

Comparison of fat suppression effect of Dixon and frequency-selective saturation in head and neck contrast-enhanced MRI

DENG Wenming¹, KANG Wenyan¹, WEN Jie¹, LIU Zhou¹, HUANG Hua¹,
WANG Yunfei¹, ZHANG Yan¹, LUO Dehong^{2*}

(1. Department of Radiology, National Cancer Center/Cancer Hospital & Shenzhen Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Shenzhen 518116, China;
2. Department of Diagnostic Radiology, National Cancer Center/Cancer Hospital, Chinese Academy of Medical Sciences and Peking Union Medical College, Beijing 100021, China)

[Abstract] **Objective** To evaluate the fat suppression efficacy of Dixon technique compared with frequency-selective saturation (FS) in head and neck contrast-enhanced MRI. **Methods** Totally 49 patients underwent contrast-enhanced T1WI of head and neck with both Dixon technique and FS technique. The efficacy of fat suppression was evaluated by two radiologists, while CNR between two sets of images and SNR of images were compared, including the center of magnetic field (corresponding to cerebellum and oblongata) and the periphery of magnetic field (corresponding to temporal lobe, masseter, and clavicle), respectively. **Results** Among the images acquired using Dixon technique, 14 and 17 areas with unsatisfactory fat suppression were recorded by two radiologists, respectively ($Kappa=0.858$, $P<0.001$), whereas 192 and 175 areas were recorded in the images acquired using FS technique, both showed great agreement between the two radiologists ($Kappa=0.890$, $P<0.001$). In the center of magnetic field, image noise of the Dixon image was significantly lower than that of the FS image ($P<0.001$), while SNR in the cerebellum, oblongata and CNR of the Dixon image were all superior to those in the FS image (all $P<0.05$). Meanwhile, in the peripheral magnetic field, similarly, image noise of the Dixon image was significantly lower than that of the FS image ($P=0.010$), and SNR in the masseter of the Dixon image was higher than that of the FS image ($P=0.010$). However, SNR in the clavicle of the Dixon image was lower than that of the FS image ($P<0.001$), and no statistical difference was found in SNR of temporal lobe nor CNR between the two kinds of images (both $P>0.05$). **Conclusion** In contrast-enhanced MRI of head and neck, using Dixon technique can obtain images with quality and fat suppression better than FS technique.

[Key words] Magnetic resonance imaging; Water-fat separation; Frequency selective saturation; Fat suppression
DOI:10.13929/j.1003-3289.201802038

对比水-脂分离成像技术与频率选择饱和法在头颈部增强 MRI 中的脂肪抑制效果

邓文明¹, 康文焱¹, 文洁¹, 刘周¹, 黄华¹, 王云飞¹, 张艳¹, 罗德红^{2*}

(1. 国家癌症中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院深圳医院放射科, 广东 深圳 518116;
2. 国家癌症中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院影像诊断科, 北京 100021)

[摘要] **目的** 对比分析水-脂分离技术(Dixon 技术)与频率选择饱和法(FS)在头颈部增强 MRI 中的脂肪抑制效果。

[第一作者] 邓文明(1985—),男,广西防城港人,学士,技师。研究方向:磁共振成像技术。E-mail: ming861212@163.com

[通信作者] 罗德红,国家癌症中心/中国医学科学院北京协和医学院肿瘤医院影像诊断科,100021。E-mail: cjr.luodehong@vip.163.com

