



定量灌注预测子宫肌瘤磁共振引导下 高能聚焦超声消融反应的价值

李晨霞^{1,2}, 李 香¹, 金 超¹, 梁 挺^{1,2}, 张月浪¹, 王 蓉¹, 杨 健^{1,2}

(1 西安交通大学第一附属医院医学影像科, 陕西 西安 710061;

2 西安交通大学生命科学与技术学院, 陕西 西安 710049)

摘要:目的 探讨定量灌注全瘤直方图分析在预测磁共振引导下高能聚焦超声(MR-HIFU)治疗子宫肌瘤消融反应中的价值。**方法** 28 例符合条件的患者共 31 个肌瘤进行 MR-HIFU 治疗。在治疗前获得定量灌注参数容积转运常数(K^{trans})的 4 个直方图参数:平均值、中位数、偏度和峰度。在治疗后立即进行 T_1 对比增强扫描以确定非灌注体积(NPV), 计算 NPV 与肌瘤体积的比值获得非灌注体积比率(NPVR)。通过 Spearman 相关分析确定 NPVR 和肌瘤所有特征参数之间的关系。**结果** 按照 NPVR 是否高于 60% 将 31 个肌瘤分为高反应组 and 低反应组。 K^{trans} 的 4 个直方图参数在 2 组之间均有统计学差异。NPVR 与 K^{trans} 的平均值和中位数、肌瘤最大径以及 T_2 信号强度类型具有相关性, Spearman 相关系数分别为 $-0.60, -0.66, -0.45$ 和 $-0.39 (P < 0.05)$ 。**结论** 具有较低全瘤 K^{trans} 的肌瘤能够获得较高的 MR-HIFU 即刻消融效率, 与直方图参数一起, 可以作为患者选择的有效指标。

关键词: 子宫肌瘤; 定量灌注; 磁共振引导下高能聚焦超声

DOI: 10.3969/j.issn.1002-1671.2019.11.028

中图分类号: R737.33; R445.2 **文献标志码:** A **文章编号:** 1002-1671(2019)11-1825-06

The value of quantitative perfusion in the prediction of ablation response in MR-HIFU for uterine fibroids

LI Chenxia^{1,2}, LI Xiang¹, JIN Chao¹, LIANG Ting^{1,2}, ZHANG Yuelang¹, WANG Rong¹, YANG Jian^{1,2}

(1 Department of Medical Imaging, the First Affiliated Hospital of Xi'an Jiaotong University,

Xi'an 710061, China; 2 School of Life Science and Technology, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: Objective To investigate the value of whole-tumor histogram analysis of quantitative perfusion in the prediction of ablation response in MR-guided high-intensity focused ultrasound (MR-HIFU) treatment for uterine fibroids. **Methods** A total of 31 fibroids in 28 eligible patients were treated with MR-HIFU. Four histogram parameters of the quantitative perfusion parameter (K^{trans}) were obtained prior to MR-HIFU treatment: mean, median, skewness and kurtosis. T_1 contrast-enhanced MRI immediately after MR-HIFU was performed to determine the non-perfused volume (NPV) and acquire non-perfused volume ratio (NPVR). The relationship between NPVR and all fibroid characteristics was determined by Spearman correlation analysis. **Results** The 31 fibroids were divided into high-response group and low-response group according to whether NPVR was higher than 60%. Four histogram metrics of K^{trans} showed statistical difference between the two groups. The mean and median of K^{trans} , fibroid maximum diameter and T_2 signal intensity type were correlated with NPVR. The Spearman correlation coefficient were $-0.60, -0.66, -0.45$ and -0.39 , respectively ($P < 0.05$). **Conclusion** Uterine fibroids with lower whole-tumor K^{trans} can achieve higher immediate ablation efficiency in MR-HIFU. Together with its histogram metrics, it might be a valuable indicator for patient selecting.

Key words: uterine fibroid; quantitative perfusion; magnetic resonance-guided high-intensity focused ultrasound

子宫肌瘤是最常见的妇科肿瘤, 临床主要表现为子宫异常出血、盆腔不适和生育功能障碍等。磁共振引导下高能聚焦超声(magnetic resonance-guided high-intensity focused ultrasound, MR-HIFU)是一种

保留子宫的新兴无创治疗技术, 它基于高能聚焦超声加热体内深层组织导致其发生凝固性坏死和肌瘤体积缩小, 可以作为子宫切除术的替代治疗方法^[1]。目前, 通过在治疗后使用对比增强(contrast-enhanced, CE) T_1 WI 获得子宫肌瘤消融后的非灌注区体积(non-perfused volume, NPV), 将其与肌瘤体积相比, 得到的非灌注体积比率(non-perfused volume ratio, NPVR)是评估即刻消融反应的金标准^[2]。

