, 病灶检出率低。另外还有一个不让忽视的 CT 技术上的原因: 以往的 CT 一直使用混合能量 (kVp), 所以当 X 线束穿过人体时, 低能量或者称为软射线被滤掉, 从而产生线束硬化伪影, 导致物质 CT 值的“漂移”<sup>[6,7]</sup>。

常规 CT 值是 X 线穿过组织时发生的衰减度 (衰减值), 是一组由不同的单光子能量组成的光线束 (kVp 值), 包括光电吸收 (又称光电效应) 和康普顿散射 (又称康普顿效应), 是由 X 线辐射量决定的。高能时以康普顿散射为主, 低能时以光电吸收为主<sup>[8]</sup>。所以当 X 线束穿过人体时, 会导致低能量或者称为软射线被滤掉, 容易产生线束硬化伪影。而 X 线通过物质的衰减曲线可以由两种物质的线性曲线来代表, 即通过给定的两种基础物质来产生相同的衰减效应。通过

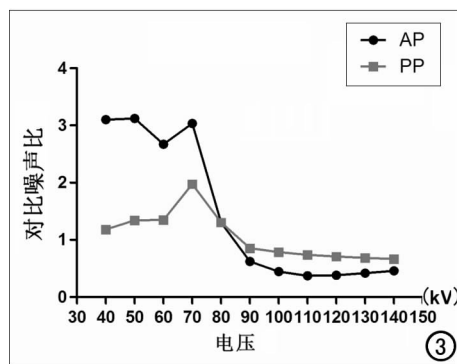


图 3 病灶的 CNR 值与球管电压关系的散点图, 示病灶的 CNR 值随着单能量水平的增大而降低, 但是在双期扫描中, 以 70 kVp 能量水平时图像的平均 CNR 值最高。

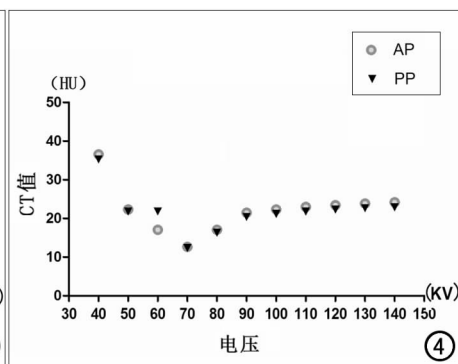


图 4 散点图显示双期扫描中图像噪声的平均值在 70 kVp 水平时最低, 40~70 kVp 时图像噪声逐渐减低, 而 70~140 kVp 则图像噪声则逐渐增大。

X 线高低两种能量 (80 kVp 和 140 kVp) 高速的切换, 能够测量出物质的 X 线衰减系数, 并将其转化为会产生同样衰减的两种物质的密度。因此该物质的单能谱图像也可以通过两种已知密度的物质密度图像合成。单能谱图像是在物质基础图像上的一个线性计算过程, 随着能量的变化而变化, 由能谱成像的浏览器完成并提供从 40~140 kVp 共 101 种 kVp 能量的选择, 从而满足在不同能量水平下进行疾病诊断的需要。

本研究即通过 CT 能谱技术得到不同级别的单能量成像来对小肝癌病灶进行分析研究, 并将其与常规扫描的结果进行比较, 探讨此技术的临床价值。一般来说, 高能量的图像中组织对比度较小, 而低能量的图像中组织对比度较大<sup>[9,10]</sup>。但是在本组研究中发现, 双期扫描中反映病灶检出能力的 CNR 值虽然总体来说随着单光子能量的增大而减小, 但是在 50 和 70 kVp 能量水平时例外, 因为部分病灶在此两个能量水平时组织对比度最大, 而且 CNR 最高值在 70 kVp 时所占的比例最大。所以笔者认为, 检测小肝癌的最佳单能量水平位于 70 kVp, 其次是 40 和 50 kVp。同时我们也发现, 单能量的最佳 CNR 值在动脉期和门脉期都要显著高于混合能量 140 kVp 的 CNR 值, 说明单能量成像对于提高小肝癌的检测具有一定的优势。

虽然以往的双能 CT 检查技术也显示有提高病灶检测能力的潜质, 如 Brown 等<sup>[11]</sup>在肾脏病变模型实验里发现, 双能 CT 碘覆盖技术在强化肿块的检出方面有很高的敏感度; Graser 等<sup>[12]</sup>认为双能 CT 有评估肝脏病灶的潜在临床应用价值等。但是这些研究都限于模型研究, 在临床上还没有得到真正的应用。以往所采用的 CT 双能量成像的方法: 单球管高低电压的双能减影 (双扫描) 和双球管高低电压不同向扫描的双能减影 (双球管) 在临床上的应用受限主要是因为一些