[收稿日期] 2018-02-06 **[修回日期]** 2018-06-08

方法 对接受头颈部增强 MR 检查的 49 例患者行 Dixon 和 FS 脂肪抑制 T1WI。由 2 名放射科医师评价其脂肪抑制效果,计算并比较 2 种图像间 CNR 和磁场中心层面(小脑、延髓)、偏离磁场中心层面(颞叶、咬肌、锁骨)的 SNR。**结果** 49 例患者的 Dixon 图像中,2 名医师分别记录了 14 处和 17 处脂肪抑制效果不佳的区域,一致性好($Kappa=0.858, P<0.001$);FS 图像中分别记录 192 处和 175 处脂肪抑制效果不佳区域,一致性好($Kappa=0.890, P<0.001$)。在磁场中心层面,Dixon 图像噪声小于 FS 图像($P<0.001$),小脑 SNR、延髓 SNR 及 CNR 优于 FS 组(P 均 <0.05)。在偏离磁场中心层面,Dixon 图像噪声小于 FS 图像($P=0.010$),咬肌 SNR 优于 FS 图像($P=0.010$),锁骨 SNR 小于 FS 图像($P<0.001$);2 种图像颞叶 SNR 和 CNR 差异均无统计学意义(P 均 >0.05)。**结论** 对于头颈部增强 MRI,应用 Dixon 技术较 FS 能获得更好的图像质量和脂肪抑制效果。

[关键词] 磁共振成像;水-脂分离;频率选择饱和;脂肪抑制

[中图分类号] R653; R445.2 **[文献标识码]** A **[文章编号]** 1003-3289(2018)09-1390-05

头颈部解剖结构复杂,有多处气-骨交界,且颈背部脂肪厚度不一。目前临床常用的 MR 脂肪抑制方法为短时反转恢复序列(short time inversion recovery, STIR),可获得良好的脂肪抑制效果^[1],但其 SNR 较差,不适合用于增强检查,故在传统增强 MR 检查中,最常以频率选择饱和法(frequency-selective saturation, FS)进行脂肪抑制,但易受金属、气-骨交界、偏离磁场中心等因素的影响而抑制脂肪不彻底,从而影响图像质量。水-脂分离技术(Dixon 技术)是利用水和脂肪组织化学位移的差异,对水和脂肪中质子的同、反相位信息进行运算,获得单纯的脂相(fat-phase)和单纯的水相(water-phase),水相即是基于 Dixon 技术的脂肪抑制图像^[2]。本研究比较 Dixon 技术与 FS 的脂肪抑制效果,探讨其在头颈部增强 MR 检查中的应用价值。

1 资料与方法

1.1 一般资料 收集 2017 年 6 月—12 月在我院接受颈部增强 MR 扫描的 49 例患者,男 21 例,女 28 例,年龄 25~79 岁,平均(47.6 ± 12.6)岁,其中 10 例有不可摘除的金属义齿。所有患者均无 MR 检查禁忌证,并签署知情同意书。

1.2 仪器与方法 采用 Siemens Magentom Avanto 1.5T MR 扫描仪、Syngo 工作站和专用颈部 4 通道矩阵线圈。检查时嘱患者仰卧,头先进,以前正中线与下颌体的交点为扫描中心。对比剂采用钆喷酸葡胺,0.2 ml/kg 体重,流率 2 ml/s,注射完毕后以相同流率推注 20 ml 生理盐水。动态增强扫描后,再分别行 Dixon 技术和 FS 延迟增强矢状位 FSE T1WI,扫描顺序随机,具体参数见表 1。

1.3 图像评价

1.3.1 主观评价 由 2 名放射科主治医师采用盲法评价 Dixon 和 FS 图像的脂肪抑制效果,记录图像中脂肪抑制效果不佳的区域,即脂肪组织、骨松质等正常

含脂组织在脂肪抑制图像上呈高信号,且信号不均匀。

1.3.2 客观评价 以美国电气制造商协会(National Electrical Manufacturers Association, NEMA)推荐的方法计算图像 SNR 和 CNR。以正中矢状面、经右侧颞颌关节的矢状面作为磁场中心层面和偏离磁场中心层面,分别进行评价。放置 ROI 的组织包括磁场中心层面小脑扁桃体及延髓;偏离磁场中心层面颞叶、咬肌和锁骨骨松质(图 1)。ROI 为圆形,大小为(0.15 ± 0.02)cm²,勾画时尽量避开空腔、血管、伪影明显的区域。测量方法:①在上述组织内放置 ROI,记录其信号强度(signal intensity, SI);②在图像背景的 4 个角放置 ROI,记录其标准差(standard deviation, s),并计算平均值(mean standard deviation, $\bar{s}$),计算图像噪声(noise, N), $N = \bar{s}/0.66$,0.66 为噪声校正因子;③计算 SNR, $SNR = SI/N$;④计算 CNR^[3], 磁场中心层面 $CNR = |小脑 SNR - 延髓 SNR|/N$ 、偏离磁场中心层面 $CNR = |颞叶 SNR - 咬肌 SNR|/N$ 。

