

· 影像组学专题 ·

基于对比增强 T_1 WI 的纹理分析技术对磁共振引导下聚焦超声治疗子宫肌瘤的评估

苏佰燕, 孙昊, 薛华丹, 石海峰, 张古沐阳, 金征宇

【摘要】 目的:探讨基于对比增强 T_1 WI 的纹理分析技术评估症状性子宫肌瘤磁共振引导下聚焦超声(MRgFUS)治疗疗效的价值。**方法:**回顾性分析 2010 年 4 月—2013 年 1 月在本院接受 MRgFUS 治疗的 16 例症状性子宫肌瘤患者的治疗前、治疗后即刻和 12 个月时的临床和 MRI 资料。采用 TexRAD 软件分别对治疗前及治疗后即刻两次 MRI 检查中的对比增强矢状面 T_1 WI 数据进行纹理分析,分别在空间尺度滤波器(SSF)半径值为 2、4 和 6 的图像上测量病灶的纹理参数,包括平均值(mean)、标准差(SD)、熵(entropy)、正性像素平均值(MPP)、偏度(skewness)和峰度(kurtosis)。测量并计算治疗前及治疗后 12 个月时肌瘤的体积及体积变化率,以及治疗后即刻子宫肌瘤无灌注区体积百分比(NPV%)。通过子宫肌瘤症状与生活质量问卷(USF-QOL)调查评估每例患者治疗前和治疗后 12 个月时的症状严重程度评分(SSS)并转化为标准化 SSS,计算治疗后标准化 SSS 评分的变化率。分析每次检查中不同 SSF 条件下病灶的各项纹理参数与患者的标准化 SSS 和肌瘤体积间的相关性。**结果:**治疗前不同 SSF 值图像上病灶的各项纹理参数中熵值与 NPV%间具有显著相关性(SSF2: $r=0.555$, $P=0.026$;SSF4: $r=0.535$, $P=0.033$;SSF6: $r=0.522$, $P=0.038$);治疗后即刻组中,SSF4 和 SSF6 图像上病灶的偏度和峰度与 NPV%之间均具有显著相关性(偏度:SSF4 条件下 $r=0.696$, $P=0.003$, SSF6 条件下 $r=0.772$, $P=0.000$;峰度:SSF4 条件下 $r=0.707$, $P=0.002$, SSF6 条件下 $r=0.786$, $P=0.000$),SSF2 图像上病灶的峰度与治疗前和治疗后 12 个月时的病灶体积之间具有显著相关性($r=0.523$, $P=0.038$; $r=0.503$, $P=0.047$);治疗前及治疗后即刻组中其余各项纹理参数与肌瘤治疗前体积、治疗后 12 个月体积、肌瘤体积变化率、治疗前和治疗后 12 个月标准化 SSS 及标准化 SSS 变化率之间均无显著相关性($P>0.05$)。**结论:**基于 MR 对比增强 T_1 WI 的纹理分析技术可用于预测 MRgFUS 治疗子宫肌瘤的效果。

【关键词】 磁共振引导下聚焦超声术; 子宫肌瘤; 无灌注区体积; 症状严重程度评分; 纹理分析; 疗效

【中图分类号】 R445.2; R737.33 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2019)08-0829-06

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2019.08.001

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



A preliminary assessment of therapeutic effect of MRI-guided focused ultrasound surgery for uterine fibroids based on texture analysis of contrast enhanced T_1 -weighted MR images SU Bai-yan, SUN Hao, XUE Hua-dan, et al. Department of Radiology, Peking Union Medical College Hospital, Beijing 100730, China

【Abstract】 Objective: The purpose of this study was to explore the value of texture analysis technology based on contrast-enhanced (CE) MR T_1 -weighted images in the evaluation of the efficacy of MR guided focused ultrasound surgery (MRgFUS) for uterine fibroids. **Methods:** The MRI and clinical data before therapy, instant and 12 months after therapy (named group A, B and C, respectively) of 16 patients with symptomatic uterine fibroid after MRgFUS treatment from April 2010 to January 2013 were retrospectively analyzed. The TexRAD software was used to analyze the texture features of the lesions based on CE T_1 W sagittal images in group A and B. The values of six texture parameters including mean, standard deviation (SD), mean of positive pixels (MPP), entropy, skew-

