

## • 腹部影像学 •

# 女性盆腔体素内不相干运动扩散加权成像分段拟合及完全拟合算法定量参数稳定性及一致性分析

张红强, 丁庆国, 贾传海, 张芬芬, 胡春洪, 黄丽娜

**【摘要】目的:** 比较分段拟合及完全拟合两种拟合算法测得正常女性盆腔体素内不相干运动扩散加权成像(IVIM-DWI)双指数模型相关参数的稳定性及一致性。**方法:** 对符合入组标准的 21 例健康女性志愿者采集盆腔 IVIM-DWI 磁共振图像, 利用后处理软件中 2 种不同拟合算法(阈值  $b = 200 \text{ s/mm}^2$ )对图像进行定量分析, 并分别获得 IVIM 双指数模型各参数值。采用配对  $t$  检验比较 2 种拟合算法获得的女性盆腔不同部位(子宫体肌、臀大肌及髂骨骨髓)各参数值组间差异, 并利用变异系数(CV)评估 2 种拟合算法所获得各参数的稳定性。采用组内相关系数(ICC)和 Bland-Altman 图分析 2 名医师测量数据的一致性。**结果:** ① 医师 A 采用分段拟合及完全拟合测得的 IVIM 参数值显示同一部位两种拟合算法测得各参数值比较除子宫肌 Dfast 及髂骨 f 值无统计学差异外, 其他参数值均具有统计学差异( $P < 0.05$ , 双尾), 其中分段拟合获得的 Dfast 测量值均低于完全拟合, Dslow、f 测量值均高于完全拟合。除完全拟合算法臀大肌及髂骨 Dfast 测量值的 CV 值小于分段拟合外, 分段拟合算法各参数的 CV 值均小于完全拟合, 其中又以子宫体肌分段拟合测得 Dslow 的 CV 值最小; ② 观察者间一致性分析显示分段拟合算法测得的子宫肌的 Dslow 值和 f 值的 ICC 值均  $> 0.75$ , 其中又以 Dslow 的 ICC 值最高(0.90); Bland-Altman 图显示观察者间测得数据以子宫体肌的分段拟合方法 Dslow 值差值分布较为集中。**结论:** 分段拟合方法测得健康女性盆腔双指数 IVIM 各参数值的整体稳定性较完全拟合好, 但是除分段拟合测得子宫体肌的 Dslow、f 值外, 两种拟合方法测得各参数值的一致性欠佳。

**【关键词】** 磁共振成像; 盆腔; 算法

**【中图分类号】** R445.2; R195.1 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2022)06-0749-05

DOI: 10.13609/j.cnki.1000-0313.2022.06.013

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



**Stability and consistency of quantitative parameters of female pelvic IVIM-DWI segmented fitting and full fitting algorithm** ZHANG Hong-qiang, DING Qin-guo, JIA Shuang-huai, et al. Department of Radiology, Changshu Second People's Hospital, Suzhou 215500, China

**【Abstract】 Objective:** To compare the stability and consistency of segmented fitting and full fitting algorithms based bi-exponential intravoxel incoherent motion (IVIM) diffusion MRI in female pelvis. **Methods:** 21 healthy female volunteers who met the enrollment criteria were recruited, and the images were quantitatively analyzed using segmented fitting and full fitting algorithms in the post-processing software (threshold  $b = 200 \text{ s/mm}^2$ ). Two radiologists performed data measurements independently on the myometrium, gluteus maximus and iliac bone marrow. The paired  $t$  test was used to compare the differences between the parameter values of different parts of the female pelvis obtained by the two fitting algorithms, and the coefficient of variation (CV) was used to evaluate the stability of the parameters. The consistency of inter-group data was conducted by the intra-class correlation coefficient (ICC) and Bland-Altman plot. **Results:** ① The IVIM parameter values measured by physician A using the segmented fitting and full fitting on the myometrium, gluteus maximus, and ilium showed the values of Dfast obtained by the segmental fitting were lower than the full fitting, while the values of Dslow and f were higher than the full fitting, and the results were statistically different except for the