1.4 统计学分析 采用 SPSS 24.0 统计分析软件,以 Shapiro-Wilk 法对数据进行正态性检验,符合正态分布的计量资料以 $\bar{x} \pm s$ 表示,采用配对 t 检验比较 2 种图像的噪声、SNR、CNR。以 $Kappa$ 检验评估 2 名医师评价脂肪抑制效果的一致性, $Kappa \leq 0.40$ 为一致性较差, $0.40 < Kappa \leq 0.75$ 为一致性较好, $Kappa > 0.75$ 为一致性好。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

2 结果

2.1 主观评价 49 例患者的 Dixon 图像中,2 名医师分别记录 14 处和 17 处脂肪抑制效果不佳的区域,一致性好($Kappa=0.858, P<0.001$,图 2);FS 图像中分别记录 192 处和 175 处脂肪抑制效果不佳区域,一致性好($Kappa=0.890, P<0.001$,图 3)。

对 10 例有金属义齿的患者,Dixon 图像中 2 名医师分别记录 9 处和 8 处脂肪抑制效果不佳的区域,一致性较好($Kappa=0.615, P=0.035$,图 4A);FS 图

像中分别录 43 处和 44 处脂肪抑制效果不佳区域,一致性好($Kappa=0.861, P<0.001$, 图 4B)。

2.2 客观评价

2.2.1 磁场中心层面 在磁场中心层面, Dixon 图像的噪声小于 FS 图像, 小脑 SNR、延髓 SNR 和图像 CNR 均大于 FS 图像, 差异均有统计学意义(P 均

<0.05)。见表 2。

2.2.2 偏离磁场中心层面 在偏离磁场中心层面, Dixon 图像噪声小于 FS 图像, 咬肌 SNR 大于 FS 图像, 锁骨 SNR 小于 FS 图像, 差异均有统计学意义(P 均 <0.05); 2 种图像间颞叶 SNR 和图像 CNR 差异均无统计学意义(P 均 >0.05)。见表 3。

表 1 2 种脂肪抑制方法增强矢状位 FSE 序列 T1WI 参数

脂肪抑制方法	TR (ms)	TE (ms)	NEX	回波链长度	过样采集 (%)	相位编码方向	矩阵	FOV (mm×mm)	层厚/层间距 (mm)	扫描时间 (s)
Dixon	625	12	1	3	100	头一足	256×192	230×230	4.0/0.4	173
FS	625	15	2	3	100	头一足	256×192	230×230	4.0/0.4	178

表 2 2 种脂肪抑制方法磁场中心层面图像噪声、SNR、CNR 比较 ($\bar{x} \pm s, n=49$)

脂肪抑制方法	噪声	小脑 SNR	延髓 SNR	CNR
Dixon	4.44±1.45	106.42±54.05	122.80±41.86	7.64±7.90
FS	5.14±1.71	83.20±46.24	91.85±28.12	5.65±7.72
t 值	-4.006	5.349	6.641	2.275
P 值	<0.001	<0.001	<0.001	0.027

表 3 2 种脂肪抑制方法偏离磁场中心层面图像噪声、SNR、CNR 比较 ($\bar{x} \pm s, n=49$)

脂肪抑制方法	噪声	颞叶 SNR	咬肌 SNR	锁骨 SNR	CNR
Dixon	3.52±0.86	154.88±39.20	168.38±49.57	75.23±39.04	56.12±46.51
FS	3.85±1.02	145.72±39.11	148.48±41.71	125.57±65.40	65.48±73.02
t 值	-2.668	1.521	3.489	-6.455	-1.010
P 值	0.010	0.135	0.001	<0.001	0.318