作者单位: 100730 北京, 中国医学科学院北京协和医院放射科

作者简介: 苏佰燕(1981—), 女, 吉林长春人, 硕士, 主治医师, 主要从事女性生殖系统疾病的影像学诊断及治疗工作。

通讯作者: 金征宇, E-mail: jin_zhengyu@163.com

基金项目: 卫生公益性行业科研专项(201402019)

ness and kurtosis were measured on the images with spatial scale filter (SSF) of 2, 4 and 6, respectively. The volume of uterine fibroid before and 12 months after treatment and the rate of change ($\Delta V\%$), and the volume ratio of the areas without perfusion (NPV%) were measured and calculated. The symptom serious score (SSS) of each patient before and 12 months after treatment were obtained according to the USF-QOL questionnaire and standardized SSS and then the rate change of SSS were calculated. The correlations between texture parameters and volume- and SSS-related parameters were analyzed. **Results:** In group A, among the six parameters, only entropy showed significant correlation with NPV% (SSF2: $r=0.555$, $P=0.026$; SSF4: $r=0.535$, $P=0.033$; SSF6: $r=0.522$, $P=0.038$). In group B, the skewness and kurtosis on SSF4 (skewness: $r=0.696$, $P=0.003$; kurtosis: $r=0.707$, $P=0.002$) and SSF6 images (skewness: $r=0.772$, $P=0.000$; kurtosis: $r=0.786$, $P=0.000$) showed significant correlation with NPV%. In group B, only the kurtosis on SSF2 images showed significant correlation with the volume before and 12 months after treatment ($r=0.523$, $P=0.038$; $r=0.503$, $P=0.047$). In group A and group B, no significant correlation was found between the other texture parameters and the data of uterine fibroids ($P>0.05$). **Conclusion:** There is positive correlation between T₁ enhanced image texture parameters and the treatment of uterine fibroid. Texture analysis can be used to predict the efficacy of MRgFUS for uterine fibroid.

【Key words】 MRI-guided focused ultrasound treatment; Uterine fibroids; Non-perfusion volume; Symptom severity scores; Texture analysis; Therapeutic effect

子宫肌瘤是目前女性生殖系统最常见的子宫良性肿瘤。目前手术治疗是最主要的治疗方法,但手术治疗对于生育的影响以及手术的创伤性和子宫切除术后女性激素水平的降低,使得部分患者存有疑虑。因此目前恢复时间短且可保留生育能力的微创性或无创性替代治疗已备受关注。现已证实磁共振引导下聚焦超声术(MRI-guided focused ultrasound surgery, MRg-FUS)是一种成功的无创性新型治疗方式,目前已应用于子宫、乳腺、骨骼、前列腺、肾脏以及肝脏等多种脏器疾病的临床治疗,而其在临床上应用最成熟的领域就是对症状性子宫肌瘤的治疗^[1]。2004 年 10 月 FDA 正式批准 MRgFUS 可应用于子宫肌瘤的临床治疗过程中^[2]。

图像的纹理分析(texture analysis, TA)并不算是一种新兴技术,早在 1973 年即有将其被应用于医学影像领域的研究,最早应用于 X 线平片,其后是超声^[3-4]。近年来纹理分析技术又被广泛应用于 CT、MRI 及 PET 的影像研究中,尤其是在肿瘤影像领域,纹理分析已成为一种潜力极大的影像工具,成为当今影像学领域的研究热点^[5]。纹理分析是指通过一定的图像处理技术提取出纹理特征,从而获得对靶器官或组织的定量或定性描述的处理过程^[6]。纹理分析技术可广泛应用于医学领域,有些研究关注于不同影像检查方法(如 CT、MRI、PET-CT 等)获得的图像上靶器官或病变的纹理参数与其生物学参数之间的相关性证据^[7-9];近几年来有大量研究对图像纹理分析技术在疾病检出、诊断和鉴别诊断以及预后评估中的价值进行

了较广泛和深入的研究。在 MRI 领域,目前这一技术可应用于对肝脏、甲状腺、乳腺、肾脏、前列腺、心脏、脑和肺组织的多种病变进行诊断和鉴别^[10],但纹理分析在子宫疾病影像诊断中的价值目前尚未见相关报道。

本研究采用纹理分析方法定量分析治疗前后子宫肌瘤在 MR 增强图像上的纹理特征,并对这些纹理特征与治疗疗效间的相关性进行分析,旨在探讨纹理分析技术预测子宫肌瘤治疗疗效的可行性和准确性。