作者简介: 李晨霞(1980-), 女, 河南省洛阳市人, 硕士, 主治医师。
研究方向: 腹部影像诊断学。

通信作者: 杨 健, E-mail: cjr.yangjian@vip.163.com

基金项目: 国家自然科学基金面上项目(81771810)。

然而,并非所有子宫肌瘤进行 MR-HIFU 消融均能表现良好的消融反应^[3]。因此,探讨消融反应的影响因素对于该新技术的临床应用和推广具有重要意义。现有研究发现子宫肌瘤的血液灌注是影响消融反应的重要因素之一。DCE-MRI 是一种用于评估组织血液灌注的定量技术,如果 NPVR 与定量 DCE-MRI 的血液灌注参数之间存在相关性,则有助于在筛选阶段更好地选择肌瘤并提高消融效果。因此,本研究旨在探讨治疗前定量 DCE-MRI 的全肿瘤灌注参数与 MR-HIFU 治疗子宫肌瘤的即刻消融反应之间的关系。

1 资料与方法

1.1 一般资料 本研究经西安交通大学第一附属医院伦理审查委员会批准,所有患者均签署书面知情同意书。2013 年 10 月至 2015 年 6 月共有 28 例患有 1 个或多个症状性子宫肌瘤的女性接受了 MR-HIFU 治疗。表 1 显示研究人群和肌瘤的基线特征。

表 1 研究人群及子宫肌瘤的基线特征

特征	数值
患者	28
年龄(岁)	43.96±4.25(37~54)
BMI(kg/m ²)	22.21±2.53(18.61~27.64)
基线症状严重程度评分	32.43±17.42(3~72)
子宫肌瘤	31
最大直径(cm)	5.61±1.62(3.42~9.24)
体表-肌瘤中心距离(cm)	5.92±1.39(3.61~8.36)
体积(mL)	73.30±76.69(17.56~297.55)
位置	
黏膜下	9
肌壁间	13
浆膜下	9
肌瘤 T ₂ WI 信号类型	
1 型	14
2 型	17

注:T₂WI 信号强度分型:1 型,与骨骼肌相比呈低信号;2 型,信号高于骨骼肌,低于子宫肌层^[4]

患者入选标准为:(1)年龄在 18~55 岁之间或围绝经期的女性;(2)无 MR 检查或对比剂禁忌证;(3)自愿参加所有随访。患者排除标准为:(1)全身或其他盆腔疾病(子宫内膜异位症,卵巢肿瘤,急性盆腔疾病,子宫腺肌瘤或其他肿瘤);(2)妊娠试验阳性;(3)血细胞比容<25%;(4)下腹壁广泛瘢痕。子宫肌瘤符合以下标准:(1)靶肌瘤直径 3~10 cm;(2)从腹壁皮肤到靶肌瘤中心距离<10 cm;(3)肌瘤计划消融体积<300 mL;(4)MRI 中肌瘤变性≤50%;(5)Funaki 1 型和 2 型肌瘤(T₂WI 上信号强度低于子宫肌层的信号强度)^[4];(6)没有疑似恶性肿瘤。

1.2 MRI 序列及参数 采用 1.5T MR 设备(Achieva, 飞利浦,荷兰)进行扫描,使用 16 通道体线圈。所有患者在筛选过程中均接受标准 MRI 检查,包括 T₁WI 和 T₂WI。在治疗前约 1 周行矢状位 DCE-MRI 扫描:使用 2 个反转角进行 T₁ mapping 扫描,在第 4 期动态结束后,通过外周静脉以 2 mL/s 的速率给予 Gd-DTPA (0.1 mmol/kg),之后进行 3D T₁WI 扫描,5 min 内完成 60 期动态成像。MRI 方案如表 2 所示。

1.3 子宫肌瘤基线特征评估 在筛选阶段获得患者的基本信息。妇产科医生评估患者健康相关生活质量调查问卷(health-related quality of life questionnaire, HQLR)和症状严重程度评分(symptom severity score, SSS)。影像科医师评估肌瘤的位置、最大直径、体积、数量以及体表-肌瘤中心距离。按照 T₂WI 上子宫肌瘤的信号强度分为 3 种类型:1 型,与骨骼肌相比呈低信号;2 型,信号高于骨骼肌,低于子宫肌层;3 型,信号等于或高于子宫肌层^[4]。