**作者单位:** 215500 江苏, 徐州医科大学附属常熟医院影像科(张红强, 丁庆国, 贾传海, 张芬芬, 黄丽娜); 215500 江苏, 苏州大学第一附属医学影像科(胡春洪)

**作者简介:** 张红强(1980—), 男, 江苏常熟人, 主管技师, 硕士研究生, 主要从事腹部磁共振技术工作。

**通讯作者:** 黄丽娜, E-mail: 18762992705@163.com

**基金项目:** 常熟市卫生和计划生育委员会青年项目(cswsq201708)

values of Dfast of the myometrium and f of the ilium ( $P < 0.05$ , two tails). The CV values of the parameters of segmental fitting algorithm were all smaller than that of full fitting except that the CV values of the Dfast of the gluteal muscles and iliac bones of the full fitting algorithm were smaller than that of the segmental fitting. ② The inter-observer agreement analysis showed that ICC values of Dslow and f of the myometrium measured by the segmented fitting algorithm were both higher than 0.75, and the ICC value of Dslow was the highest (0.90). The Bland-Altman diagram showed that the difference of Dsolw values of the myometrium performed by the segmental fitting algorithm between the observers was more concentrated. **Conclusion:** For healthy female pelvis, the overall stability of IVIM bi-exponential parameters measured by the segmented fitting algorithm was better than the full fitting. However, except for the Dslow and f values of the myometrium performed by the segmental fitting, the consistency of the parameters measured by the two fitting algorithms was poor.

**【Key words】** Magnetic resonance imaging; Pelvic; Algorithms

体素内不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)扩散加权成像(IVIM-DWI)是利用超过3个不同强度b值、双指数模型拟合信号衰减的新型扩散加权成像技术,通过拟合算法得到的相关参数可反映组织内水分子扩散与微循环灌注状态<sup>[1]</sup>,目前在女性盆腔的应用不断增加如子宫肿瘤与正常组织的比较<sup>[2,3]</sup>,盆腔肿瘤放化疗术后盆壁及骨组织的影响以及乳腺癌盆腔骨转移的放疗评估等<sup>[4,5]</sup>,但是双指数模型定量参数的稳定性尚有待提高。

为了提高参数的精确度和稳定性,多项研究提出了不同的关于IVIM参数组织弥散信号衰减拟合算法<sup>[6]</sup>,目前主要采用的拟合方式为分段拟合和完全拟合方式<sup>[7,8]</sup>。了解不同的拟合方法是否会对IVIM参数产生显著影响,有助于提高多中心研究中IVIM成像的稳健性,但是当前对2种拟合方法获得的参数在正常女性盆腔的稳定性和一致性比较的研究尚少。因此,本研究旨在通过对健康女性志愿者盆腔行IVIM-DWI扫描,比较2种拟合方法获取的双指数模型IVIM参数在正常女性盆腔不同部位的稳定性和一致性,有助于提高IVIM-DWI在女性盆腔病变应用的可靠性。

## 材料与方法

### 1. 研究对象

本研究通过了医院伦理委员会的批准,所有受试者于检查前均被告知检查目的,并签署知情同意书。纳入本院2020年6月—2021年1月符合条件的21例非绝经期女性健康志愿者行盆腔MRIIVIM-DWI扫描,年龄22~46岁,平均( $32.2 \pm 3.9$ )岁。纳入标准:无子宫及附件等相关疾病史;盆腔超声检查无子宫畸形;排除标准:处于月经期或已绝经;MRI检查禁忌证(如幽闭恐惧症等);因伪影较重而图像无法评估者。

### 2. 检查方法

采用3.0T MR扫描仪(MR Discovery750W, GE Healthcare, USA)和16通道腹部相控阵线圈。IVIM-DWI扫描:采用轴面单次激发平面回波成像序列,取11个b值,依次为0、30、50、100、150、200、400、600、800、1000、1500 s/mm<sup>2</sup>(b=0、600 s/mm<sup>2</sup>时激励次数为2,b=30~400 s/mm<sup>2</sup>时激励次数为1,b值=800、1000、1500 s/mm<sup>2</sup>时的激励次数分别为3、4、5),并行采集因子2,FOV 340.0 mm×340.0 mm;常规扫描序列及参数包括:轴面FSE T<sub>1</sub>WI, TR 452.00~790.00 ms, TE 7.00 ms, 层厚5.0 mm, 层间距1 mm;横轴面及矢状面FRFSE T<sub>2</sub>WI, TR 4453.00~7702.00 ms, TE 98.00~105.00 ms, 层厚4.0 mm, 层间距0.4 mm;常规序列主要用于盆腔各部位的定位,同时排除占位性病变。

### 3. 图像分析

将DWI图像原始数据导入GE AW4.6后处理工作站,由2名具有8年以上腹部影像诊断经验并熟练后处理操作的放射科医师A和医师B应用Functool MADC软件均采用分段拟合及完全拟合两种拟合算法(阈值b=200 s/mm<sup>2</sup>)对健康女性盆腔固定部位IVIM各参数进行独立测量分析(双盲法)。以T<sub>2</sub>WI图像作为参照,在T<sub>2</sub>效应干扰较小且信噪比较高的DWI轴位图像(b=1000 s/mm<sup>2</sup>)上分别测量子宫体肌、臀大肌及髂骨骨髓3个部位的IVIM各参数值,每个部位ROI通过复制粘贴放置不同层面测量3次取平均值,ROI面积≥30 mm<sup>2</sup>。测量参数包括:纯扩散系数(pseudo-apparent diffusion coefficient, Dslow)、伪速扩散系数(apparent diffusion coefficient, Dfast)及灌注分数(perfusion fraction, f)。