材料与方法

1. 研究对象

回顾性分析 2010 年 4 月—2013 年 1 月本院 16 例经临床及 MRI 筛查合格、接受 MRgFUS 治疗、完成 12 个月随访复查且各项资料完整的症状性单发子宫肌瘤患者的病例资料。本研究经北京协和医院伦理委员会批准,所有患者签署了知情同意书。入组患者年龄 35~52 岁,平均(44.0 ± 5.2)岁,身体质量指数为 $18.1 \sim 30.5 \text{ kg/m}^2$,平均(23.4 ± 3.1) kg/m^2 。

2. 临床流程

经临床及 MRI 筛查合格的患者入组治疗,经常规治疗前准备及镇痛镇静后进入治疗阶段,包括定标、绘制、计划、验证及肌瘤的超声聚焦治疗,物理参数:频率 11.5 MHz,每次声处理(sonication)体积为 $2 \text{ mm} \times 2 \text{ mm} \times 8 \text{ mm} \sim 10 \text{ mm} \times 10 \text{ mm} \times 45 \text{ mm}$,每次治疗持续时间 10~30 s。所有患者在治疗前、治疗后即刻和 12 个月时行 MRI 平扫及增强扫描。使用 GE Ecxiite HD 1.5T 超导磁共振机,扫描序列和参数如下。①横

轴面、矢状面及冠状面 FSE T₂WI:TR 4000 ms,TE 98 ms,层厚 5 mm,层间距 0 mm;②横轴面 FSE T₁WI:TR 502 ms,TE 12 ms,层厚 5 mm,层间距 0 mm;③采用压脂 T₁ 加权快速毁损梯度回波序列(fast spoiled gradient recalled,FSPGR)行横轴面、矢状面及冠状面增强扫描:TR 400 ms,TE 5.4 ms,层厚 5 mm,层间距 0 mm;对比剂为钆喷酸葡胺注射液,总量为 10mL,经肘静脉推注。

3. 研究方法

评价肌瘤情况的相关参数的提取方法:本研究中对每例患者的治疗前、治疗后即刻及治疗后 12 个月时的三组图像进行分析。在 T₂WI 上测量子宫肌瘤的左右径(a)、前后径(b)及上下径(c),采用椭圆体的体积计算公式计算肌瘤体积(V)及肌瘤体积变化比(ΔV%):

$$V=\frac{\pi abc}{6}$$

(1)

$$\Delta V\%=\frac{V_1-V_2}{V_1}\times 100\%$$

(2)

其中,V₁表示治疗前肌瘤体积,V₂表示治疗后 12 个月时的肌瘤体积。

采用 MIPAV 软件(Medical Image Processing, Analysis, and Visualization,https:// mipav. cit. nih. gov/, Center for Information Technology, National Institutes of Health; Bethesda, Maryland, USA)测量并计算治疗之前预扫描中平扫 T₂WI 上的肌瘤体积(uterine fibroid volume,UFV)及治疗后即刻对比增强 T₁WI 上肌瘤内无灌注区体积(non-perfused volume,NPV),并按公式(3)计算无灌注区体积百分比(non-perfused volume ratio,NPV%)^[11]:

$$NPV\%=\frac{NPV-UFV}{V_1}\times 100\%$$

(3)

采用子宫肌瘤症状与生活质量问卷^[12](uterine fibroid symptoms quality of life,UFS-QOL)来评估和计算患者的症状严重程度评分(symptom serious score,SSS),将每例患者 SSS 的原始分值转化为标准

化 SSS,并计算治疗前与治疗后 12 个月的标准化合分(SSS₁和 SSS₂)及变化比(ΔSSS%):

$$\text{标准化 SSS}=\frac{\text{原始得分}-8}{32}\times 100$$

(4)

$$\Delta \text{SSS}\%=\frac{\text{SSS}_1-\text{SSS}_2}{\text{SSS}_1}\times 100\%$$

(5)

纹理参数的提取方法:采用 TexRAD 软件(TexRAD Image Processing,Scientific Research Version, TexRAD-www. texrad. com, TexRAD Ltd part of Feedback Plc,Cambridge,UK)对治疗前、治疗后即刻的对比增强矢状面 T₁WI 进行纹理分析。选取肌瘤最大截面积层面进行测量,沿肌瘤边缘勾画最感兴趣区(region of interest,ROI),ROI 范围尽量大(图 1a)。图像纹理分析分为两个步骤^[13]:首先,通过改变空间尺度滤波器(spatial scale filter,SSF)的滤过半径(mm),获得不同精细/粗糙程度的纹理图像(图 1b~d),以 SSF0~6 表示,软件默认以 SSF2 代表精细图像,SSF4 代表中等图像,SSF6 代表粗糙图像;随后,采用直方图分析法,获得 ROI 的 6 个纹理参数,包括平均值(mean)、标准差(standard deviation,SD)、熵(entropy)、正性像素的平均值(mean of positive pixels,MPP)、偏度(skewness)和峰度(kurtosis)。从治疗前、治疗后即刻的纹理分析数据中分别选取 SSF2、4 和 6 图像上的 6 项纹理参数数据纳入研究。

