

## Impact of attenuation correction, position and radius of rotation on spatial resolution of SPECT

LUO Fei, GENG Jian-hua\*, SUN Chao, CAO Zhong-nian, ZOU Zuo-wei, ZHENG Rong  
(Department of Nuclear Medicine, Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences & Peking Union Medical College, Beijing 100021, China)

**[Abstract]** **Objective** To investigate the impact of CT attenuation correction, position in the field of view and the rotational radius on SPECT spatial resolution. **Methods** SPECT and CT imaging of an elliptical cylinder resolution phantom was performed using Siemens Symbia T equipment in 3 different rotational radius with parallel hole low-energy high-resolution collimator. In the long axis direction of the resolution model, there were 5 line sources parallel to long axis. The integrated-CT imaging was performed for attenuation correction. Acquisition conditions included 3 rotating orbit of detector with step and shoot mode. All 3 acquisitions were reconstructed using OSEM algorithm with or without CT attenuation correction. The resolution of line resource spread function was evaluated with the full width at half maximum (FWHM) value. All the reconstructed images were analyzed. Then the FWHM value of 5 line sources in 6 different transverse sections were calculated. **Results** The spatial resolution of tangential was the worst at center of the visual field, and the closer to the edge, the better the value, so did the resolution of radial direction, while the differences of tangential were greater. When the distance between detector and the phantom increased, the FWHM value increased, indicating that the resolution became poor. The results showed that CT attenuation correction could be improved by FWHM slightly, esp. in central region. **Conclusion** The position in the field of view and the radius of rotation have impact on the image spatial resolution. The impact of CT attenuation correction on spatial resolution of reconstructed images is limited.

**[Key words]** Tomography, emission-computed, single-photon; Resolution; Attenuation correction; Rotational radius

## 衰减校正、空间位置及旋转半径对 SPECT 分辨力的影响

骆 飞, 耿建华\*, 孙 超, 曹仲年, 邹作伟, 郑 容  
(北京协和医学院 中国医学科学院肿瘤医院核医学科, 北京 100021)

**[摘要]** **目的** 探讨 SPECT 断层成像图像空间分辨力及衰减校正、空间位置和旋转半径对 SPECT 分辨力的影响。**方法** 采用 Siemens Symbia T 成像设备, 选择平行孔低能高分辨准直器, 在 3 种不同旋转半径下分别对椭圆柱分辨力模型行 SPECT 及 CT 成像。椭圆柱空间分辨力模型中, 在长轴方向分布着 5 条与椭圆柱体轴平行的线源。以有序子集最大期望值法重建图像, 对 3 种旋转半径下采集的图像分别进行有或无 CT 衰减校正重建。以半高宽(FWHM)表示所有重建图像的分辨力, 分别对沿长半轴分布的 5 条线源计算 6 个层面上的 FWHM。**结果** 线源距视野中心越远, 径向、切向的分辨力越好, 切向差异更明显; 分辨力随旋转半径增大而降低; 衰减校正后 FWHM 略有降低。**结论** 视野中的空间位置、旋转半径均对 SPECT 成像系统空间分辨力有所影响, CT 衰减校正对图像空间分辨力的提高作用有限。

**[关键词]** 体层摄影术, 发射型计算机, 单光子; 分辨力; 衰减校正; 旋转半径

**[中图分类号]** R817.4; R-3 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2013)08-1384-05

SPECT 是核医学中重要的显像设备, 可以进行平

面显像、全身显像及断层显像, 但图像部分容积效应较重, 导致图像模糊、定量失真, 尤其是严重影响对小病灶的探测和定量分析。SPECT 有限的空间分辨力是导致图像中部分容积效应的根源, 也是影响图像质量的重要因素, 与临床诊断的准确性密切相关<sup>[1]</sup>。SPECT 正电子符合探测显像及全身显像的空间分辨