1.4 DCE-MRI 全肿瘤直方图分析 DCE-MRI 分析使用 GE 公司 Omini Kinetic 软件进行分析,步骤如下:(1)加载 2 个反转角为 5°和 15°的非增强图像序列,用以获得组织 T₁值;(2)通过在肌肉内手动绘制圆形 ROI,产生肌肉的动脉输入函数(arterial input function, AIF);(3)使用参照物模型来计算相应参数图,并获得 DCE-MRI 灌注参数:容积转运常数(K^{trans})。由放射科医

表 2 MRI 扫描序列及参数

序列	TR(ms)	TE(ms)	反转角(°)	层厚(mm)	FOV(mm)	矩阵	时间分辨率(s)	图像方位
FFE T ₁ WI	3.7	1.9	7	3.0	220×240	512×512	—	矢状位
TSE T ₂ WI	1 425	130	90	3.0	250×250	512×512	—	矢状位
3D-T ₁ FFE (DCE-MRI)	4.84	2.35	5, 15(pre) 15(post)	4.0	200×200	176×176	5.5	矢状位

注:FFE,快速梯度回波;TSE,快速自旋回波;pre,注射对比剂之前;post,注射对比剂之后

师在肌瘤的每个层面手动绘制 ROI, 通过软件的直方图分析功能获得直方图参数: 平均值、中位数、偏度和峰度。

1.5 MR-HIFU 治疗和消融反应评估 所有治疗均由从事 MR-HIFU 的外籍专家和 2 名超过 8 年腹部 MRI 经验的放射科医师操作, 使用集成在 1.5T MR 扫描仪中的体外 MR-HIFU 系统 (Sonalleve, Philips)。该系统包括相控阵 256 通道换能器, 配备具有 5 个自由度 (3 个平移和 2 个旋转) 的机械位移装置。它通过 MR 测温监测二元反馈控制实现容积消融^[5]。在 MR-HIFU 治疗后立即进行 CE-T₁WI 扫描。通过轮廓体素求和方法计算 NPV 和肌瘤体积。NPVR 是 NPV 与肌瘤体积的比率。在本研究中, 当 NPVR ≥ 60% 时认为高消融反应, NPVR < 60% 时认为低消融反应^[6]。治疗后 6 个月复查 MR 获得肌瘤体积, 并计算体积缩小率 (volume reduction rate, VRR); 同时由妇产科医生进行 SSS 评价, 获得 SSS 降低率。

1.6 统计学分析 结果以 $\bar{x} \pm s$ 表示。使用 Mann-Whitney U 检验消融反应组和消融无反应 2 组之间肌瘤

基线特征以及 K^{trans} 各直方图参数的差异。使用 Spearman 系数进行相关分析确定 NPVR 与肌瘤特征之间的关系。使用 ROC 曲线确定阈值以区分消融有无反应。P < 0.05 认为有统计学意义。使用 SPSS 统计软件 (IBM SPSS Statistics 22.0, USA) 进行统计分析。

2 结果

2.1 MR-HIFU 消融结果 30 例患者中, 2 例因图像质量差不适合 DCE-MRI 数据分析而被排除。最终研究组包括 28 例患者的 31 个肌瘤。高消融反应组 15 例, 低消融反应组 16 例。2 组间消融持续时间、NPV、NPVR、SSS 降低率和 VRR 的比较结果见表 3。

2.2 2 组间的肌瘤特征和 K^{trans} 直方图参数差异 在肌瘤的 5 个特征值中, 仅 T₂ 信号类型在 2 组之间有统计学差异, 其他肌瘤特征值无统计学差异 (表 4)。K^{trans} 的所有直方图参数在 2 组间均有统计学差异, 由于各直方图参数的度量级差异较大, 故使用 Z-score 数据标准化方法: $(x - \mu) / \sigma$, 将 4 组直方图参数的数

表 3 2 组间 MR-HIFU 消融结果比较

	总体	高消融反应组 (n=15)	低消融反应组 (n=16)	P
总消融时间 (min)	146.1 ± 78.0 (55 ~ 399)	123.6 ± 58.1 (55 ~ 303)	159.9 ± 83.2 (89 ~ 399)	0.375
NPV (mL)	40.9 ± 34.1 (8.1 ~ 138.3)	42.9 ± 34.5 (17.3 ~ 138.3)	39.3 ± 35.1 (8.1 ~ 121.8)	0.463
NPVR (%)	60.7 ± 19.5 (27 ~ 99)	76.6 ± 15.6 (60 ~ 99)	47.3 ± 9.9 (27 ~ 59)	0.024*
SSS 降低率	0.14 ± 0.07	0.26 ± 0.18	0.02 ± 0.05	0.081
VRR	0.54 ± 0.18	0.62 ± 0.17	0.45 ± 0.14	0.014*