4. 统计学方法

使用 SPSS 18.0 (Chicago, IL, USA)软件包进行统计学分析。使用 Kolmogorov-Smirnov 检验对计量资料正态分布检验,符合正态分布的数值变量以均数±标准差的形式表示,不符合正态分布时采用中位数±四分位间距表示,分类变量采用例数和百分比的形式进行描述。每项纹理参数与肌瘤体积相关指标间的相关性分析采用 Pearson 或 Spearman 等级相关分析法。以 P<0.05 为差异具有统计学意义。

结 果

16 例入组患者治疗前标准化 SSS 为 9.38~

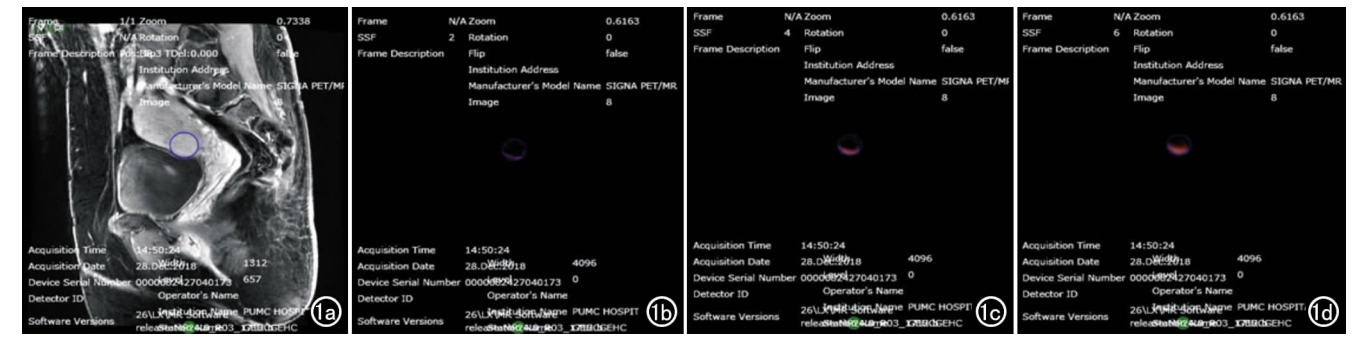


图 1 子宫肌瘤患者。a)矢状面对比增强 T₁WI,沿肌瘤边缘最大范围勾画 ROI;b)病灶的 SSF2 纹理图像,代表精细图像;c)SSF4 纹理图像,代表纹理粗糙程度中等图像;d)SSF6 纹理图像,代表粗糙图像。

62.50 分,平均(34.18±15.29)分;肌瘤体积为 20.3~301.3cm³,平均(96.5±84.9)cm³;治疗后 12 个月的标准化 SSS 为 3.13~37.50 分,平均(17.78±11.84)分,肌瘤体积为 5.1~267.9cm³,平均(55.1±71.0)cm³。本研究结果显示,术后患者的标准化 SSS 评分呈持续下降趋势,肌瘤体积逐渐减小。

治疗前及治疗后即刻子宫肌瘤的各项纹理参数测量值见表 1。本研究结果显示,治疗后即刻组中所有纹理参数值均较治疗前有明显降低。

对不同 SSF 值图像上肌瘤的各项纹理参数与肌瘤体积和患者 SSS 相关指标之间的关系进行分析,结果见表 2~3。仅仅在治疗后即刻的 SSF2 图像上病灶的峰度与治疗前体积、治疗后 12 个月体积之间具有统计学相关性($P<0.05$),其余各组纹理分析数据与肌瘤体积和 SSS 相关指标间无显著相关性($P>0.05$)。

经单样本 Kolmogorov-Smirnov 检验,治疗前及治疗后即刻各项纹理参数及 NPV%的数据均呈正态分布,采用 Pearson 相关分析,结果见表 4。观察发现所有图像组的治疗前纹理参数中熵与 NPV%之间存