**[作者简介]** 骆飞(1986—), 女, 黑龙江绥化人, 在读硕士。研究方向: 影像医学与核医学。E-mail: lofecola@126.com

**[通讯作者]** 耿建华, 北京协和医学院 中国医学科学院肿瘤医院核医学科, 100021。E-mail: gengjean@163.com

**[收稿日期]** 2013-01-30 **[修回日期]** 2013-05-19

力已有研究<sup>[2-5]</sup>,但针对临床条件下 SPECT 断层显像的空间分辨力研究少见报道。本研究探讨临床条件下的衰减校正、空间位置及探头旋转半径对 SPECT 断层空间分辨力的影响。

### 1 材料与方法

1.1 成像设备及模体 Siemens Symbia T SPECT, 安装低能高分辨平行孔准直器。采用圆柱分辨力模型(图 1), 长 16 cm, 长

轴内径 34 cm, 短轴内径 21.5 cm, 其内一侧长轴上从中心向外周排列 5 个平行于柱体轴的线源, 线源内径 1 mm, 相邻线源间距离为 4 cm。使用时向线源内注入放射性药物<sup>99m</sup>Tc 7 mCi, 模型内注满无放射性的水, 模拟人体有散射情况的状态。将模型置于视野中心, 使椭圆长轴平行于检查床, 柱体轴与探头旋转轴重合。

#### 1.2 采集条件

1.2.1 发射采集 步进采集, 每 3°采集 1 帧, 两个探头共采集 120 帧, 每帧采集 10 s。采集矩阵为 256 × 256, Zoom 选择 1; 分别在下列 3 种旋转半径下采集:

- ①使用人体轨迹跟踪功能(通过探测人体轮廓, 保持探头到人体或模型表面的距离在 11~24 mm 范围内);
- ②旋转半径 26 cm(固定旋转半径时对该模体可实现的最小半径);
- ③旋转半径 30 cm。

1.2.2 CT 采集 管电压 130 keV, 有效毫安秒 30 mAs<sup>[3]</sup>, 矩阵 256 × 256, Zoom 选择 1。

1.3 图像重建 选用有序子集最大期望值(ordered subsets expectation maximization, OSEM)迭代法, 8 个子集, 4 次迭代, 高斯函数核 4 mm; 重建矩阵 256 × 256, 分别重建有 CT 衰减校正(CT attenuation correction, CTAC)和无 CT 衰减校正(none CT attenuation correction, NCTAC)的图像。

1.4 数据处理 对每个重建图像选 6 个横断层面, 分

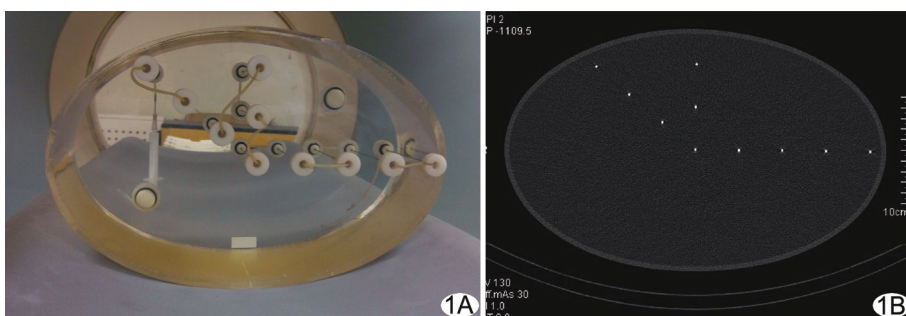


图 1 圆柱分辨力模型实物图(A)及 CT 图像(B) 模型中共有 10 条线源, 在圆柱长轴分布的线源最多最具有代表性, 故选择这 5 条线源进行分析

别提取  $x, y$  方向的剖面数据, 用高斯函数拟合获得每一处线源的  $x, y$  方向的扩展函数, 求每个扩展函数的半高宽(full width at half maximum, FWHM),  $FWHM_x, FWHM_y$  分别表示径向(垂直于旋转轴指向外周方向)、切向(与径向垂直的方向)分辨力。FWHM 越小表示分辨力越高, FWHM 越大则分辨力越低。分别对沿椭圆长半轴分布的 5 条线源计算 6 个横断面上的 FWHM 均值。