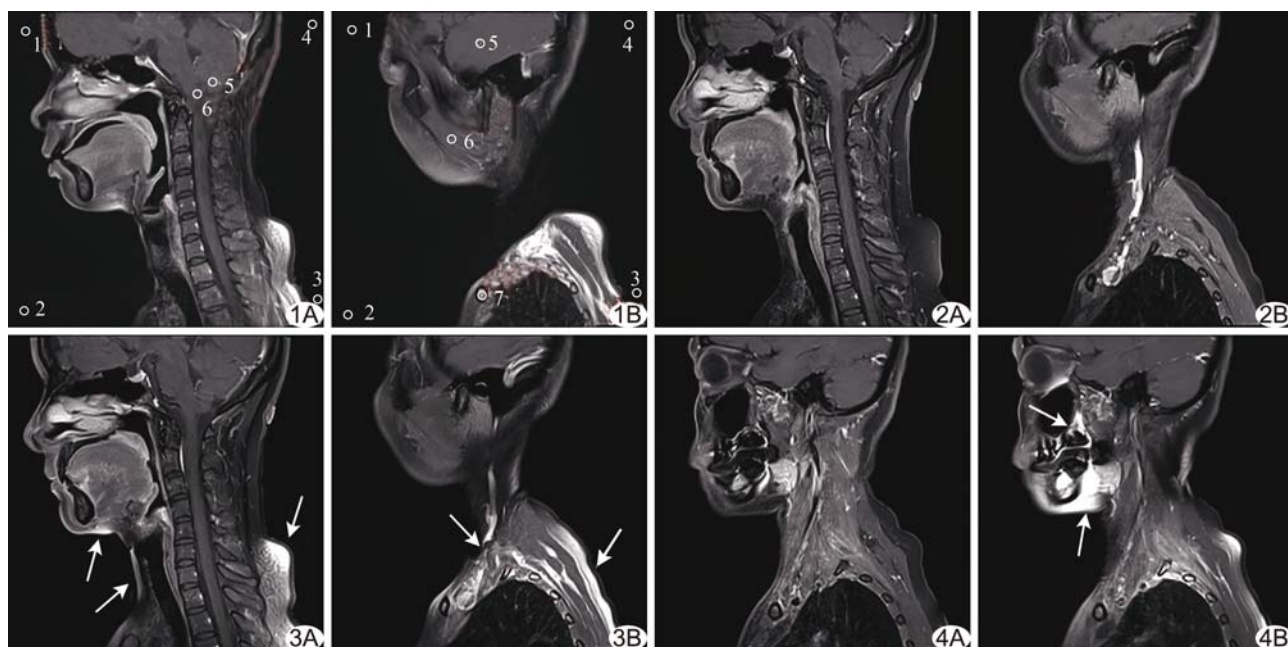


图 1 ROI 放置示意图 A. 磁场中心层面; B. 偏离磁场中心层面 图 2 Dixon 图像脂肪抑制均匀、效果良好 A. 磁场中心层面; B. 偏离磁场中心层面 图 3 FS 图像显示颈肩部、颈背部、颌下、气管前信号不均匀, 脂肪抑制效果欠佳(箭) A. 磁场中心层面; B. 偏离磁场中心层面 图 4 存在金属义齿患者的脂肪抑制图像 A. Dixon 图像脂肪抑制效果良好, 义齿周围结构显示较清晰; B. FS 图像金属伪影明显, 周围结构信号不均匀, 图像失真(箭)

3 讨论

FS 是根据水和脂肪组织内氢质子的进动频率差异,给予与脂肪中氢质子进动频率相同的预脉冲,使脂肪中氢质子处于饱和状态,不能被成像脉冲激发,从而达到脂肪抑制的目的^[4]。FS 高度依赖设备场强及磁场的均匀性,局部磁场不均匀会造成脂肪抑制失败。Dixon 技术基本原理也是利用水和脂肪组织内氢质子的进动频率差异,在二者相位相同和相反时各采集 1 次信号,应用 2 次采集的信息计算获得纯水像和纯脂像^[4-5]。Dixon 技术实质上受磁场不均匀性的影响,可使水-脂相位计算误差导致分离失败;但经过区域增长算法、相位解卷绕、取向滤波器等后处理方法进行相位误差校正后,水-脂分离的准确性和稳定性可获得明显提高^[6-7]。此外,在实际临床工作中,通过增加采集次数或关闭并行采集等简单方法也可提高 Dixon 图像的 SNR,减少水脂质子相位运算错误的情况^[8]。