在显著相关性($P<0.05$),SSF4 和 SSF6 图像上治疗后即刻的纹理参数中偏度和峰度与 NPV%间具有显著相关性($P<0.01$)。

讨 论

图像的区域纹理特征可以描述一个区域图像的精细或粗糙、均匀或不均匀、平滑或不规则等信息。对于实质性器官而言,其图像上的纹理特征反映了内部组织结构和分布,纹理特征的变化可以反映器官内部组织结构的变化。

相对于 CT 图像纹理分析中的像素灰度值,在 MR 图像上体现为像素的信号强度。MR 图像上的纹理参数中均值(mean)为 ROI 内所有像素的信号强度值的平均值;标准差(SD)是反映信号强度均值两侧数据离散程度的量,如果 ROI 内各点的信号强度值比较接近,则信号强度的标准差小,说明图像越均匀;熵(entropy)反映了图像上纹理的非均匀程度或复杂程度,较大的熵值表示纹理较为复杂;偏度(skewness)用于描述图像信号强度直方图分布是否对称,表达了信

表 1 治疗前及治疗后即刻不同 SSF 图像上肌瘤的各项纹理参数测量值

纹理参数	治疗前			治疗后即刻		
	SSF2	SSF4	SSF6	SSF2	SSF4	SSF6
平均值	0.22±7.13	21.62±31.33	55.99±84.57	-1.78±6.49	-1.71±12.44	-0.84±15.88
标准差	77.34±90.90	113.20±134.69	148.53±172.92	23.96±16.44	38.09±26.67	47.93±33.85
熵	5.00±1.12	5.04±1.23	5.22±1.28	4.32±0.60	4.72±0.63	4.91±0.60
MPP	55.62±65.68	90.35±114.31	140.02±178.82	17.02±12.15	29.93±21.38	41.11±29.89
偏度	0.63±1.20	1.33±1.22	1.11±1.17	0.16±0.48	0.29±0.68	0.34±0.68
峰度	4.73±5.01	5.25±3.72	3.19±2.12	1.48±1.45	0.67±1.54	0.02±1.40

表 2 治疗前病灶的纹理参数与肌瘤体积和 SSS 指标之间的相关性

参数	V1	V2	ΔV%	SSS1	SSS2	ΔSSS%
SSF2						
平均值	-0.135(0.619)	-0.051(0.852)	-0.007(0.981)	-0.402(0.122)	0.214(0.426)	-0.511(0.043)
标准差	0.001(0.997)	-0.016(0.953)	-0.005(0.986)	0.091(0.737)	0.098(0.718)	-0.050(0.855)
熵	0.144(0.595)	0.074(0.786)	0.101(0.710)	-0.005(0.986)	0.084(0.758)	-0.167(0.536)
MPP	-0.023(0.934)	-0.037(0.890)	0.002(0.995)	0.086(0.751)	0.109(0.688)	-0.061(0.823)
偏度	0.177(0.511)	0.227(0.397)	-0.006(0.984)	-0.468(0.067)	-0.174(0.519)	-0.241(0.368)
峰度	0.396(0.129)	0.357(0.175)	0.044(0.871)	-0.336(0.203)	-0.097(0.720)	-0.225(0.401)
SSF4						
平均值	-0.183(0.497)	-0.146(0.590)	0.092(0.734)	-0.159(0.557)	-0.008(0.977)	-0.118(0.664)
标准差	-0.025(0.927)	-0.028(0.918)	0.005(0.986)	0.064(0.815)	0.021(0.939)	0.008(0.976)
熵	0.139(0.609)	0.073(0.788)	0.094(0.730)	0.013(0.962)	0.093(0.732)	-0.150(0.578)
MPP	-0.042(0.878)	-0.042(0.877)	0.003(0.991)	0.061(0.822)	0.022(0.934)	0.008(0.978)
偏度	0.160(0.553)	0.144(0.595)	0.172(0.523)	-0.377(0.150)	-0.267(0.317)	-0.031(0.911)
峰度	0.191(0.479)	0.126(0.643)	0.242(0.366)	-0.180(0.505)	0.008(0.977)	-0.147(0.587)
SSF6						
平均值	-0.186(0.491)	-0.168(0.534)	0.096(0.725)	-0.073(0.788)	-0.023(0.933)	-0.023(0.933)
标准差	-0.054(0.842)	-0.066(0.808)	0.046(0.866)	0.056(0.837)	-0.028(0.919)	0.049(0.856)
熵	0.112(0.680)	0.052(0.848)	0.127(0.639)	0.017(0.950)	0.077(0.777)	-0.124(0.648)
MPP	-0.059(0.827)	-0.064(0.814)	0.025(0.926)	0.034(0.901)	-0.045(0.868)	0.056(0.837)
偏度	0.214(0.427)	0.151(0.577)	0.153(0.570)	-0.052(0.849)	-0.396(0.129)	0.472(0.065)
峰度	0.328(0.214)	0.200(0.458)	0.083(0.759)	-0.019(0.945)	0.043(0.873)	-0.274(0.304)