1.5 统计学分析 采用 SPSS 21.0 统计软件, 以配对  $t$  检验比较径向及切向分辨力的差异,  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

### 2 结果

3 种步进式采集方式及 CTAC 和 NCTAC 重建出的 6 种图像中, 5 个线源位置的径向及切向分辨力见表 1、2。

2.1 空间位置及旋转半径对断层空间分辨力的影响 无论是径向还是切向, 3 种旋转半径采集, FWHM 的变化趋势均为随距视野中心距离增大而减小(图 2), 即中心区域空间分辨力较差, 边缘区域分辨力较好, 探头旋转半径越大, 空间分辨力越差。径向分辨力( $FWHM_x$ )从中心到边缘的变化较小, 最大差异为 4.64 mm(旋转半径为 30 cm 时), 变化达 1.54 倍; 切向分辨力( $FWHM_y$ )从中心到边缘变化较大, 最大差异

表 1 5 个线源位置 6 种组合条件下的断层图像径向分辨力( $FWHM_x$ )变化(mm,  $\bar{x} \pm s$ )

线源距视野中心 的距离(cm)	人体跟踪模式		旋转半径 26 cm		旋转半径 30 cm	
	NCTAC	CTAC	NCTAC	CTAC	NCTAC	CTAC
0	7.97 ± 0.25	7.65 ± 0.22	11.57 ± 0.21	10.91 ± 0.21	13.18 ± 0.31	12.22 ± 0.44
4	7.08 ± 0.17	7.13 ± 0.19	10.09 ± 0.18	9.89 ± 0.23	11.28 ± 0.19	11.04 ± 0.20
8	6.95 ± 0.14	6.92 ± 0.07	9.65 ± 0.01	9.62 ± 0.11	10.73 ± 0.16	10.60 ± 0.12
12	6.67 ± 0.07	6.70 ± 0.11	9.12 ± 0.12	9.00 ± 0.13	9.90 ± 0.11	9.77 ± 0.10
16	6.10 ± 0.04	6.05 ± 0.05	7.81 ± 0.08	7.66 ± 0.08	8.54 ± 0.06	8.40 ± 0.07

表 2 5 个线源位置 6 种组合条件下的断层图像切向分辨率(FWHM<sub>y</sub>)变化(mm,  $\bar{x} \pm s$ )

线源距视野中心的 距离(cm)	人体跟踪模式		旋转半径 26 cm		旋转半径 30 cm	
	NCTAC	CTAC	NCTAC	CTAC	NCTAC	CTAC
0	11.87±0.28	11.58±0.22	14.75±0.67	13.67±0.17	16.50±0.86	15.72±0.74
4	11.13±0.22	11.05±0.20	13.91±0.39	13.58±0.27	15.97±0.64	15.74±0.45
8	9.30±0.06	9.13±0.08	11.27±0.23	11.10±0.17	13.31±0.26	12.92±0.20
12	7.45±0.15	7.37±0.14	8.36±0.14	8.20±0.12	9.56±0.12	9.50±0.13
16	5.97±0.04	5.94±0.05	6.37±0.004	6.34±0.03	7.38±0.06	7.25±0.04

达 9.12 mm(旋转半径为 30 cm 时),最大变化达 2.24 倍。另外,在视野中心径向与切向的分辨率的差异较大,最大差异达 3.90 mm(人体轨迹跟踪模式时);在靠近视野边缘处径分辨率向与切向分辨率的差别不大,最小差异只有 0.2 mm(旋转半径为 30 cm 时)。

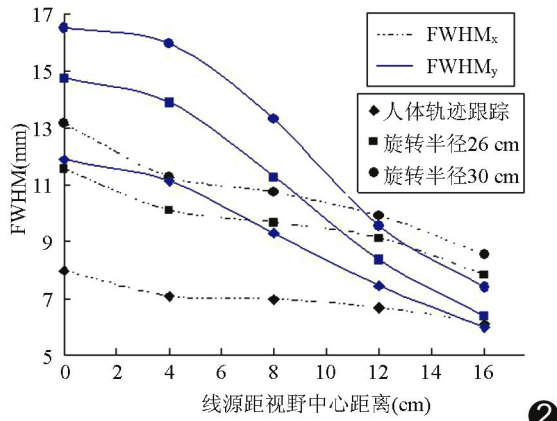


图 2 NCTAC 时,线源距视野中心的距离及不同旋转半径对断层空间分辨率的影响

2.2 衰减校正对断层空间分辨率的影响 CTAC、NCTAC 重建时,径向及切向分辨率的差异均有统计学意义( $P < 0.05$ ),但空间分辨率提高的程度有限,即使差异最大的中心区域也只有 6.51%(人体跟踪模