目前临床头颈部增强 T1W 检查中常以 FS 为首选脂肪抑制技术。本研究结果显示,FS 脂肪抑制效果不佳区域主要集中在颈肩部、颈背部、颌下、上颌窦底壁、气管前等区域,多位于 FOV 边缘、脂肪层厚薄不均、气-骨组织交界等处,因局部磁场不均匀而造成 FS 脂肪抑制失败,而通过 Dixon 技术可明显改善上述区域的脂肪抑制效果。Gaddikeri 等^[9]的研究也证实,颈部 Dixon 技术脂肪抑制图像较 STIR 具有更好的图像质量和均匀性。此外,随着场强升高,组织边缘的振铃伪影越发明显,Dixon 技术能减轻此类伪影,这也正是其脂肪抑制均匀性高的原因之一^[10]。

Dixon 技术抑制脂肪具有良好的均匀性和准确性,更适用于对比增强检查。Zhadanov 等^[11]认为脊柱对比增强 Dixon 成像较传统 T1WI 可更敏感地检出骨髓病变中脂肪增加;Kalovidouri 等^[12]发现乳腺增强检查中 Dixon 技术可使乳房皮下及靠近腋窝区的脂肪得到高效抑制。国内学者的研究^[13]表明,在解剖结构复杂的头颈部,Dixon 技术对眼眶脂肪抑制具有明显优势。本研究结果亦发现 Dixon 图像较 FS 图像对邻近上颌窦顶壁的眶内脂肪抑制效果更彻底、更均匀。本研究 10 例有金属义齿的患者中,Dixon 图像金属伪影明显较轻、脂肪抑制效果不佳区域明显少于 FS 图像,与 Park 等^[14-15]应用 Dixon 技术可显著降低膝关节和脊柱金属内固定伪影的研究结果相符。

临床工作中,增强 T1W 结合脂肪抑制是观察病变及其周围结构的重要序列。本研究表明,在头颈部 T1W 增强检查中,在磁场中心层面和偏离磁场中心层

面,基于 Dixon 技术的脂肪抑制图像噪声小于 FS 图像,小脑 SNR、延髓 SNR、咬肌 SNR、锁骨 SNR 均大于 FS 图像,差异均有统计学意义(P 均 <0.05),提示 Dixon 技术具有噪声小、SNR 及 CNR 高、脂肪抑制效果均匀等优点,可作为头颈部增强 T1W 的首选脂肪抑制技术,建议临床优先采用,尤其是存在金属异物时,Dixon 技术较 FS 技术更具优势。

[参考文献]

