❖影像技术学

A correction algorithm for cone-beam computed tomography dose calculations in patients with cervical cancer

ZHANG Jiyong[1], *LU Jiayang*[1], *HONG Danli*[2], *WU Lili*[1], *XIE Wenjia*[1], *PENG Xun*[1*]

(1. *Department of Radiation Oncology, Cancer Hospital of Shantou University Medical College, Shantou* 515031, *China*; 2. *Department of Endocrinology, the First Affiliated Hospital of Shantou University Medical College, Shantou* 515041, *China*)

[**Abstract**] **Objective** To investigate the accuracy of dose calculations in cone beam computed tomography (CBCT) for cervical cancer radiotherapy using a correction algorithm. **Methods** The Hounsfield units (HU) and electron density (HU-density) curves were obtained for both planning CT (pCT) and CBCT using a CIRS-062 calibration phantom. The histogram matching algorithm was used for CBCT images to correct the deviation, and got the corrected CBCT (mCBCT). The intensity-modulated radiation therapy (IMRT) plans of 25 cases of cervical cancer were transferred to the pCT, CBCT and mCBCT data sets, and the dose were calculated. The dose differences and dose distributions were compared between CBCT and mCBCT plans. **Results** For the phantom, the deviations of absolute point dose for CBCT and mCBCT compared with pCT were 0.87%±0.24% and 0.05%±0.03%, respectively. The significant difference was shown between CBCT and mCBCT (t=3.625, P<0.05). For the patients, the deviations of CBCT and mCBCT compared with pCT were 1.05%±0.32% and 0.18%±0.09%, respectively, there was a significant difference between CBCT and mCBCT (t=3.023, P<0.05). According to the dose-volume histogram of target coverage, mCBCT showed an equal dose distribution compare to pCT. **Conclusion** The CBCT images are feasible for dose calculation in cervical cancer radiotherapy, and the correction algorithm can be useful for improving the accuracy of dose calculation in radiation therapy.

[**Key words**] Dose calculation; Histogram matching algorithm; Tomography, X-ray computed; Cone beam computed tomography

DOI: 10.13929/j.1003-3289.201606160

宫颈癌患者锥形束 CT 影像剂量计算的算法修正

张基永[1], 陆佳扬[1], 洪丹丽[2], 吴丽丽[1], 谢文佳[1], 彭　逊[1*]

(1. 汕头大学医学院附属肿瘤医院放疗科, 广东 汕头　515031; 2. 汕头大学医学院第一附属医院内分泌科, 广东 汕头　515041)

[**摘　要**] **目的**　利用修正算法对宫颈癌患者锥形束 CT(CBCT)影像进行修正, 探讨 CBCT 影像剂量计算的准确性。**方法**　采用 CIRS-062 电子密度模体分别在 Brilliance CT Big Bore 4D-CT 模拟定位机及 Truebeam 加速器机载 CBCT 上执行 CT 扫描, 获得计划 CT(pCT)和 CBCT 的 CT 值-相对电子密度曲线。采用直方图匹配算法对 CBCT 影像的 CT 值进行修正, 得到修正后的 CBCT(mCBCT)。将 25 例宫颈癌患者的调强放疗计划分别移植到模体和患者的 pCT、CBCT 和 mCBCT 上进行剂量计算, 比较其绝对剂量和剂量分布的差异。**结果**　模体等中心处, CBCT 计算的绝对剂量与 pCT 计算的绝对剂量偏差为 0.87%±0.24%, mCBCT 与 pCT 的偏差为 0.05%±0.03%, 差异有统计学意义(t=3.625, P<0.05)。