注:括号内为相应的 P 值。

表 3 治疗后即刻病灶的纹理参数与肌瘤体积和 SSS 相关指标之间的相关性

参数	V1	V2	ΔV%	SSS1	SSS2	ΔSSS%
SSF2						
平均值	0.193(0.475)	0.158(0.559)	-0.307(0.248)	0.214(0.426)	0.152(0.573)	0.004(0.988)
标准差	-0.372(0.156)	-0.372(0.156)	0.422(0.103)	-0.394(0.131)	-0.283(0.289)	0.036(0.894)
熵	-0.385(0.141)	-0.418(0.107)	0.467(0.068)	-0.303(0.254)	-0.219(0.415)	0.059(0.827)
MPP	-0.343(0.193)	-0.356(0.176)	0.349(0.185)	-0.314(0.237)	-0.225(0.403)	0.043(0.875)
偏度	0.236(0.380)	0.207(0.443)	-0.265(0.321)	0.243(0.364)	0.153(0.571)	0.077(0.777)
峰度	0.523(0.038)	0.503(0.047)	-0.423(0.102)	0.237(0.377)	0.048(0.860)	0.086(0.750)
SSF4						
平均值	0.160(0.553)	0.109(0.689)	-0.206(0.443)	0.241(0.368)	0.120(0.657)	0.088(0.747)
标准差	-0.367(0.162)	-0.368(0.161)	0.454(0.077)	-0.324(0.221)	-0.272(0.308)	0.099(0.715)
熵	-0.359(0.172)	-0.393(0.133)	0.466(0.069)	-0.239(0.373)	-0.216(0.422)	0.130(0.631)
MPP	-0.377(0.149)	-0.375(0.152)	0.420(0.105)	-0.254(0.342)	-0.224(0.404)	0.118(0.664)
偏度	0.209(0.436)	0.242(0.367)	-0.156(0.565)	0.183(0.498)	0.044(0.872)	0.083(0.761)
峰度	0.307(0.247)	0.297(0.264)	-0.165(0.541)	0.163(0.547)	-0.173(0.522)	0.268(0.316)
SSF6						
平均值	0.139(0.607)	0.076(0.781)	-0.133(0.623)	0.232(0.388)	0.074(0.786)	0.153(0.571)
标准差	-0.356(0.176)	-0.376(0.151)	0.468(0.067)	-0.286(0.282)	-0.270(0.312)	0.138(0.611)
熵	-0.331(0.211)	-0.390(0.135)	0.489(0.054)	-0.209(0.438)	-0.227(0.397)	0.180(0.504)
MPP	-0.353(0.180)	-0.365(0.164)	0.472(0.065)	-0.251(0.348)	-0.269(0.314)	0.178(0.509)
偏度	0.243(0.365)	0.277(0.298)	-0.153(0.571)	0.097(0.720)	-0.067(0.805)	0.120(0.659)
峰度	0.348(0.186)	0.320(0.228)	-0.124(0.648)	0.125(0.645)	-0.169(0.530)	0.212(0.431)

注:括号内为相应的 P 值。

表 4 治疗前、后不同 SSF 图像上各项纹理参数与 NPV% 的相关性

指标	平均值	标准差	熵	MPP	偏度	峰度
治疗前						
SSF2						
r	-0.329	0.449	0.555	0.430	0.051	0.062
P	0.213	0.081	0.026	0.097	0.850	0.820
SSF4						
r	0.349	0.455	0.535	0.441	0.286	0.102
P	0.185	0.076	0.033	0.087	0.283	0.706
SSF6						
r	0.376	0.444	0.522	0.415	0.121	0.041
P	0.151	0.085	0.038	0.110	0.654	0.880
治疗后						
SSF2						
r	-0.480	0.045	-0.036	-0.103	0.181	0.410
P	0.060	0.869	0.894	0.705	0.502	0.115
SSF4						
r	-0.376	0.129	0.000	0.101	0.696	0.707
P	0.152	0.663	0.999	0.709	0.003	0.002
SSF6						
r	-0.294	0.097	-0.022	0.190	0.772	0.786
P	0.270	0.720	0.935	0.480	0.000	0.000