式;衰减校正使空间分辨率提高 3.23%;旋转半径 26 cm:衰减校正使空间分辨率提高 6.51%;旋转半径 30 cm:衰减校正使空间分辨率提高 6.01%),其他区域则在 2.18% 以下。图 3 为人体轨迹跟踪模式采集下,5 个视野空间位置处 CTAC、NCTAC 时的径向及切向分辨率(FWHM<sub>x</sub> 及 FWHM<sub>y</sub>)。

### 3 讨论

一个点源经成像系统成像后不再是一个点像,而是一个扩展的斑,其大小反映成像系统的空间分辨率。核医学图像即由许多点源经成像系统所成的“斑”像叠加而成,由此造成图像模糊。空间分辨率越高,“斑”就越小,图像也就越清晰。因此,空间分辨率是影响图像质量的重要因素。

核医学成像系统可分为 3 种:SPECT 断层成像、双探头符合成像和 PET 成像,其空间分辨率随视野空间位置的变化不尽相同。本研究结果表明:①SPECT 断层成像的空间分辨率从中心到边缘逐渐提高(FWHM 减小);②切向分辨率(FWHM<sub>y</sub>)中心到边缘最大变化达 2.24 倍,最大差异达 9.12 mm(123.58%);相比而言,径向分辨率(FWHM<sub>x</sub>)变化较缓,最大变化 1.54 倍,最大差异 4.64 mm(54.33%);③除随空间位置的变化外,空间分辨率的差别还表现在各向(切向和径向)异性上,在视野边缘处,切向和径向分辨率差别

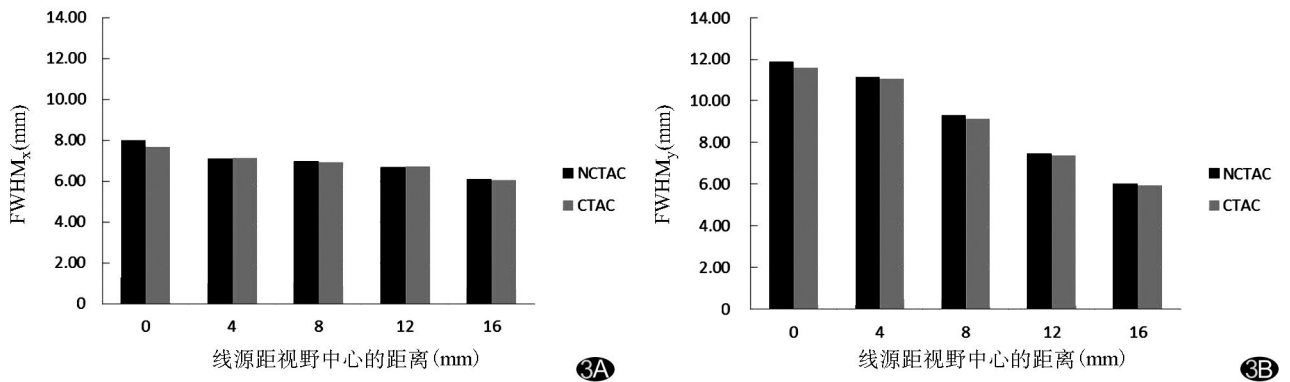


图 3 人体轨迹跟踪模式采集时,5 个线源位置处,衰减校正对空间分辨率的影响 A. 径向分辨率 FWHM<sub>x</sub>; B. 切向分辨率 FWHM<sub>y</sub>