[**基金项目**] 汕头市医疗科技计划项目[汕府科(2015)123 号]。

[**第一作者**] 张基永(1985—), 男, 云南会泽人, 硕士, 物理师。研究方向: 影像剂量学。E-mail: jon.zh@qq.com

[**通信作者**] 彭逊, 汕头大学医学院附属肿瘤医院放疗科, 515031。E-mail: pengx@stu.edu.cn

[**收稿日期**] 2016-06-28　[**修回日期**] 2016-11-16

患者治疗等中心处，CBCT 计算的绝对剂量与 pCT 计算的绝对剂量偏差为 1.05%±0.32%，mCBCT 与 pCT 的偏差为 0.18%±0.09%，差异有统计学意义（t=3.023，P<0.05）。靶区剂量分布的剂量体积图显示，mCBCT 的剂量分布和 pCT 的剂量分布相似，而 CBCT 的剂量分布和 pCT 的剂量分布差异较明显。**结论**　CBCT 影像经算法修正后，可用于宫颈癌放疗中的剂量计算，并能提高剂量计算的准确性。

［**关键词**］ 剂量计算；直方图匹配算法；体层摄影术，X 线计算机；锥形束 CT

［**中图分类号**］ R814.42；R737.33 ［**文献标识码**］ A ［**文章编号**］ 1003-3289(2017)01-0114-05

图像引导放疗技术（imaging guided radiotherapy，IGRT）的应用减少了宫颈癌患者的摆位误差[1-2]，但在放射过程中治疗效果易受膀胱充盈变化、直肠充盈变化、器官移动、肿瘤消退等因素影响，使肿瘤放疗剂量和周围正常组织受照剂量发生变化。锥形束 CT（cone beam computed tomography，CBCT）可修正患者的摆位误差，还可用于剂量计算，实时监测患者靶区和各危及器官的实际受照剂量，为临床提供患者在诸多因素影响下的真实受照剂量。然而 CBCT 影像受散射、伪影等因素影响，图像质量欠佳，直接用于剂量计算在计算精度方面还存在争议[3-6]。本研究通过直方图匹配算法对 CBCT 影像的 CT 值进行修正，提高 CBCT 影像的剂量计算精度，并与未经修正的 CBCT 影像所计算的剂量进行比较。

1　资料与方法

1.1　一般资料　收集 2014 年 7 月—2015 年 3 月在我科接受调强放疗并进行 CBCT 扫描的宫颈癌患者 25 例，年龄 53～73 岁，平均（65.3±7.8）岁，均无放疗禁忌证，有良好自控能力。处方剂量为 45 Gy，常规分割照射，分次剂量为 1.8 Gy，分 25 次照射。

1.2　仪器与方法

1.2.1　仪器与材料　采用 CIRS-062 电子密度模体（Computerized Imaging Reference Systems）分别在 Brilliance CT Big Bore 4D-CT 模拟定位机（Philips Medical Systems）及 Truebeam 加速器机载 CBCT（Varian Medical Systems，Palo Alto）上进行 CT 扫描，获取各自的 CT 值-相对电子密度曲线并导入 Eclipse v10.0.42 计划系统（Varian Medical Systems，Palo Alto）。CIRS-062 电子密度模体包含 10 种共 12 个插件，分别用于模拟空气、吸气肺、呼气肺、脂肪、肌肉、水、软质骨、松质骨、密质骨等。

1.2.2　图像采集和数据获取　CIRS-062 电子密度模体在 4D-CT 模拟定位机上进行扫描，获得计划 CT（planning CT，pCT）的 CT 值-相对电子密度曲线，扫描条件：管电压 120 kV，管电流 395 mAs，FOV 50 mm×50 mm，重建层厚 3 mm，重建矩阵 512×512。把 CIRS-062 电子密度模体以相同的摆位条件在 Truebeam 加速器机载 CBCT 上扫描，获得 CBCT 的 CT 值-相对电子密度曲线，扫描条件：管电压 125 kV，管电流 1 056 mAs，、FOV 46.5 mm×46.5 mm，重建层厚 3 mm，重建矩阵 512×512，滤过器类型为 Half-Fan 蝶形滤过器。

1.2.3　修正 CBCT 影像的 CT 值　CBCT 影像和 pCT 影像的 CT 值存在一定的差异，为了使 CBCT 影像在剂量计算上更加精确，通过直方图匹配算法对其进行归一化处理[7-8]。从而获得修正后 CBCT（mCBCT）的 CT 值。直方图匹配属于非线性点运算。