### 4. 统计学分析

采用SPSS 23.0及Medcalc软件进行统计学分析,计量资料以均数±标准差( $\bar{x} \pm s$ )表示。采用组内相关系数值(intraclass correlation coefficient, ICC)评

价 2 名观察者间测得各参数值的一致性, ICC>0.75 认为观察者间一致性良好<sup>[11]</sup>, 并绘制 Bland-Altman 散点图分析 D、D\*、f 测量值的可重复性。对医师 A 所测数据利用 Shapiro-Wilk 检验对所有参数值进行正态性检验, 采用配对 t 检验比较两种拟合算法测得的 IVIM 参数值差异, 并计算变异系数(coefficient of variation, CV)以评估 IVIM 各参数值的稳定性, 本研究均数置信区间设为 95%, P<0.05 为差异有统计学意义。

## 结 果

### 1. 2 种拟合方法获得的盆腔各部位 IVIM 参数值的组内比较

随机选取 1 名测量者(医师 A)对 21 例健康志愿者分别采用分段拟合及完全拟合 2 种不同拟合算法在盆腔不同部位(子宫体肌、臀大肌、髂骨)测得的 IVIM 参数值, 结果显示同一部位两种拟合算法测得各参数值比较除子宫肌 Dfast 及髂骨 f 值无统计学差异外, 其他参数值均具有统计学差异( $P<0.05$ , 双尾), 其中分段拟合算法获得的 Dfast 值均低于完全拟合算法测量值, Dslow、f 值均高于完全拟合算法测量值(图 1)。除完全拟合算法臀大肌及髂骨 Dfast 测量值的 CV 值小于分段拟合外, 分段拟合算法各参数的 CV 值均小于完全拟合算法, 其中又以子宫体肌分段拟合测得 Dslow 的 CV 值最小; 2 种拟合算法各参数值的 CV 值差值比较, 以子宫体肌 f 值间差值最小, 而 Dfast 值间差值普遍较大(表 1)。

### 2. 观察者间测量参数一致性

医师 A 和医师 B 分别采用分段拟合及完全拟合算法测定 IVIM 各参数的 ICC 值(表 2)。用分段拟合算法测得的子宫体肌 Dslow 值和 f 值的 ICC 值均>0.75, 说明两位测量者在测得子宫体肌的 Dslow 值和 f 值的一致性最好, 其中又以 Dslow 的 ICC 值最高(0.90)。Bland-Altman 图显示观察者间测得数据以子宫体肌的 IVIM-mono 拟合方法 Dslow 值差值分布较为集中(图 2)。

表 2 两名观察组间各参数 ICC 值

拟合算法/参数	子宫肌	臀大肌	髂骨
分段拟合			
Dfast	0.44	0.30	0.68
Dslow	0.90	0.66	0.64
f	0.77	0.41	0.69
完全拟合			
Dfast	0.61	0.44	0.53
Dslow	0.66	0.57	0.48
f	0.77	0.48	0.60

## 讨 论

本研究选用女性正常盆腔探讨分段拟合及完全两种拟合算法测得 IVIM 参数的差异, 并比较两种拟合算法的稳定性及一致性。为了避免不同月经周期对两种拟合算法对 IVIM 参数的影响<sup>[9]</sup>, 选择受激素影响偏小的子宫体肌、臀大肌及髂骨髓质作为测量部位。完全拟合算法即将所有的 b 值同时用于 IVIM 参数计算, 高 b 值计算 Dslow 值, 低 b 值计算 Dfast 值, f 值是移除血管效应后计算出的灌注相关分数<sup>[10]</sup>。分段拟合算法步骤包括通过设定 b 值的一个阈值(范围从 100~200 s/mm<sup>2</sup>), 对阈值以上的 b 值数据进行简化

表 1 2 种拟合方法测得女性盆腔不同部位 IVIM 各参数值及 CV 值

拟合算法/参数	子宫体肌		臀大肌		髂骨	
	$\bar{x} \pm s$	CV(%)	$\bar{x} \pm s$	CV(%)	$\bar{x} \pm s$	CV(%)
分段拟合						
Dfast( $\times 10^{-3}$ )	9.80±3.06	31.21	12.80±5.44	42.46	70.72±30.62	43.30
Dslow( $\times 10^{-3}$ )	1.18±0.11	8.90	0.80±0.13	15.57	0.22±0.05	21.46
f	0.49±0.11	21.26	0.50±0.08	15.71	0.53±0.10	17.89
完全拟合						
Dfast	10.09±3.77	37.40	15.99±4.72	29.52	96.66±24.80	25.66
Dslow	1.02±0.13	13.18	0.51±0.14	26.77	0.20±0.06	31.79
f	0.37±0.08	21.29	0.46±0.07	16.02	0.23±0.09	37.93