注: *, P < 0.05, 差异有统计学意义

表 4 子宫肌瘤特征参数以及 K^{trans} 直方图参数的组间比较

子宫肌瘤特征	高消融反应组	低消融反应组	P
最大直径 (cm)	5.4 ± 1.6 (3.4 ~ 9.2)	5.9 ± 1.8 (4.0 ~ 9.0)	0.271
体积 (mL)	61.7 ± 59.8 (17.6 ~ 230.2)	92.5 ± 94.1 (19.9 ~ 297.6)	0.089
体表-肌瘤中心距离 (cm)	5.8 ± 1.6 (3.5 ~ 8.3)	6.1 ± 1.3 (4.2 ~ 8.4)	0.513
肌瘤位置			0.621
黏膜下	3	6	
肌壁间	6	7	
浆膜下	6	3	
肌瘤 T ₂ WI 信号 (Funaki) [#]			0.045*
1 型	10 (71.4%)	4 (28.6%)	
2 型	5 (29.4%)	12 (70.6%)	
K ^{trans} (直方图参数)			
均值	3.4 ± 3.5 (0.3 ~ 11.6)	9.9 ± 7.4 (0.48 ~ 28.97)	0.005*
中位数	2.3 ± 1.9 (0.3 ~ 6.0)	9.0 ± 7.5 (0.44 ~ 28.41)	0.001*
偏度	1.7 ± 0.9 (0.5 ~ 3.3)	0.7 ± 0.7 (-0.35 ~ 2.28)	0.005*
峰度	4.9 ± 5.1 (-0.8 ~ 13.8)	1.0 ± 2.1 (-0.97 ~ 6.76)	0.013*

注: #, Funaki T₂WI 信号强度分型: 1 型, 与骨骼肌相比呈低信号; 2 型, 信号高于骨骼肌, 低于子宫肌层^[4]; *, P < 0.05, 差异有统计学意义

据转化为无单位的统一量度的 Z-Score 分值; 其中 x 为每个参数的原始数值, μ 和 σ 分别代表每个度量组的平均值和标准差。高消融反应组中 K^{trans} 的平均值和中位数显著低于低消融反应组。高消融反应组的偏度和峰度显著高于低消融反应组。图 1 显示了 2 组之间全肿瘤直方图参数的差异。图 2 和图 3 分别显示了 2 组中典型病例的各主要序列图像和全瘤直方图曲线。

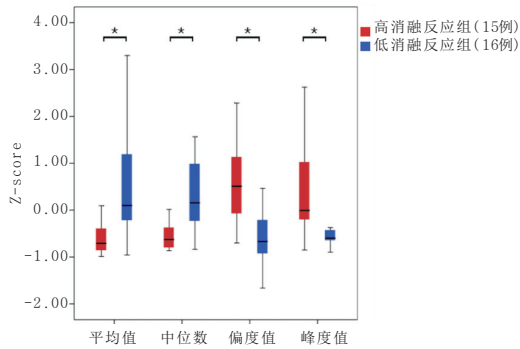


图 1 高消融反应和低消融反应组之间的 K^{trans} 全肿瘤直方图参数比较。 K^{trans} 的 4 个指标均在 2 组之间有统计学差异 ($P < 0.05$)

2.3 肌瘤特征与 NPVR 的关系 使用 Spearman 相关分析评估 NPVR 与所有肌瘤特征之间的关系 (K^{trans} 的 4 个直方图参数、肌瘤最大径、肌瘤体积、体表-肌瘤中心距离、 T_2 WI 信号类型和肌瘤位置), 结果显示 NPVR 与 K^{trans} 的平均值、 K^{trans} 的中位数、肌瘤最大径以及 T_2 信号类型之间具有相关性 (表 5)。肌瘤体积、体表-肌瘤中心距离和肌瘤位置与 NPVR 无相关性。当以 3.2 作为 K^{trans} 的中位数阈值时, ROC 曲线分析显示, 中位数在判定消融反应高低中的敏感度和特异度分别为 84.6% 和 72.7% (图 4)。

3 讨论

本研究评估了定量 DCE-MRI 全瘤直方图参数与 NPVR 之间的关系。统计分析显示全肿瘤 K^{trans} 值与 MR-HIFU 的消融反应呈负相关; K^{trans} 的中位数有助于预测 MR-HIFU 治疗子宫肌瘤的即刻消融反应。

