

# 子宫肌瘤的 MRI 研究进展

· 综述 ·

徐亚卡 综述 余成新 审校

【中图分类号】R737.33; R445.2 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2007)09-1002-02

子宫平滑肌瘤(uterine leiomyomas)简称子宫肌瘤,是女性生殖系统最常见的一种良性肿瘤。随着 MRI 技术的发展, MRI 功能成像在子宫肌瘤分型诊断中显示出越来越多的优势,本文重点介绍 MRI 功能成像在子宫肌瘤诊断中的研究进展。

## 子宫肌瘤病理

子宫肌瘤由异常增生的平滑肌组织和不等量的纤维结缔组织构成,子宫肌瘤周围肌组织受压形成假包膜,包膜中分布有放射状血管,由于瘤壁缺乏外膜,瘤体假包膜受压易引起循环障碍而使肌瘤发生各种退行性变,包括玻璃样变性、黏液样变性、囊性变、红色变性、脂肪变性、钙化及肉瘤样变。未变性的子宫肌瘤与变性子宫肌瘤的治疗方法不尽相同,术前明确子宫肌瘤是否变性及变性的程度,可为临床治疗方式的选择提供依据。有文献报道未变性的子宫肌瘤平滑肌成分多且血管供应丰富,促性腺激素释放激素类似物可有效的缩小其体积,减少肌瘤血供及缓解相关症状;子宫动脉栓塞可有效治疗未变性前的子宫肌瘤或血管丰富的轻度玻璃样变的子宫肌瘤;完全玻璃样变子宫肌瘤保守治疗效果并不明显,需手术治疗。子宫肌瘤多见于 30~50 岁的妇女,30 岁以上妇女子宫肌瘤的发病率高达 20%~30%,是导致子宫切除的主要原因之一,由于其改变了女性正常生理状态而给患者带来了一定负面心理影响。随着社会的进步及人们生活质量的提高,越来越多的患者要求保留子宫,但保守治疗并不适用于所有病理类型的子宫肌瘤。因此如何准确评价肌瘤病理类型,为临床选择最佳治疗方案提供依据成为了目前影像学研究的课题。

## 子宫肌瘤的磁共振成像

### 1. MR 扩散加权成像(diffusion-weighted imaging, MR DWI)

超快速单次激发平面回波技术(ultrafast single-shot echoplanar technique)的出现使腹部的 DWI 成为可能<sup>[1]</sup>。多个学者曾报道运用 DWI 而不运用对比剂鉴别良性肿瘤和恶性肿瘤<sup>[2,3]</sup>。据文献报道<sup>[2]</sup>,肝脏 DWI 有两种方法,一种是以大扩散梯度因子 b 值为基础测量 ADC 值,一种是运用较小扩散梯度因子提高图像质量及对比度。

相对于上腹部成像而言,盆腔 MRI 不受呼吸运动的影响。同时子宫肌瘤是一包膜完整的类圆形肿块,边缘锐利,便于感兴趣区(ROI)的设置。据文献报道<sup>[4]</sup>,子宫 DWI 采用典型的 EPI 序列及附加的脉冲场梯度(PFG),梯度敏感因子 b 值为 1.51 s/mm<sup>2</sup> 和 55.3 s/mm<sup>2</sup>。DWI 其他的成像参数 TE 69 ms,带宽 2080 Hz/pixel,视野 35 cm×35 cm,一次激励。数据以 EPI 的

读出形式收集,在施加脉冲之前并采用抑脂技术,以减少化学位移伪影。所有的 DWI 获得采集的层厚为 6~8 mm,20%~70%的层间距。DWI 的总时间为 3 min。根据文献报道的公式<sup>[2,5]</sup>:

$$ADC = -(1/b_1 - b_2) \ln(S_{b_1}/S_{b_2})$$

计算其平均值并得到每个肌瘤的 ADC 值。

生物组织的 ADC 值不仅受水分子扩散的影响,还受毛细血管网的血液循环(灌注)的影响。根据文献报道指出<sup>[2]</sup>,采用小 b 值计算 ADC 值受灌注及 T<sub>2</sub> 弛豫时间的影响显著,受扩散引起的信号衰减影响作用较小,采用小 b 值测量肌瘤的 ADC 值反映了肌瘤的组织灌注情况。Shimada 等<sup>[3]</sup>运用 DWI 小 b 值技术(b=1.51, 55.3 s/mm<sup>2</sup>)对 25 例患者的 52 个子宫肌瘤进行检查,鉴别完全玻璃样变肌瘤与普通未变性肌瘤,并与三时相动态 MRI 检查相比较,可准确测量两种肌瘤的第二及第三个动态时相的 EI 值及 ADC 值, EI 值与 ADC 值具有显著相关性。研究表明除了三时相动态 MRI 检查, DWI 采用小 b 值技术也可用于区分完全透明样变肌瘤与普通未变性肌瘤。采用小 b 值 DWI 的最大优越性在于不需要对比剂,只需在常规 MRI 的基础上增加几分钟的扫描时间,降低了病人的检查费用及减少对比剂的副作用等风险。