1.2.4　剂量计算和比较　在 Eclipse v10.0.42 计划系统中，将 25 例患者的治疗计划移植 pCT、CBCT 和 mCBCT 影像上进行剂量计算。保持患者在 pCT、CBCT 和 mCBCT 影像上勾画的靶区形状和大小相同。计算并比较模体和患者 pCT、CBCT 和 mCBCT 影像上等中心处 CBCT 和 mCBCT 相对 pCT 的绝对剂量的偏差和等中心平面剂量分布的差异。将 CBCT、mCBCT 计算的剂量分布图与 pCT 计算的剂量分布图按 3%、3 mm 标准和 2%、2 mm 标准进行 γ 分析，获得其通过率。

1.3　统计学分析　采用 SPSS 19.0 统计分析软件，计量资料以 $\overline{x}\pm s$ 表示。CBCT 和 mCBCT 剂量计算结果的偏差的比较采用配对样本 t 检验，P<0.05 为差异有统计学意义。

2　结果

2.1　模体剂量　CIRS-062 模体 pCT、CBCT 和 mCBCT 剂量分布见图 1。模体等中心处，CBCT 计算的绝对剂量与 pCT 计算的绝对剂量偏差为 0.87%±0.24%；mCBCT 与 pCT 的偏差为 0.05%±0.03%；mCBCT 的绝对剂量偏差小于 CBCT 的绝对剂量偏差，差异有统计学意义（t=3.625，P<0.05）。模体 CBCT 与 pCT 剂量分布比较按 3%、3 mm 标准和 2%、2 mm 标准的通过率分别为 96.4%±0.31%和 91.5%±0.28%；mCBCT 与 pCT 的通过率分别为 99.9%±0.07%和 94.8%±0.25%；mCBCT 的通过率

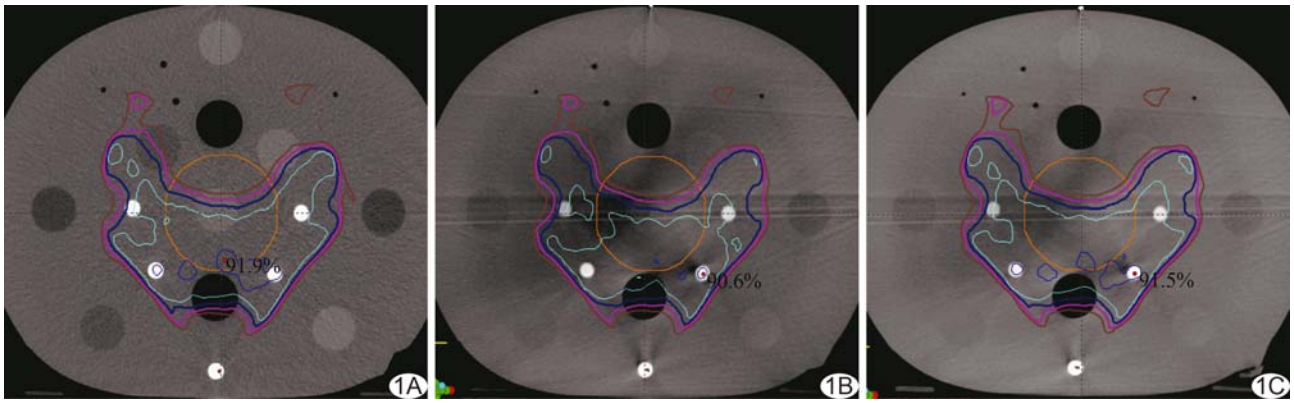

图 1　CIRS-062 模体 pCT(A)、CBCT(B)和 mCBCT(C)的剂量分布图　蓝色线为 90%等剂量线、青色线为 85%等剂量线、深蓝色线为 80%等剂量线、紫色线为 75%等剂量线、棕色线为 70%等剂量线