号强度值相对于均值的对称性,如果对称性好,则偏度较小;峰度(kurtosis)用来描述变量的概率分布形状,峰度越大,表明变量的分布在均值附近比较集中,曲线形态会有一个明显的尖峰,峰度越小,则均值处的曲线越平缓;正性像素平均值(MPP)表示为正性像素的一个定量法则,相当于可滤过的正性像素的均匀性^[14-16]。

从治疗前和治疗后即刻子宫肌瘤的纹理参数与评价肌瘤情况相关数据的相关性分析中可以看出,治疗后即刻的纹理参数中仅在 SSF2 图像上的峰度与治疗前体积和治疗后 12 个月的体积之间具有统计学相关性,其余的各组图像上的纹理参数与评价肌瘤情况的

数据间均无显著相关性。治疗后即刻的峰度值随肌瘤体积的增大而增加,呈现一定的规律性,说明数值的分布在均值附近比较集中。从肿瘤良恶性方面考虑,如果治疗前肿瘤体积较大,同时峰值较高,提示较大的肿瘤内均匀性较高,表明肿瘤具有缓慢生长的生物学特性;而且,治疗后复查时如果肌瘤体积仍较大,而峰值仍处于一个尖峰状态,表明肿瘤内均匀性仍然较高,也同样反映了肿瘤生长缓慢的生物学特性,因此可认为此类肿瘤有良性生长的趋势,倾向于其为良性病变。

肿瘤的空间异质性是一个重要的预后因素,并与潜在的生物学变化相关,如缺氧、细胞浸润、血管生成、甚至是基因表达^[17]。而图像纹理分析是一种量化分析空间异质性的有效方法,可通过降低光子噪声的方法来凸显出肿瘤的生物学异质性^[18]。既往研究结果提示在不同 SSF 图像上,可以引用一些纹理参数来量化评价肿瘤的异质性,如反映复杂程度的熵^[19]。既往关于 CT 图像纹理分析的研究中,利用计算机模拟发现,更多血管结构可能与更高的熵值具有相关性^[20]。而基于 MR 图像的纹理分析中,基于 T₁WI 的纹理分析中在 SSF4 和 SSF6 条件下熵值能在一定程度上反映病灶的血供情况,而基于 T₂WI 的纹理分析中在 SSF2 和 SSF4 图像上熵值能反映细胞结构的相关信息。本组研究结果显示,治疗前图像上肌瘤的熵值与 NPV% 之间具有显著相关性,而其在治疗后即刻图像上的熵值与 NPV% 之间无显著相关性,这也证熵与血管结构间具有相关性。因为治疗后肌瘤内血管结构被消融破坏,因此熵值不再与 NPV% 之间具有相关性。

而且,治疗前肌瘤的熵与 NPV% 之间呈正相关,熵值越高,表明肌瘤内血管结构越丰富,而治疗后即刻的 NPV% 值越高,表明肌瘤的血供越丰富则被消融的区域越大,治疗效果越好,因此可以通过分析治疗前对比增强 T₁W 图像上的肌瘤的熵值来初步预测 MRgFUS 治疗子宫肌瘤的疗效。

本研究进一步观察发现,在 SSF4 和 SSF6 图像上,治疗后即刻的纹理参数中峰度和偏度与治疗后即刻 NPV% 呈显著正相关($P < 0.01$)。治疗后即刻偏度越大,表示病灶的信号强度相对于均值的分布越不对称,非灌注区体积越大,即 NPV% 越高,而此区域的信号强度明显低于其它区域,故 NPV% 与偏度值的变化具有一致性。而治疗后即刻峰度越大,表明变量的分布在均值附近比较集中,这一特征与病灶内无血供区体积大(即 NPV% 高)时病灶内信号较均一的表现具有一致性。因此,笔者认为可通过对治疗后即刻对比增强 T₁W 图像进行纹理分析,通过测量病灶的峰度和偏度来评估 MRgFUS 的治疗效果。

本研究的局限性包括两个方面:首先,样本量偏小,有待今后进一步行多中心大样本量研究;其次,本研究中仅测量了对比增强 T₁W 图像上病灶的纹理参数,在以后的研究中可将 T₁WI、T₂WI 等多序列图像同时纳入到研究中。