### 2. MR 扩散张量成像技术(DTI)

DTI 是在 DWI 基础上新近发展起来的一种 MRI 技术,它可利用各种参数和数据处理,从量和方向上反映成像体素内扩散的变化,是一种显示组织内微观结构的成像技术<sup>[6]</sup>。Weiss 等<sup>[7]</sup>运用 MR-DTI 技术采用 3D 模式对 5 个非妊娠子宫进行离体 MR-DTI 检查测定子宫肌纤维的组织结构,研究显示反映组织结构方向的扩散方向由扩散加权自旋回波决定。运用纤维示踪法推断纤维结构基本上可以代替组织切片间接分析子宫肌瘤,肌瘤的各向异性要小于正常子宫肌层。所有被检非孕子宫肌层表现为显著的各向异性,但只在输卵管壁内发现了两组纤维系统,他们围绕宫腔壁最后汇合构成一完整的囊套。在宫颈外侧可观察到环形纤维,在内侧为纵形纤维。这一结果更证实了复杂的子宫肌纤维是有方向性的,并可通过 DTI 图直接显示子宫肌瘤的大小、位置及其血供,从而为子宫动脉栓塞治疗(uterine artery embolization, UAE)或手术治疗提供可靠的依据。

### 3. MR 波谱成像(magnetic resonance spectroscopy, MRS)

国内外已经有许多关于脑肿瘤及中枢神经系统疾病的质子 MRS 检查的报道。子宫肌瘤的组织病理学及其形态学特征已得到证实,但这些良性肿瘤的代谢途径及化学分析还未完全阐明,因此, MRS 检查女性盆腔的技术成为研究的热点,关于 MRS 在子宫颈癌、子宫内膜癌、良恶性卵巢肿瘤检查中的运用已得到公认。Celik 等<sup>[8]</sup>运用单体质子 MR 波谱分析计算 15 例子宫肌瘤的患者及 20 例健康对照组子宫肌层的代谢产物(主要决定于波谱技术, TE 136 ms),对子宫肌瘤活体 MR 波谱学特征进行了初步探索,研究结果表明质子 MR 波谱成像有助

作者单位: 443003 湖北, 三峡大学第一临床医学院(徐亚卡); 443003 湖北, 宜昌市中心人民医院放射科(余成新)

作者简介: 徐亚卡(1980-), 女, 河南偃师人, 硕士研究生, 医师, 主要从事妇科肿瘤的影像学研究工作。

通讯作者: 余成新

于研究子宫肌瘤潜在的病理生理特征,波谱中乳酸根和脂质信号是子宫肌瘤代谢途径的有效指标。

在子宫肌瘤波谱中,乙酰天门冬氨酸(NAA)、胆碱(CHO)及肌酸(CR)是主要的代谢产物,而脂质及乳酸盐次之,乳酸盐是无氧糖酵解的最终产物,在1.3 ppm处出现,并且其在正常组织中是不能被检测到的。乳酸盐信号出现表示糖酵解与氧供应失衡。Okada等<sup>[9]</sup>对3例患子宫肌瘤的患者进行MRS检查检测到了乳酸盐信号。

#### 4. MR灌注成像(PWI)

磁共振灌注成像(magnetic resonance perfusion weighted imaging, MRPWI)是用来反映组织微血管分布及血流灌注情况的一类磁共振检查技术,可以提供血液动力学方面的信息,近年来受到了广泛的重视。根据成像原理主要分为三种类型,即对比剂首过灌注成像、动脉血质子自旋标记及血氧水平依赖对比增强技术。对比剂首过灌注成像,又称为磁敏感性对比剂动态首过团注示踪磁共振成像(dynamic first-pass bolus tracking of susceptibility contrast agent magnetic resonance imaging)。此方法经静脉团注对比剂后,当对比剂首次通过受检组织时,采用快速扫描序列成像,从而获得一系列动态图像的检查方法,是目前最成熟的灌注成像方法。其基本原理是当顺磁性对比剂进入毛细血管床时,组织血管腔内的磁敏感性增加,引起局部磁场的变化,进而引起邻近氢质子共振频率的改变,后者引起质子自旋失相,导致 $T_1$ 和 $T_2$ 或 $T_2^*$ 的值减少,反映在磁共振影像上则是在 $T_1$ WI上信号强度增加,而在 $T_2$ WI或 $T_2^*$ WI上信号强度降低。而 $T_2$ WI或 $T_2^*$ WI灌注成像更依赖于微血管灌注的变化(对比剂不通过血脑屏障),常用于脑神经系统的组织灌注成像,有较高的时间分辨率,但该序列用于腹部或盆腔时图像稳定性差并且具有很大的伪影,其信噪比低,由于顺磁性对比剂(GD-DTPA)可进入组织间隙,很好的发挥其短 $T_1$ 效应,且在一定的浓度范围内,血液的 $T_1$ 值的变化率与血液中对对比剂的浓度呈线性关系,即:

$$\Delta(1/T_1) = k[Gd]$$

式中 $\Delta(1/T_1)$ 表示 $T_1$ 值的变化率, $[Gd]$ 表示对比剂浓度, $k$ 是常数,与对比剂、组织结构、主磁场强度等因素有关<sup>[11]</sup>。