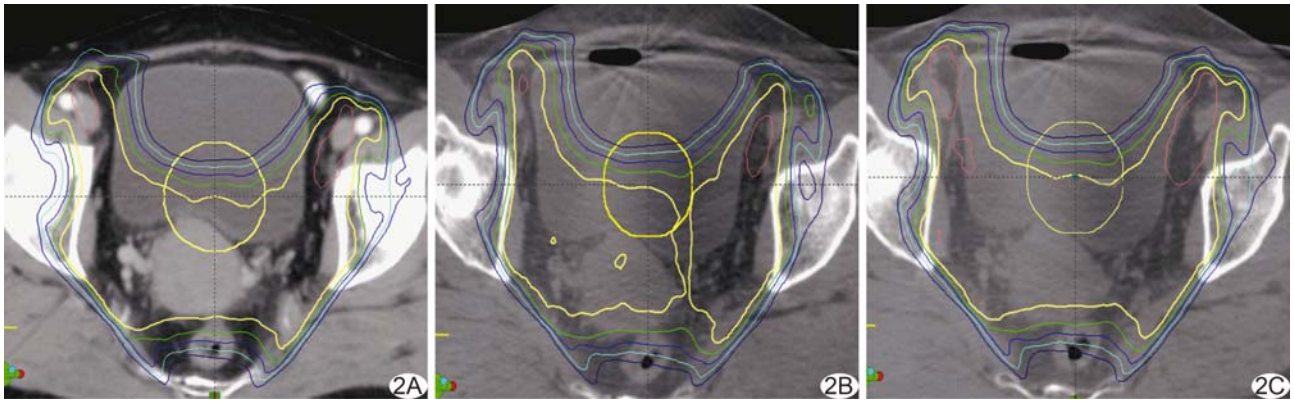

图 2　患者 pCT(A)、CBCT(B)和 mCBCT(C)的剂量分布图　黄色线为 100%等剂量线、绿色线为 95%等剂量线、蓝色线为 90%等剂量线、青色线为 85%等剂量线、深蓝色线为 80%等剂量线

高于 CBCT 的通过率，差异有统计学意义（$t=2.876$，$P<0.05$）。

2.2　患者剂量　宫颈癌患者 pCT、CBCT 和 mCBCT 剂量分布见图 2。患者影像等中心处，CBCT 计算的绝对剂量与 pCT 计划的绝对剂量偏差为 1.05%±0.32%；mCBCT 与 pCT 的偏差为 0.18%±0.09%；mCBCT 的绝对剂量偏差小于 CBCT 的绝对剂量偏差，差异有统计学意义（$t=3.023$，$P<0.05$）。患者 CBCT 与 pCT 剂量分布比较按 3%、3 mm 标准和 2%、2 mm 标准的通过率分别为 94.6%±0.83%和 85.4%±0.71%；mCBCT 与 pCT 的通过率分别为 98.7%±0.69%和 90.6%±0.85%；mCBCT 的通过率高于 CBCT 的通过率，差异有统计学意义（$t=2.695$，$P<0.05$）。在患者的 pCT、CBCT 和 mCBCT 影像上分别勾画一个形状和大小都相同的靶区，靶区剂量分布的剂量-体积图见图 3，mCBCT 的剂量分布和 pCT 的剂量分布相似，而 CBCT 的剂量分布和 pCT 的剂量分布差异较明显。

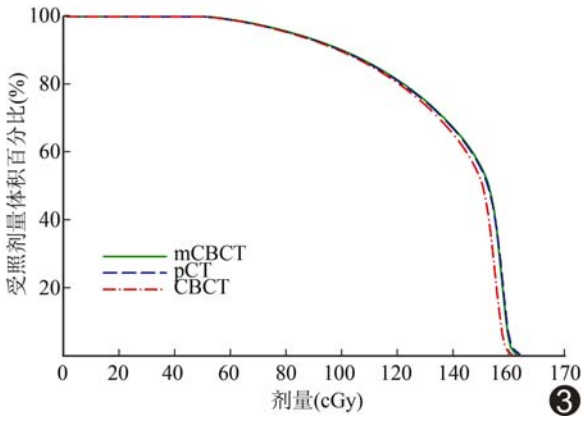

图 3　患者 pCT、CBCT 和 mCBCT 影像上靶区的剂量-体积图

3　讨论

随着精确放疗的发展，CBCT 的应用越来越广泛，也越来越重要，与加速器整合在一起，可缩短扫描时间，最大限度地降低患者治疗过程中膀胱及直肠充盈变化、器官移动等因素对治疗效果的影响。CBCT 与扇形束 CT 存在明显差异，CBCT 发射的是锥形束射