MR-HIFU 作为非侵入性治疗子宫肌瘤的治疗方法, 具有安全、有效、无创、治疗后恢复快等优势, 2004 年美国食品药品监督管理局 (Food and Drug Administration, FDA) 批准应用于临床^[4]。子宫肌瘤对于 MR-HIFU 的消融反应依赖于消融即刻坏死区体积比率, 即 NPVR^[7], 它是影响子宫肌瘤消融治疗后体积缩小的最主要指标。MR-HIFU 远期疗效多根据治疗后 6 个月或 1 年体积变化或临床症状改善程度进行评估, 本组结果显示高消融反应和低消融反应 2 组间的体积缩小率有差异, 这与文献报道的结果一致^[6]; 而症状改善程度无差异, 分析其原因可能是由于症状改善程度易受到受试者主观感觉因素的影响, 但高消融反应组症状改善程度仍然高于低消融反应组。

在 MR-HIFU 治疗中, NPV 代表消融后整个子宫肌瘤的凝固性坏死部分, 这一部分体现为 T_1 WI 增强后的非灌注区域, 这一数值的获得是基于全瘤的, 因此笔者假设全瘤方法分析肌瘤的血液灌注更为可靠。 K^{trans} 的所有全瘤直方图参数在高消融反应和低消融反应组之间均有统计学差异, 这表明在 MR-HIFU 的基线评估中使用全瘤分析是可行的。这与全瘤在其他肿瘤中的应用报道一致。研究显示, 与中心层面测量相比, 全瘤直方图分析能够产生更完整的肿瘤定量特征^[8]。此外, 全瘤分析能够可靠和准确评估肌瘤在 MRgHIFU 治疗后的消融反应^[9]。

在本研究中, 高消融反应组中 K^{trans} 的平均值和中位数低于低消融反应组。这与其他研究一致, 即血流灌注低的肌瘤表现出更好的消融反应^[7, 10]。高消融反应组的平均值和中位数的标准差 (SD) 均低于低消融反应组, 这表示消融反应组的血液灌注离散度或异质性较低。此外, 直方图的偏度和峰度值分别代表直方图的不对称性和肿瘤的同质性^[11]。在高消融反应组中两者均高于低消融无反应组。当直方图显示更高的正偏度和峰度时, 说明肌瘤的血液灌注离散度低、同质性高, 能够获得更好的消融反应 (图 2, 3)。提示借助于直方图参数有助于提高 MR-HIFU 治疗子宫肌瘤时患者筛选的有效性。已知 T_2 信号分型是 MR-HIFU 治疗肌瘤简单有效的筛查方法。笔者的结果显示, 高消融

表 5 肌瘤各特征值及 K^{trans} 直方图参数与 NPVR 的 Spearman 相关分析

	肌瘤特征值					K^{trans} 直方图参数			
	最大径	体积	体表-肌瘤中心距离	T_2 信号分型	位置	平均值	中位数	偏度	峰度
r	-0.450	-0.334	-0.098	-0.393	0.061	-0.600	-0.663	0.396	0.361
P	0.027*	0.111	0.648	0.033*	0.709	0.002*	0.000*	0.056	0.083