顺磁性对比剂(GD-DTPA)本身对肿瘤无生物学特异性,它的分布取决于丰富的血管程度和血管通透性。因此灌注效应的病理基础是肿瘤血管的数量和血管的通透性以及必要的细胞外间隙,MRI灌注成像的信号强度变化主要由肿瘤的血管化程度、血管对对比剂通透度及细胞外液量三个因素决定<sup>[12]</sup>。对比剂首过期间,对比剂充盈肿瘤的毛细血管床,主要存在于血管内,血管外极少,血管内外浓度梯度最大,信号强度的变化受扩散因素影响极少,主要由于血管内对比剂剂量的改变引起,因此评价此时的信号强度改变的最大速率可以反映肿瘤的血流灌注率。国内外尚未见关于PWI在评价子宫肌瘤的血管分布及病理分型方面的相关报道。但宋宁等<sup>[13]</sup>初步分析和探

讨了灌注加权成像技术在女性盆腔肿瘤良恶性鉴别诊断中的价值。研究表明PWI能够反映组织微血管分布及血流灌注情况,对卵巢的良恶性肿瘤之间的鉴别诊断具有较高的价值。

近年来,MR功能成像技术,尤其是MR扩散加权成像(MR DWI),MR扩散张量成像技术(DTI),MR波谱成像(MRS)及MR灌注成像(PWI)出现了飞速发展,能够从不同角度反映组织的病理、生理及生化代谢等信息。从而可能为子宫肌瘤的正确分型及制定合理的治疗方案提供影像学依据。

#### 参考文献:

- [1] Gibbs P, Tozer DJ, Liney GP, et al. Comparison of Quantitative  $T_2$  Mapping and Diffusion Weighted Imaging in the Normal and Pathologic Prostate[J]. Magn Reson Med, 2001, 46(6): 1054-1058.
- [2] Reimer P, Schneider G, Schima W. Hepatobiliary Contrast Agents for Contrast-enhanced MRI of Liver Properties. Clinical Development and Applications[J]. Eur Radiol, 2004, 14(4): 559-578.
- [3] Shimada K, Ohashi I, Kasahara I, et al. Differentiation between Completely Hyalinized Uterine Leiomyomas and Ordinary Leiomyomas: three-phase Dynamic Magnetic Resonance Imaging vs Diffuse-weighted MRI with Very Small b-factors[J]. J Magn Reson Imaging, 2004, 20(1): 97-104.
- [4] Burtscher IM, Holtas S. Proton MR Spectroscopy in Clinical Routine[J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 13(4): 560-567.
- [5] Elizaveta Chabanova, Vibeke Logager, Jakob MM, et al. Imaging Liver Metastases with a New Oral Manganese-Based Contrast Agent[J]. Academic Radiology, 2006, 13(7): 827-832.
- [6] Nakayama T, Yoshimitsu K, Irie H, et al. Diffusion-weighted Echo-planar MR Imaging and ADC Mapping in the Differential Diagnosis of Ovarian Cystic Masses: Usefulness of Detecting Keratinoid Substances in Mature Cystic Teratomas[J]. J Magn Reson Imaging, 2005, 22(2): 271-278.
- [7] Weiss S, Jaermann T, Schmid P, et al. Three-dimensional Fiber Architecture of the Nonpregnant Human Uterus Determined ex Vivo Using Magnetic Resonance Diffusion Tensor Imaging[J]. Anat Rec A Discov Mol Cell Evol Biol, 2006, 288(1): 84-90.
- [8] Celik O, Sarac K, Hascalik S, et al. Magnetic Resonance Spectroscopy Feature of Uterine Leiomyomas[J]. Gynecol Obstet Invest, 2004, 58(4): 194-201.
- [9] Okada T, Harada M, Matsuzaki K, et al. Evaluation of Female Intrapelvic Tumors by Clinical Proton MR Spectroscopy[J]. J Magn Reson Imaging, 2001, 13(): 912-917.
- [10] Cha S, Knopp E, Johnson G, et al. Intracranial Mass Lesion: Dynamic Contrast-enhanced Susceptibility-weighted Echo-planar Perfusion MR Imaging[J]. Radiology, 2002, 223(1): 11-29.
- [11] 王建利, 谢敬霞. 对比剂增强磁共振脑血流灌注成像[J]. 临床放射学杂志, 2000, 19(3): 184-188.

(收稿日期: 2007-03-09 修回日期: 2007-07-18)