线,锥角较大,锥形束射线通过机架旋转围绕患者旋转半圈或一圈,经过测量射线穿过人体衰减前后的强度再由算法重建后获得患者的三维体积图像。未经修正的 CBCT 影像,散射线较多,射线能谱复杂,伪影面积大,造成图像质量差[9]。CBCT 的影像质量与扫描参数和患者状态有很大关系,改变 CBCT 扫描参数,如管电压、管电流、虑过器、扫描类型、模体大小等,均会改变影像质量,使得 CBCT 的电子密度与 CT 值的对应关系变得更加复杂。直接采用 CBCT 影像进行剂量计算还存在一些局限性[4,10-11],无法得到精确的剂量信息。Richter 等[12]采用未经修正的 CBCT 影像直接进行剂量计算,在盆腔肿瘤患者中,CBCT 与 pCT 的剂量偏差达 8%,误差较大。应用 CBCT 图像进行剂量计算并能满足临床要求的准确性,需要对 CBCT 影像进行修正,建立更接近扇形束 CT(pCT)的电子密度与 CT 值的对应关系。本研究通过直方图匹配算法对 CBCT 影像的 CT 值进行修正,获得可用于剂量计算的 CT 值。

直方图匹配是指将一幅图像的直方图变成规定形状的直方图而进行的图像处理方法,即对两个直方图都做均衡化,变成相同的归一化的均匀直方图,以此均匀直方图为媒介,再对参考图像做均衡化的逆运算[13-14]。对 CBCT 图像进行直方图匹配修正分为两部分,首先,对 CBCT 图像和 pCT 图像的 CT 值进行归一化处理,修正二者之间的差异。是因为 CBCT 系统在进行扫描和重建过程中,未对图像的 CT 值进行校正,CBCT 影像的日常应用中未考虑应用于剂量计算,只是作为一种摆位验证工具。其次,修正 CBCT 影像上一些区域的密度变化(伪影),如散射、器官运动、探测器稳定性、能量稳定性等导致的密度变化。这些伪影产生的区域,经过对 CBCT 图像和 pCT 图像的密度进行归一化匹配修正,改善其密度差异。

本研究结果显示,在模体上进行的剂量计算,算法修正 CT 值后的 CBCT 影像在中心点处的绝对剂量偏差明显小于未经修正的 CBCT 影像;mCBCT 剂量分布的通过率也明显高于 CBCT,当应用更为严格的分析标准进行分析时,也获得一致的结果。在患者的影像上进行剂量计算的结果,与在模体上计算的结果基本一致,但在数值上有一些差别,患者剂量计算的结果在各项分析指标上均大于模体计算的结果。可能原因为:患者治疗时存在摆位误差,容易导致 CBCT 扫描时的体位与 pCT 存在一些细微差别;患者外轮廓不同,摆位时可能会导致皮肤或脂肪组织发生变形或移位;器官运动导致的变化;膀胱、直肠和小肠充盈程度的变化。上述因素均会导致结果产生一些差异,在临床应用中应予以关注。

综上所述,经直方图匹配算法修正的 CBCT 影像,在剂量计算上,其精度有显著的提高,能为 CBCT 影像提供更为可靠的剂量计算结果,为基于 CBCT 影像的剂量引导自适应放疗的开展提供了更为精确的剂量参考。

[参考文献]

[1] Adamson J, Wu QW, Yan D. Dosimetric effect of intrafraction motion and residual setup error for hypofractionated prostate intensity-modulated radiotherapy with online cone beam computed tomography image guidance. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2011, 80(2):453-461.