不大,可视为各向同性,但在中心处表现为很强的各向异性,切向分辨力比径向低很多, $FWHM_y$  是  $FWHM_x$  的 1.25~1.49 倍(人体轨迹跟踪模式最大),最大差异达 3.90 mm。双探头符合成像的空间分辨力<sup>[3-4]</sup>虽然从中心到边缘也表现为越来越好,但具体到切向和径向则完全相反,在 SPECT 断层成像中变化很大的切向分辨力在双探头符合成像中表现为不随位置变化;而在 SPECT 断层成像中变化相对缓慢的径向分辨力在双探头符合成像中表现为相对较强地随位置变化。在各向同性方面,虽然两种成像均表现为径向分辨力优于切向,但各向异性的程度随空间位置的变化却完全相反:双探头符合成像中切向和径向最大差值出现在边缘<sup>[3-4]</sup>,而 PET 成像的空间分辨力<sup>[6-8]</sup>在中心区域最好,越靠边缘越差,与上述两种设备的空间分布正相反。

成像原理和探头结构的不同可解释 SPECT 断层、双探头符合和 PET 3 种系统的空间分辨力在视野空间分布的差异。SPECT 探头为平板型,其晶体前装有平行孔准直器。理论上准直器只允许垂直于晶体表面的射线通过,这是 SPECT 成像的基础条件之一;但实际上角度小于  $\arctg(\text{准直器孔径/孔长})$  的射线都能通过准直器,这些射线都被作为垂直处理,造成的定位误差与射线源到光子晶体相互作用点的距离成正比。在探头旋转过程中,除位于中心的线源外,其他线源离一个探头的距离越来越远时,离另一探头越来越远,并且这一过程中近距离探头的计数远高于另一探头(140 keV 射线在水中衰减较强),对图像重建起主要作用,因此,距离及计数两个因素综合起来可能是导致分辨力中心差而边缘好的原因。在中心区域径向分辨力优于切向的原因可能是模型的椭圆形状造成的散射的定位误差,分析对径向和切向分辨力影响分别是最大和最小的两个探头位置:探头平面平行于椭圆长轴时,对径向影响最大,此时中心区域射线穿透介质的距离最短,散射造成的定位误差也最小;探头旋转 90°、平面垂直于椭圆长轴时,对切向影响最大,此时中心区域射线穿透介质的距离最长,散射造成的定位误差也最大。用同样的理由并同时考虑起主要作用的探头,可解释边缘区域两个线源切向分辨力略优于径向的结果。

SPECT 断层空间分辨力与探头到射线源的距离成反比的关系(称为分辨力的距离依赖性)可以很好地解释本实验中旋转半径变化对分辨力的影响:旋转半径愈小,分辨力愈高;反之则分辨力下降。人体轨迹跟踪采集模式具有最好的分辨力,临床工作中提倡采用人体轨迹跟踪采集模式,有利于获得高质量图像。

SPECT 成像广泛使用的<sup>99m</sup>Tc 所发射的  $\gamma$  光子的能量较低,体内衰减较为严重,不仅造成重建图像失真,更会造成定量指标的严重误差,给临床诊断和科研分析造成干扰。随着 SPECT/CT 的普及,对 SPECT 图像进行精确衰减校正已成为现实。CT 图像不仅可用于衰减校正,还可为 SPECT 图像提供解剖定位信息和临床诊断信息<sup>[9]</sup>,提高图像质量和诊断准确度<sup>[10-14]</sup>,但有关 SPECT 衰减校正是否影响其断层图像分辨力的报道很少见。本研究结果显示,用 CT 对 SPECT 断层图像进行衰减校正,所提高的图像空间分辨力非常有限,最好的中心区域也只有 3.23%~6.51%,其他区域均在 2.18% 以下,说明衰减校正提高 SPECT 图像质量并不是由提高分辨力来实现的。但在双探头符合成像系统中,衰减校正使中心区域的分辨力退化<sup>[2]</sup>,有待进一步研究。

影响临床成像条件下的 SPECT 断层图像的空间分辨力的因素除上述外还有采集及重建矩阵、散射及重建算法等,特别是重建算法<sup>[15]</sup>对空间分辨力的影响是非常重要的且临床可控的,留将另文详述。