- [1] 中华医学会影像技术分会. MRI 检查技术专家共识. 中华放射学杂志, 2016, 50(10):727-728.
- [2] 张晓东, 李绍林, 肖继杰. 基于 Dixon 的脂肪抑制技术及其临床应用研究进展. 中华医学杂志, 2016, 96(39):3194-3195.
- [3] National Electrical Manufacturers Association (NEMA). Determination of signal-to-noise ratio (SNR) in diagnostic magnetic resonance imaging. NEMA Standards Publication MS 1-2008 (R2014). Rosslyn: National Electrical Manufacturers Association (NEMA), 2008:5-9.
- [4] 杨正汉, 冯逢, 王霄英. 磁共振成像技术指南. 北京, 人民军医出版社, 2015:188-200.
- [5] Dixon WT. Simple proton spectroscopic imaging. Radiology, 1984, 153(1):189-194.
- [6] Wang D, Zwart NR, Li Z, et al. Analytical three-point Dixon method: With applications for spiral water-fat imaging. Magn Reson Med, 2016, 75(2):627-638.
- [7] 李亚涛, 俎栋林, 包尚联. 水、脂分离磁共振成像 Dixon 方法. 中国医学物理学杂志, 2012, 29(6):3759-3768.
- [8] 朱开国, 朱小飞, 刘锦, 等. 颈部 DIXON 序列扫描出现的 Swap 伪影及解决方法. 磁共振成像, 2017, 8(11):844-847.
- [9] Gaddikeri S, Mossa-Basha M, Andre JB, et al. Optimal fat suppression in head and neck MRI: Comparison of multipoint Dixon with 2 different fat-suppression techniques, spectral presaturation and inversion recovery, and STIR. AJNR Am J Neuroradiol, 2018, 39(2):362-368.
- [10] Le Y, Kroeker R, Kipfer HD, et al. Development and evaluation of TWIST Dixon for dynamic contrast-enhanced (DCE) MRI with improved acquisition efficiency and fat suppression. J Magn Reson Imaging, 2012, 36(2):483-491.
- [11] Zhadanov SI, Doshi AH, PawhaPS, et al. Contrast-enhanced Dixon fat-water separation imaging of the spine: Added value of fat, in-phase and opposed-phase imaging in marrow lesion detection. J Comput Assist Tomogr, 2016, 40(6):985-990.
- [12] Kalovidouri A, Firminich N, Delattre BMA, et al. Fat suppression techniques for breast MRI: Dixon versus spectral fat saturation for 3D T1-weighted at 3T. Radiol Med, 2017, 122(10):731-742.
- [13] 李静, 李婷, 鲜军舫. 眼眶 MR 成像 IDEAL 技术脂肪抑制效果和图像质量评价研究. 放射学实践, 2016, 31(8):695-699.

[14] Park HJ, Lee SY, Choi SH, et al. Reduced metallic artefacts in 3T knee MRI using fast spin-echo multi-point Dixon compared to fast spin-echo T2-weighted sequences. Clin Radiol, 2017, 72(11):e1-e6.

[15] 张宇, 查云飞, 陆雪松, 等. 脊柱金属内固定术后 IDEAL 与频率选择脂肪抑制 FSE 图像质量对比. 临床放射学杂志, 2017, 10(36):1499-1503.

Imaging findings of multiple endocrine neoplasia type 1: Case report

多发内分泌肿瘤 1 型影像学表现 1 例

方旭, 边云, 陆建平, 王莉

(第二军医大学附属长海医院影像医学科, 上海 200433)

[Key words] Multiple endocrine neoplasia; Tomography, X-ray computed; Magnetic resonance imaging

[关键词] 多发性内分泌瘤病; 体层摄影术, X 线计算机; 磁共振成像

DOI: 10.13929/j.1003-3289.201710105

[中图分类号] R736; R445 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2018)09-1394-01

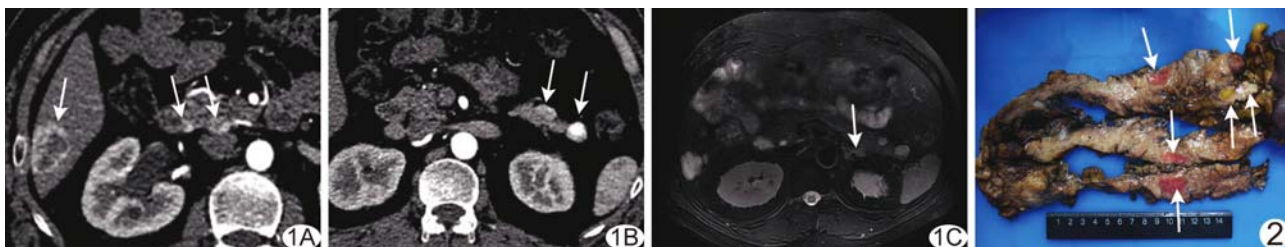


图 1 胰腺 MEN1 影像学表现 A. 轴位 CT 动脉期图像示胰腺钩突部、十二指肠降段内分泌瘤(箭), 肝右后叶下段转移瘤(短箭); B. 轴位 CT 动脉期图像示胰腺尾部内分泌瘤(箭); C. 轴位 T2WI 示左侧肾上腺腺瘤(箭) 图 2 全胰腺病理大体标本 内见多个暗红色、黄色、灰白色内分泌瘤(箭)