[2] Mayyas E, Chetty IJ, Chetvertkov M, et al. Evaluation of multiple image-based modalities for image-guided radiation therapy (IGRT) of prostate carcinoma: A prospective study. Med Phys, 2013,40(4):041707.

[3] Bian JG, Siewerdsen JH, Han X, et al. Evaluation of sparse-view reconstruction from flat-panel-detector cone-beam CT. Phys Med Biol, 2010,55(22):6575-6599.

[4] Fotina I, Hopfgartner J, Stock MA, et al. Feasibility of CBCT-based dose calculation: Comparative analysis of HU adjustment techniques. Radiother Oncol, 2012,104(2):249-256.

[5] 张俊,徐利明,刘晖,等.Varian23EX 加速器附加锥形束 CT 图像均匀性分析.中国医学影像技术,2011,27(8):1703-1706.

[6] 王强,全红,李勤,等.基于条状挡板的 kV 级锥形束 CT 散射校正.中国医学影像技术,2013,29(7):1184-1187.

[7] Marchant TE, Moore CJ, Rowbottom CG, et al. Shading correction algorithm for improvement of cone-beam CT images in radiotherapy. Phys Med Biol, 2008,53(20):5719-5733.

[8] van Zijtveld M, Dirkx M, Heijmen B. Correction of conebeam CT values using a planning CT for derivation of the "dose of the day". Radiother Oncol, 2007,85(2):195-200.

[9] Yoo S, Yin FF. Dosimetric feasibility of cone-beam CT-based treatment planning compared to CT-based treatment planning. Int J Radiat Oncol Biol Phys, 2006,66(5):1553-1561.

[10] 张基永,张武哲,陆佳扬,等.千伏级锥形束 CT 计算宫颈癌放疗剂量.中国医学影像技术,2015,31(10):1592-1595.

[11] Hatton J, Mccurdy B, Greer PB. Cone beam computerized tomography: The effect of calibration of the Hounsfield unit number to electron density on dose calculation accuracy for adaptive radiation therapy. Phys Med Biol, 2009, 54 (15): N329-N346.

[12] Richter A, Hu Q, Steglich D, et al. Investigation of the usability of conebeam CT data sets for dose calculation. Radiat Oncol, 2008,3:42.

[13] 何颖妮，邵党国，刘东权. 直方图匹配算法在超声弹性成像上的应用研究. 计算机应用研究，2013，30(4)：1266-1270.

[14] 吴铁洲，熊才权. 直方图匹配图像增强技术的算法研究与实现. 湖北工业大学学报，2005，20(2)：59-61.