#### [参考文献]

- [1] Bitarafan A, Rajabi H. The effect of filtering and reconstruction method on the left ventricular ejection fraction derived from GSPECT: A statistical comparison of angiography and echocardiography. *Ann Nucl Med*, 2008, 22(8):707-713.
- [2] 耿建华,陈英茂,陈盛祖,等.双探头 SPECT 符合线路衰减校正对图像分辨力及计数影响的模型研究. *中国医学影像技术*, 2005, 21(1):124-126.
- [3] 耿建华,陈英茂,陈盛祖,等.双探头符合成像系统的分辨力及其影响因素. *核电子学与探测技术*, 2007, 27(2):180-183.
- [4] Kunze WD, Bachre M, Richter E. PET with a dual-head coincidence camera: Spatial resolution, scatter fraction and sensitivity. *J Nucl Med*, 2000, 41(6):1067-1074.
- [5] 耿建华,刘琳,郑容,等.扫描速度与计数对 SPECT 全身平面显像的影响. *中国医学影像技术*, 2009, 25(9):1689-1692.
- [6] 陈英茂,耿建华,田嘉禾,等.PET 系统分辨力及影响因素的实验研究. *中国医学影像技术*, 2004, 20(5):778-780.
- [7] Brix G, Zaers J, Adam LE, et al. Performance evaluation of a whole body PET scanner using the NEMA protocol. *J Nucl Med*, 1997, 38(10):1614-1623.
- [8] DeGrado TR, Turkington TG, Williams J, et al. Performance characteristics of a whole body PET scanner. *J Nucl Med*, 1994, 35(8):1398-1406.
- [9] Patton JA, Turkington TG. SPECT/CT physical principles and attenuation correction. *J Nucl Med Technol*, 2008, 36(1):1-10.
- [10] Schepis T, Gaemperli O, Koepfli P, et al. Use of coronary calcium score scans from stand-alone multislice computed tomo-



- graphy for attenuation correction of myocardial perfusion SPECT. Eur J Nucl Med Mol Imaging, 2007, 34(1):11-19.
- [11] Masood Y, Liu YH, Depuey G, et al. Clinical validation of SPECT attenuation correction using X-ray computed tomography-derived attenuation maps: Multicenter clinical trial with angiographic correlation. J Nucl Cardiol, 2005, 12(6):676-686.
- [12] Hoeflinghaus T, Husmann L, Valenta I, et al. Role of attenuation correction to discriminate defects caused by left bundle branch block versus coronary stenosis in single photon emission computed tomography myocardial perfusion imaging. Clin Nucl Med, 2008, 33(11):748-751.
- [13] Pazhenkottil AP, Ghadr JR, Koulou RN, et al. Improved outcome prediction by SPECT myocardial perfusion imaging after CT attenuation correction. J Nucl Med, 2011, 52(2):196-200.
- [14] Warwick JM, Rubow S, du Toit M, et al. The role of CT-based attenuation correction and collimator blurring correction in striatal SPECT quantification. Int J Mol Imaging, 2011:195037.
- [15] Seret A, Forthomme J. Comparison of different types of commercial filtered backprojection and ordered-subset expectation maximization SPECT reconstruction software. J Nucl Med Technol, 2009, 37(3):179-187.

## Retroperitoneal endocrine tumor: Case report

### 腹膜后神经内分泌肿瘤 1 例

刘 渊, 李勇武, 安维民

(中国人民解放军第 302 医院放射科, 北京 100039)

[Key words] Neuroendocrine tumors; Retroperitoneal neoplasms; Tomography, X-ray computed

[关键词] 神经内分泌肿瘤; 腹膜后肿瘤; 体层摄影术, X 线计算机

[中图分类号] R735.5; R814.42 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2013)08-1388-01