患者男, 52 岁, 因“体检发现胰腺多发占位且无明显症状、体征”就诊。患者 2010 年因“甲状旁腺功能亢进”接受甲状旁腺切除术, 术后病理为甲状旁腺腺瘤; 2015 年因“右肺中叶结节”接受右肺楔形切除术, 术后病理为肺类癌。CT 及 MRI(图 1): 胰腺、十二指肠降段见多枚结节, 最大长径约 16 mm, CT 呈低密度, T1WI 呈低信号、T2WI 呈稍高信号, 边界清晰, 增强后动脉期明显强化, 门静脉期及延迟期持续强化; 肝脏见多发大小不等结节, 最大约 34 mm×25 mm, 位于肝右后叶下段, CT 呈低密度, T1WI 呈低信号、T2WI 呈稍高信号, 增强后明显强化; 左侧肾上腺呈结节样增粗。影像学提示: 胰腺、十二指肠多发内分泌肿瘤伴肝脏转移, 左肾上腺腺瘤。行全胰腺+十二指肠+肝结节+左肾上腺切除术, 术中见胰腺、十二指肠降段见多发暗红色、黄色、灰白色小肿块, 最大者长径约 14 mm(图 2)。免疫组化: NSE、CgA、Syn、CD56 均阳性, Ki-67(<1%+)。病理诊断: 全胰腺、十二指肠多发内分泌肿瘤伴肝脏转移, 左肾上腺腺瘤, 考虑多发内分泌肿瘤 1 型(multiple endocrine neoplasia type 1, MEN1)。

讨论 MEN1 又称 Wermer 综合征, 是 MEN1 基因突变导致的 2 个以上内分泌腺体功能亢进, 同时或先后形成腺体增生或肿瘤所致综合征, 为常染色体显性基因遗传疾病, 发病率约 2/10 万~20/10 万, 无性别差异, 多于 50 岁前发病, 随肿瘤发生部位, 不同临床表现也不同。甲状旁腺是 MEN1 中最早且最常受累的腺体, 90% 以上 MEN1 患者首发症状是甲状旁腺功能亢进。腹部 MEN1 内分泌瘤最常位于胰腺和十二指肠, 发生率 30%~70%, 分功能性和无功能性肿瘤。功能性肿瘤中, 以胃泌素瘤(60%)、胰岛素瘤(30%)多见, 均为富血供肿瘤, 增强后呈明显强化; 其中 90% 胃泌素瘤发生于十二指肠, 直径大多<1 cm, 临床多表现为顽固性溃疡、水样便; 胰岛素瘤多表现为发作性低血糖。MEN1 的胰肠神经内分泌瘤多为无功能性。相比功能性肿瘤, 无功能性肿瘤体积更大、恶性程度更高、易转移, 多伴囊变、钙化、出血。鉴别诊断: ①多发内分泌肿瘤 2 型, 90% 患者发生甲状腺髓样癌, 多伴双侧或单侧肾上腺嗜铬细胞瘤, 而胰肠神经内分泌瘤罕见; ②Von Hippel-Lindau 综合征, 亦为常染色体显性基因遗传疾病, 17% 患者发生胰腺神经内分泌瘤, 最特征性表现是胰腺多发囊肿和小脑血管母细胞瘤, 部分伴肾多发囊肿或肾细胞癌等; ③肾透明细胞癌胰腺多发转移, 为富血供肿瘤, 增强后呈明显强化, 单纯依据影像学表现难以鉴别, 需结合病史。

[第一作者] 方旭(1991—), 男, 安徽六安人, 硕士, 医师。

E-mail: fx0412@foxmail.com

[收稿日期] 2017-10-25 [修回日期] 2018-06-04