Ultrasonic appearance of liver malignant solitary fibrous tumor：Case report

肝脏恶性孤立性纤维性肿瘤的超声表现 1 例

朱　皖，刘　丹，胡伟红

（南昌大学第一附属医院超声科，江西 南昌　330006）

[Key words] Fibroma；Liver neoplasms；Ultrasonography　[关键词] 纤维瘤；肝脏肿瘤；超声检查

DOI：10.13929/j.1003-3289.201607005

[中图分类号] R735.7；R445.1　[文献标识码] B　[文章编号] 1003-3289(2017)01-0118-01

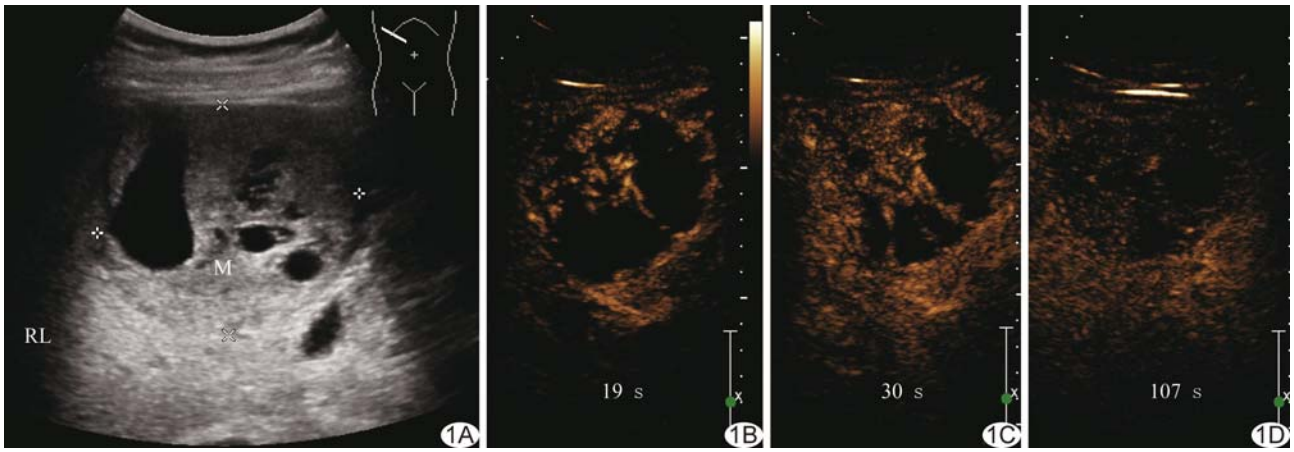

图 1　肝脏恶性孤立性纤维性肿瘤声像图　A. 二维超声示肝右前叶下段探及囊实混合性低回声，边界清晰，内部见多个不规则无回声区；B～D. 超声造影示肿块呈非均匀性“快进快退”强化模式　（M：肿块；RL：肝右叶）

患者男，40 岁，因“反复上腹胀 2 个月”入院，既往体健，无肝病史，无家族遗传病史。增强 CT 示肝右前叶下段占位，性质待定。MR 平扫及增强示肝右前叶下段异常强化影，考虑偏良性占位，血管平滑肌脂肪瘤可能。超声检查于肝右前叶下段探及约 7.3 cm×6.5 cm 混合回声包块，边界清晰，边缘光整，内部见多个不规则无回声区（图 1A），肿块内部未见明显血流信号，边缘见少许血流信号；CEUS 示肿瘤动脉期可见实质部分快速向心性增强，囊性部分未见增强；门静脉期造影剂快速减退，呈不均匀性低增强；肿瘤整体呈非均匀性“快进快退”强化模式（图 1B～1D）。超声诊断：肝癌并内部液化坏死可能。遂行肝右叶肿瘤切除术。病理示肿瘤细胞丰富，呈多形性，核分裂象＞4 个/10 高倍视野，有灶状坏死。免疫组化：Vim(2＋)、CD34(3＋)、Ki-67(阳性细胞约 30%)、CD99(弥漫＋)、Actin(＋)、Bcl-2(＋)、CD31(血管＋)。病理诊断：肝 S5 段恶性孤立性纤维性肿瘤（solitary fibrous tumor，SFT）。

讨论　SFT 是少见的间叶组织来源肿瘤，可发生于任何年龄，无明性别显差异，全身各部位均可发病，好发于胸膜，胸膜外少见。SFT 临床表现无特异性，早期可无明显症状，当肿瘤逐渐增大或累及重要脏器时，可表现为相应部位的压迫症状。多数 SFT 生物学行为呈良性，以手术完整切除肿瘤为主要治疗手段。本例发生在肝脏，较罕见，其病理为恶性孤立性纤维性肿瘤则更为罕见。SFT 瘤体内常含丰富的纤维组织，易发生透明样变性、黏液样变性、囊性变等退行性改变及出血等，影像学表现无明显特异性。本例患者虽接受常规超声检查及 CEUS，但 SFT 的 CEUS 表现无特征性，且肿瘤整体呈非均匀性“快进快退”强化模式，因此被误诊为肝癌。当 SFT 的二维超声、彩色多普勒及 CEUS 表现不典型时，可结合弹性成像、三维成像及穿刺活检等以帮助术前正确诊断，目前确诊主要依赖病理检查。

[第一作者] 朱皖（1982—），男，安徽枞阳人，硕士，副主任医师。

E-mail：zhuwan@163.com

[收稿日期] 2016-07-01　[修回日期] 2016-08-25