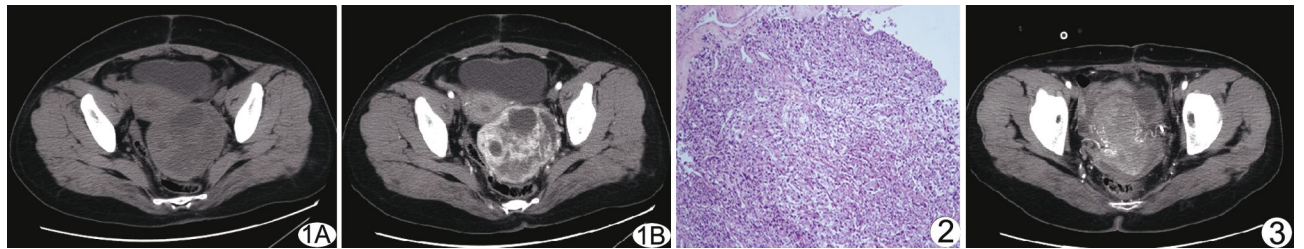


图 1 轴位 CT 表现 A. 平扫盆腔内见密度不均团块影, 推压周围器官; B. 增强扫描病变呈明显不均匀强化, 与周围器官分界尚清晰  
图 2 病理示神经内分泌肿瘤(HE, ×100) 图 3 术后复查轴位 CT 增强扫描 见不规则强化包块影

患者女, 外院超声发现“盆腔肿物”2 个月, 剖腹探查术见盆腔腹膜后肿瘤约 10 cm×8 cm×8 cm, 与左侧输尿管、骶前静脉丛、髂内血管粘连紧密, 肿瘤基底宽, 固定于盆壁, 未能切除; 之后接受 2 个疗程化疗, 方案不详。外院 MR: 盆腔内子宫左后方见类圆形等 T1 长 T2 囊实性混杂信号, 约 7.5 cm×8.0 cm×8.6 cm, 囊性部分可见液平面; 子宫向右前移位, 肿瘤后方直肠受压。入院查体: 肛门直肠指诊于直肠前方可触及肿物, 边界未触及, 表面光滑, 无压痛。超声: 盆腔内囊实性占位, 建议进一步检查。盆腔 CT: 腹膜后占位性病变, 考虑恶性肿瘤可能, 建议必要时穿刺活检明确组织来源; 盆腔钙化灶(图 1)。后于全麻复合硬膜外麻醉下行盆腔腹膜后肿瘤切除、左侧输尿管壁部分切除、吻合术。术后病理: 腹膜后灰红色不规则肿物 5.5 cm×3.0 cm×2.0 cm, 切面灰红色, 质嫩。病理诊断(图

2): 神经内分泌肿瘤, G1。术后 1 月余行盆腔 CT 平扫+增强复查: 腹膜后占位性病变, 结合病史, 考虑肿瘤复发, 建议行穿刺活检; 盆腔钙化灶(图 3)。活检免疫组化: Calretinin(-), Hepa(-), CK7(-), CK19(-), CK8(-), CK10(-), CK20(-), CD34 示血管丰富, CD117(-), CEA(-), EMA(-), AFP(-), Vim(-), Ki-67(+<1%), GPC-3(-), NSE 少量细胞阳性, SMA(-), CD56(+++), CgA(+++), Syn 灶性阳性, CD3(-), CD20(-), EMA(-), CEA(-), Actin(-), Des(-), CA-125(-), MC(-)。

讨论 神经内分泌肿瘤是罕见的恶性肿瘤, 在全部恶性肿瘤中的比例不足 1%, 多发生于胃、肠及胰腺, 发生于腹膜后者罕见; 其典型 CT 表现为较大单发肿块, 增强扫描内部呈不均匀强化; 病理学显示 CgA 显著升高。本例影像学及免疫组化与神经内分泌肿瘤较符合。神经内分泌肿瘤易出现局部复发和转移, 本例术后 1 月余 CT 复查显示肿块影。发现盆腔肿物时, 在考虑常见来源的同时, 需结合影像学表现考虑本病的可能。

[作者简介] 刘渊(1987—), 男, 山西临汾人, 本科, 医师。

E-mail: liuyuan282\_ok@163.com

[收稿日期] 2013-04-05 [修回日期] 2013-05-13