注: r , 相关系数; *, $P < 0.05$

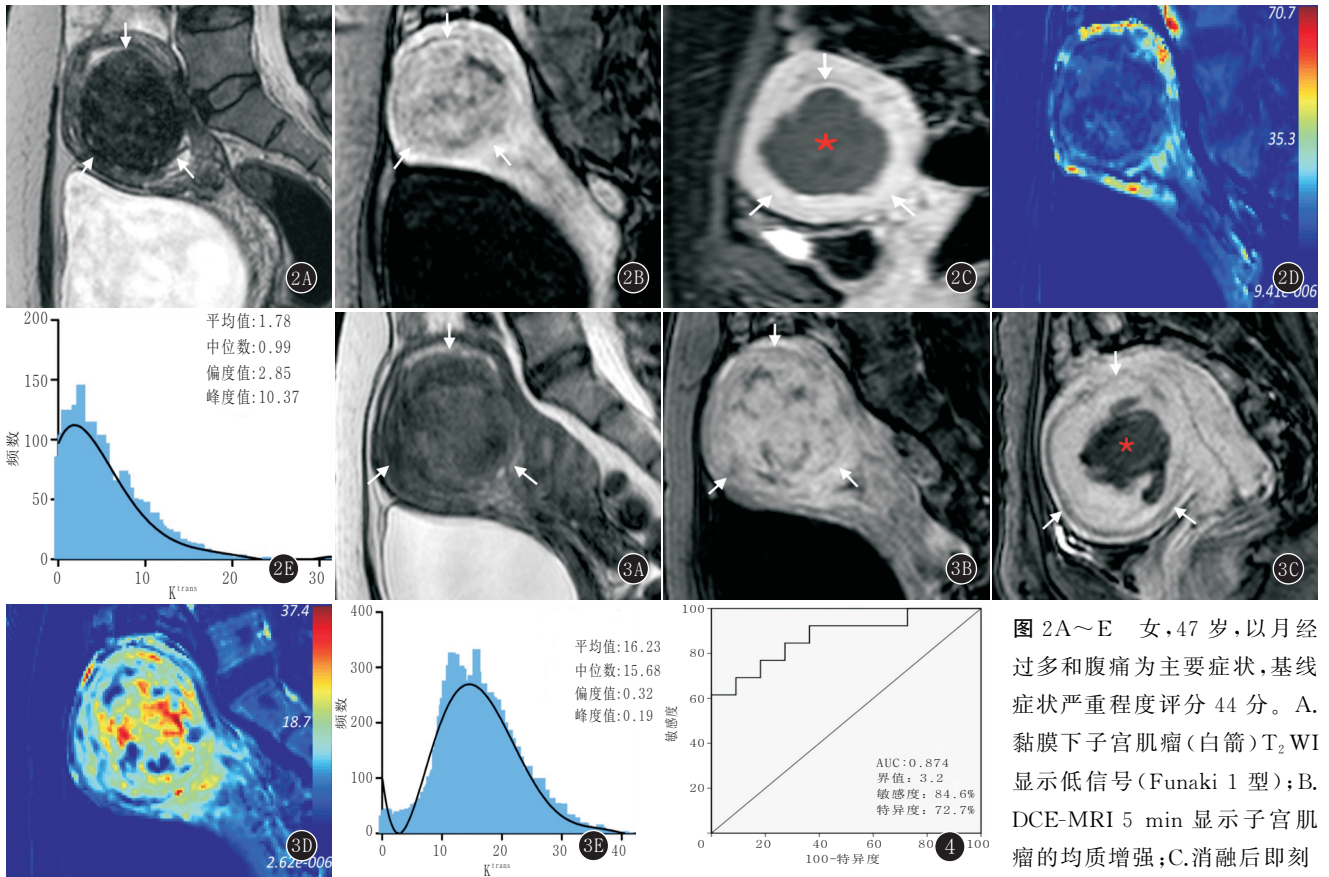


图 2A~E 女, 47 岁, 以月经过多和腹痛为主要症状, 基线症状严重程度评分 44 分。A. 黏膜下子宫肌瘤(白箭) T₂ WI 显示低信号(Funaki 1 型); B. DCE-MRI 5 min 显示子宫肌瘤的均质增强; C. 消融后即刻 T₁ 增强 MRI 图像, 低信号为无灌注区(红色星号), NPVR 为 79.0%; D. 与图 B 相同层面子宫肌瘤的 K^{trans} 伪彩图, 显示血液灌注程度均匀; E. 全瘤 K^{trans} 的直方图分布, 实线表示拟合的 K^{trans} 分布曲线

图 3A~E 女, 45 岁, 以月经过多和尿频为主要症状, 基线症状严重程度评分 25 分。A. 黏膜下子宫肌瘤(白箭) T₂ WI 显示等信号(Funaki 2 型); B. DCE-MRI 5 min 显示子宫肌瘤的不均质增强; C. 消融后即刻 T₁ 增强 MRI 图像, 低信号为无灌注区(红色星号), NPVR 为 26.7%。D. 与图 B 相同层面子宫肌瘤的 K^{trans} 伪彩图, 显示血液灌注程度不均匀; E. 全瘤 K^{trans} 的直方图分布, 实线表示拟合的 K^{trans} 分布曲线

图 4 K^{trans} 中位数预测消融反应高低的 ROC 曲线分析。当中位数的阈值设定为 3.2 时, 预测消融反应高低的敏感度和特异度分别为 84.6% 和 72.7%

反应组中 1 型子宫肌瘤患者的比例明显高于低消融反应组, 这与其他报道一致^[4]。由于高 T₂ 信号代表肌瘤含有更多的水分或平滑肌细胞^[12], 并且水的比热高于纤维组织, 因此这种类型的肌瘤对 MR-HIFU 显示出较差的消融反应。