综上所述,对比增强 T₁W 图像上的纹理参数与子宫肌瘤的治疗效果间具有一定的相关性,可采用治疗前的熵值、治疗后即刻的峰度和偏度来预测 MRgFUS 治疗子宫肌瘤的疗效。

参考文献:

- [1] Hudson SB, Stewart EA. Magnetic resonance-guided focused ultrasound surgery[J]. Clin Obstet Gynecol, 2008, 51(1): 159-166.
- [2] Gorny KR, Woodrum DA, Brown DL, et al. Magnetic resonance-guided focused ultrasound of uterine leiomyomas: review of a 12 month outcome of 130 clinical patients[J]. J Vase Interv Radiol, 2011, 22(6): 857-864.
- [3] Chen DR, Chang RF, Huang YL. Computer-aided diagnosis applied to US of solid breast nodules by using neural networks[J]. Radiology, 1999, 213(2): 407-412.
- [4] Tourassi GD. Journey toward computer-aided diagnosis: role of image texture analysis[J]. Radiology, 1999, 213(2): 317-320.
- [5] Davnall F, Yip CS, Ljungqvist G, et al. Assessment of tumor heterogeneity: an emerging imaging tool for clinical practice[J]. Insights Imaging, 2012, 3(6): 573-589.
- [6] 王刚,姜新国,林森森,等. 构造因子对肺癌 CT 图像纹理特征指标的影响[J]. 徐州医学院学报, 2012, 32(5): 316-319.
- [7] Ganeshan B, Skogen K, Pressney I, et al. Tumor heterogeneity in oesophageal cancer assessed by CT texture analysis: preliminary evidence of an association with tumor metabolism, stage, and survival[J]. Clin Radiol, 2012, 67(2): 157-164.
- [8] Ganeshan B, Abaleke S, Young RC, et al. Texture analysis of non-small cell lung cancer on unenhanced computed tomography: initial evidence for a relationship with tumor glucose metabolism and stage[J]. Cancer Imaging, 2010, 10(1): 137-143.
- [9] Ganeshan B, Goh V, Mandeville HC, et al. Non-small cell lung cancer: histopathologic correlates for texture parameters at CT[J]. Radiology, 2013, 266(1): 326-336.
- [10] Castellano G, Bonilha L, Li LM, et al. Texture analysis of medical images[J]. Clin Radiol, 2004, 59(12): 1061-1069.
- [11] Le Blang SD, Hctor K, Steinberg FL. Leiomyoma shrinkage after MRI-guided focused ultrasound treatment: report of 80 patients[J]. AJR, 2010, 194(1): 274-280.
- [12] Spies JB, Coyne K, Guaou N, et al. The UFS-QOL, a new disease-specific symptom and health-related quality of life questionnaire for leiomyoma[J]. Obstet Gynecol, 2002, 99(2): 290-300.
- [13] Ganeshan B, Miles KA, Young RC, et al. Hepatic enhancement in colorectal cancer: texture analysis correlates with hepatic hemodynamics and patient survival[J]. Acad Radiol, 2007, 14(12): 1520-1530.
- [14] 黄亚丽,李芬华,赵真. B 超肝脏图像纹理特征提取方法的实验研究[J]. 中国医学影像技术, 2004, 20(12): 1937-1939.
- [15] Haralick R. Statistical and structural approaches to texture[J]. IEEE, 1979, 67(5): 786-804.
- [16] 王长梅,管一晖,张文强,等. 图像纹理特征在肺结节¹⁸F-FDG PET-CT 显像诊断中的应用[J]. 中华核医学与分子影像杂志, 2013, 33(3): 167-170.
- [17] 江舒,张古沐阳,王怡宁,等. 纹理分析用于心肌淀粉样变性和肥厚型心肌病鉴别诊断的可行性研究[J]. 放射学实践, 2017, 32(12): 1225-1228.
- [18] Smith TG Jr, Lange GD, Marks WB. Fractal methods and results in cellular morphology-dimensions, lacunarity and multifractals[J]. J Neurosci Methods, 1996, 69(2): 123-136.
- [19] Goh V, Ganeshan B, Nathan P, et al. Assessment of response to tyrosine kinase inhibitors in metastatic renal cell cancer: CT texture as a predictive biomarker[J]. Radiology, 2011, 261(1): 165-171.
- [20] Bezy-Wendling J, Kretowski M, Rolland Y, et al. Toward a better understanding of texture in vascular CT scan simulated images[J]. IEEE Trans Biomed Eng, 2001, 48(1): 120-124.

(收稿日期:2019-01-08 修回日期:2019-05-15)