技术上的缺陷。由于这两种成像模式均不具备足够的能量时间分辨力,双能量数据不具有一致性,因而只能实现双能减影,这样就会产生硬化伪影和能量时间分辨力不足所引起的运动伪影<sup>[13,14]</sup>。相比之下单球管双能瞬时切换所产生的 CT 能谱成像,由于双能量数据信息获得的一致性,使得数据空间能谱解析成为可能,产生不同于以往混合能量成像的单能量成像,有利于消除硬化伪影,提高图像对比噪声比。

值得注意的是,能谱 CT 扫描中,CNR 值的提高并不意味着一定要牺牲图像质量。在本组研究中发现图像噪声值跟单光子能量之间并不是呈单一的线性关系,绝大部分(96%)于 40~70 kVp 呈递减关系,而 70~140 kVp 则呈递增关系(图 2)。所以笔者认为,一般情况下 70 kVp 时就可以达到最佳图像质量的单能量水平,而且优于常规能量 140 kVp 时的图像质量(门脉期时  $P<0.05$ )。由此认为,在 70 kVp 时可以寻找 CNR 值最高和图像质量最好的一个很好的平衡。

本研究的主要不足之处是病例数少,病种较为单一,且不是前瞻性研究等。另外,由于成像条件的限制,没有进行不同球管电压下成像的对比。管电压较低时对高密度的物质(如钙、碘)较为敏感。使用 80 kVp 会提高钙、碘等物质的对比度,所以如果对单能量、140 kVp 及 80 kVp 的结果分别进行比较,可能会有不同的发现。但由于 80 kVp 成像的优越性只在婴幼儿等小物体时才比较明显。随着被成像物体的增大,图像噪声会迅速增加,不一定能得到最佳 CNR。因此 80 kVp 不太适合于成人的肝脏成像。所以在成人的肝脏成像中对单能量和 80 kVp 进行比较应该不会改变本文的结论。

本组研究表明,利用 CT 能谱成像与常规扫描模式相比,可以在不降低图像质量的前提下有效提高小肝癌病灶的 CNR,这将有助于小病灶的检出,对小肝癌的 CT 检查方法作进一步的改进。

#### 参考文献:

[1] Noguchi Y, Murakami T, Kim T, et al. Detection of hypervascular hepatocellular carcinoma by dynamic magnetic resonance imaging with double-echo chemical shift in-phase and opposed-phase gra-

- dient echo technique; comparison with dynamic helical computed tomography imaging with double arterial phase[J]. J Comput Assist Tomogr, 2002, 26(6): 981-987.
- [2] Byun JH, Kim TK, Lee CW, et al. Arterioportal shunt; prevalence in small hemangiomas versus that in hepatocellular carcinomas 3cm or smaller at two-phase helical CT[J]. Radiology, 2004, 232(2): 354-360.
- [3] 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[J]. Radiology, 2010, 254(1): 145-153.
- [4] 黄莹, 吴维信, 何明颖. 小肝癌 CT 误漏诊原因探讨[J]. 实用医技杂志, 2005, 12(1): 162-163.
- [5] 郑可国, 许达生, 沈静娴. 少血供小肝癌的螺旋 CT 表现并与病理对照[J]. 中华放射学杂志, 2003, 37(10): 930-934.
- [6] 杨凯, 谈旭东. 双能量减影及其临床应用[J]. 实用放射学杂志, 2004, 20(11): 1041-1044.
- [7] Stolzmann P, Scheffel H, Rentsch K, et al. Dual-energy computed tomography for the differentiation of uric acid stones: ex vivo performance evaluation[J]. Urol Res, 2008, 36(3-4): 133-138.
- [8] 顾海峰, 郑玲, 李林. 双源 CT 双能量成像及其初步应用初探[J]. 医疗卫生装备, 2009, 30(6): 63-65.
- [9] Riederer SJ, Mistretta CA. Selective iodine imaging using K-edge energies in computerized X-ray tomography[J]. Med Phys, 1977, 4(6): 474-481.
- [10] Rutt BK, Cunningham IA, Fenster A. Selective iodine imaging using lanthanum K fluorescence[J]. Med Phys, 1983, 10(6): 801-808.
- [11] Brown CL, Hartman RP, Dzyubak OP, et al. Dual-energy CT iodine overlay technique for characterization of renal masses as cyst or solid: a phantom feasibility study[J]. Eur Radiol, 2009, 19(5): 1289-1295.
- [12] Graser A, Johnson TR, Chandarana H, et al. Dual energy CT: preliminary observations and potential clinical applications in the abdomen[J]. Eur Radiol, 2009, 19(1): 13-23.
- [13] Kalender WA, Perman WH, Vetter JR, et al. Evaluation of a prototype dual-energy computed tomographic apparatus. I. Phantom studies[J]. Med Phys, 1986, 13(3): 334-339.
- [14] 黄锐, 冯敢生, 王家强, 等. 胸部双能减影的运动伪影分析与对策探讨[J]. 中华放射学杂志, 2005, 39(12): 1273-1276.

(收稿日期: 2010-09-30 修回日期: 2010-12-17)