一些研究显示血液灌注、肌瘤最大径、肌瘤体积和肌瘤的 T₂ 信号类型与 NPVR 显著相关^[4,7,10,13]。本研究中 K^{trans} 的中位数在上述因素中具有最高的负相关系数(-0.66)。这表明血液灌注仍是影响 MR-HIFU 治疗子宫肌瘤消融效率的最重要因素。当使用 3.2 作为中位数的阈值时, 显示该参数在判定消融反应高低中显示出良好的敏感度和特异度。该结果符合 Pennes 方程的基本原理, 该方程表明局部组织温度变化取决于热导率、血液灌注、代谢率、组织密度和比热^[14]。由于代谢率、组织密度和比热相对固定或恒定, 同时, 子宫肌瘤的导热系数变化较小, 因此血液灌注可能是影响纤维组织温度升高的主要参数。如果组

织血液灌注大, 来自周围区域的快速血液循环会消散靶组织内的热量积聚, 导致局部升温不足难以达到有效的消融^[15]。因此, 高灌注组织中的温度控制比低灌注组织中的温度控制更难实现。

本研究的局限性: 首先, 该临床试验侧重于新型 MR-HIFU 系统治疗子宫肌瘤的安全性, 因此纳入和排除标准严格, 研究样本量小; 其次, 在该研究中, 仅评估即时 NPVR 以确定 MR-HIFU 治疗的消融反应。在进一步的研究中, 应调查长期随访结果, 以更好地评估 MR-HIFU 治疗子宫肌瘤的临床疗效。

总之, 全瘤定量 DCE-MRI 可为子宫肌瘤的血液灌注提供全面的信息。它揭示了 NPVR 与全肿瘤血液灌注之间的负相关关系, 与中位数、偏度和峰度等直方图参数一起, 可以成为预测 MR-HIFU 治疗子宫肌瘤即刻消融反应和患者选择的有效工具。

参考文献:

[1] 苏佰燕, 范融, 薛华丹, 等. MR 引导下聚焦超声治疗症状性子宫肌瘤的安全性及有效性[J]. 中华放射学杂志, 2017, 51(2): 149-153. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2017.02.015.

[2] 吴光耀, 董国礼, 杨汉丰, 等. MR 引导高强度聚焦超声治疗子宫肌瘤的 Meta 分析[J]. 中华放射学杂志, 2015, 49(5): 391-394. DOI: 10.3760/cma.j.issn.1005-1201.2015.05.016.

[3] 苏佰燕, 周慷, 石海峰, 等. 纹理分析对磁共振引导下聚焦超声治疗症状性子宫肌瘤疗效的预测价值[J]. 中国医学科学院学报, 2018, 40(5): 673-679. DOI: 10.3881/j.issn.1000-503X.10172.

[4] FUNAKI K, FUKUNISHI H, FUNAKI T, et al. Magnetic resonance-guided focused ultrasound surgery for uterine fibroids: relationship between the therapeutic effects and signal intensity of preexisting T₂ weighted magnetic resonance images[J]. Am J Obstet Gynecol, 2007, 196(2): 184.e1-184.e6. DOI: 10.1016/j.ajog.2006.08.030.

[5] ENHOLM J K, KOHLER M O, QUESSON B, et al. Improved volumetric MR-HIFU ablation by robust binary feedback control[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2010, 57(1): 103-113. DOI: 10.1109/TBME.2009.2034636.

[6] MORITA Y, ITO N, HIKIDA H, et al. Non-invasive magnetic resonance imaging-guided focused ultrasound treatment for uterine fibroids-early experience[J]. Eur J Obstet Gynecol Reprod Biol, 2008, 139(2): 199-203. DOI: 10.1016/j.ejogrb.2007.10.018.

[7] KIM Y S, LIM H K, KIM J H, et al. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging predicts immediate therapeutic response of magnetic resonance-guided high-intensity focused ultrasound ablation of symptomatic uterine fibroids[J]. Invest Radiol, 2011, 46(10): 639-647. DOI: 10.1097/RLI.0b013e318220785c.

[8] WINTER K S, HELCK A D, MICHAEL I, et al. Dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging assessment of kidney function and renal masses: single slice versus whole organ/tumor[J]. Invest Radiol,

2014, 49(11): 720-727. DOI: 10.1097/RLI.0000000000000075.

[9] SAVIC L J, LIN M D, DURAN R, et al. Three-dimensional quantitative assessment of lesion response to MR-guided high-intensity focused ultrasound treatment of uterine fibroids[J]. Acad Radiol, 2015, 22(9): 1199-1205. DOI: 10.1016/j.acra.2015.05.008.

[10] 邵莹, 白晶晶, 李晨霞, 等. 磁共振引导下聚焦超声治疗子宫肌瘤前影像学筛查标准的建立研究[J]. 中国数字医学, 2015, (4): 20-23. DOI: 10.3969/j.issn.1673-7571.2015.4.007.

[11] BAEK H J, KIM H S, KIM N, et al. Percent change of perfusion skewness and kurtosis: a potential imaging biomarker for early treatment response in patients with newly diagnosed glioblastomas[J]. Radiology, 2012, 264(3): 834-843. DOI: 10.1148/radiol.12112120.

[12] 邵莹, 王蓉, 孙亲利, 等. 磁共振引导下聚焦超声治疗子宫肌瘤的临床应用[J]. 实用放射学杂志, 2014, 30(3): 488-491. DOI: 10.3969/j.issn.1002-1671.2014.03.029.

[13] KIM Y S, LEE J W, CHOIC H, et al. Uterine fibroids: correlation of T₂ signal intensity with semiquantitative perfusion MR parameters in patients screened for MR-guided high-intensity focused ultrasound ablation[J]. Radiology, 2016, 278(3): 925-935. DOI: 10.1148/radiol.2015150608.

[14] PENNES H H. Analysis of tissue and arterial blood temperatures in the resting human forearm[J]. J Appl Phys, 1998, 85(1): 5-34. DOI: 10.1152/jappl.1998.85.1.5.

[15] 韦超, 董江宁, 方昕, 等. DCE-MRI 定量参数预测高强度超声消融术治疗症状性子宫肌瘤首次体积消融率价值[J]. 临床放射学杂志, 2016, 35(4): 545-550. DOI: 10.13437/j.cnki.jcr.2016.04.014.

(收稿日期: 2019-04-15; 修回日期: 2019-07-15)

~~~~~  
(上接第 1800 页)

[4] LI H M, QIANG J W, XIA G L, et al. Primary ovarian endometrioid adenocarcinoma: magnetic resonance imaging findings including a preliminary observation on diffusion-weighted imaging[J]. J Comput Assist Tomogr, 2015, 39(3): 401-405. DOI: 10.1097/RCT.0000000000000210.

[5] MOTEKI T, HORIKOSHI H, ENDO K. Relationship between apparent diffusion coefficient and signal intensity in endometrial and other pelvic cysts[J]. Magn Reson Imaging, 2002, 20(6): 463-470. DOI: 10.1016/S0730-725X(02)00524-6.

[6] ROUSSEL A, THOMASSIN-NAGGARA I, DARAI E, et al. Value of diffusion-weighted imaging in the evaluation of adnexal tumors[J]. J Radiol, 2009, 90(5 Pt 1): 589-596. DOI: 10.1007/s11604-009-0319-2.

[7] 罗琳, 何炳均, 单鸿, 等. 卵巢囊实性恶性肿瘤弥散加权成像的临床应用价值[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志, 2010, 8(2): 53-56, 封 3. DOI: 10.3969/j.issn.1672-5131.2010.02.018.

[8] 袁晓春, 王夕富, 姚戈虹, 等. 3.0T MRI 对卵巢巢恶性肿瘤定性的

诊断价值[J]. 实用放射学杂志, 2011, 27(11): 1695-1698, 1712. DOI: 10.3969/j.issn.1002-1671.2011.11.022.

[9] 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. DOI: 10.1002/jmri.20369.

[10] SAKUMA M, OTSUKI T, YOSHINAGA K, et al. Malignant transformation arising from mature cystic teratoma of the ovary: a retrospective study of 20 cases[J]. Int J Gynecol Cancer, 2010, 20(5): 766-771. DOI: 10.1111/IGC.0b013e3181daaf1d.

[11] 赵宇清, 朱瑾, 丰有吉. 卵巢甲状腺类癌伴严重便秘 1 例[J]. 现代妇产科进展, 2006, 15(3): 240. DOI: 10.3969/j.issn.1004-7379.2006.03.031.

[12] 杨锐, 刘安陆, 赵年, 等. 3.0T MR 在卵巢肿瘤诊断中的临床应用价值[J]. 中国 CT 和 MRI 杂志, 2016, 14(9): 98-100. DOI: 10.3969/j.issn.1672-5131.2016.09.032.

(收稿日期: 2018-10-30; 修回日期: 2018-11-28)