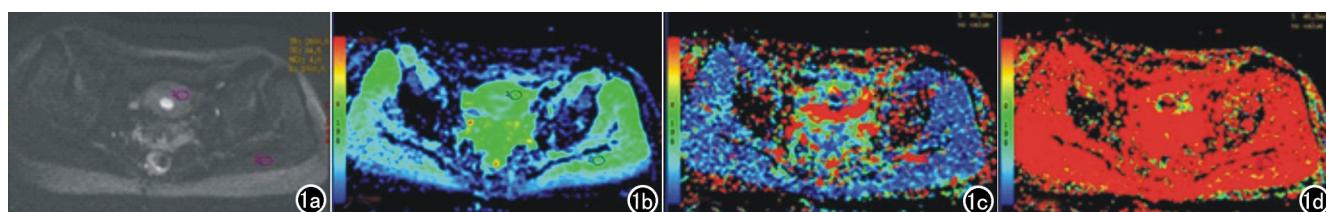


图 1 健康女性盆腔 IVIM 参数图。a) 分别放置于子宫体肌(箭头)及左侧臀大肌(箭); b) 分段拟合算法获得 Dslow 值伪彩图; c) Dfast 值伪彩图; d) f 测量值伪彩图。

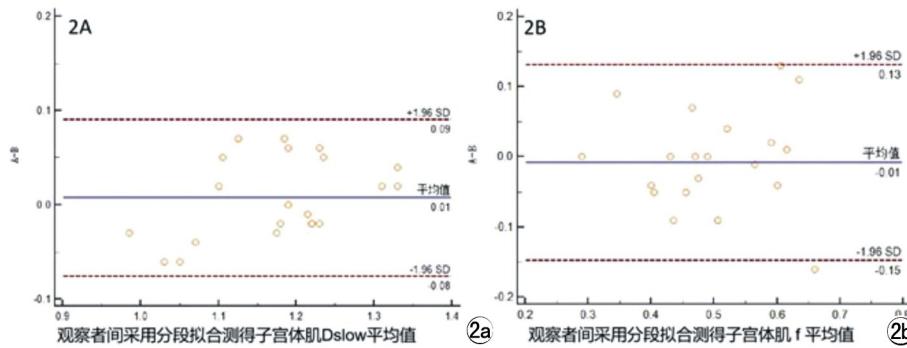


图 2 观察者间采用分段拟合方法测量分别测量子宫体肌。a) Dslow; b) f 值 Bland-Altman 图。

的单指数拟合来计算 Dslow 值, 随后在 Dslow 值固定的情况下, 再通过与所有获取的 b 值进行非线性回归拟合来计算 f 值及 Dfast 值<sup>[11]</sup>。

本研究组内分析结果表明分段拟合算法在子宫体肌、臀大肌及髂骨 Dslow、f 测量值均高于完全拟合算法, 而分段拟合算法的 Dfast 测量值则低于完全拟合。2 种拟合方法获得的子宫体肌参数 Dslow 测量值的 CV 值均较小(CV 值分别为为 8.9% 及 13.2%), 具有较好的稳定性。Dfast 值主要反映组织血流灌注信息, 与微血管密度和微血管内血流速度有关, 完全拟合方法可能过高地估计了灌注在水分子弥散中的比例<sup>[11]</sup>。Dslow 值主要反映组织的纯扩散信息, 不受微循环灌注影响。李祥等<sup>[12]</sup>通过 IVIM-DWI 在盆腔稳定性研究显示子宫肌较盆壁肌及髂骨的 Dslow 值稳定性好, 而盆壁肌的 f 值稳定性最差, 但是未说明采用何种拟合方法。本研究的结果显示臀大肌及髂骨 Dslow 稳定性不及子宫体肌, 可能与个体松弛效应及骨髓脂肪含量不同有关<sup>[13]</sup>。此外, 两种拟合算法测得 Dfast 的 CV 值均较高(>20%), 可能是由于 IVIM 双指数模型不能较好地拟合非常低的 b 值, 导致了 Dfast 测量的不准确性。低 b 值参数设定数量较少时 Dfast 往往被低估, 数量较多时 Dfast 值又会被高估<sup>[14,15]</sup>, 因此合适的低 b 值数量设定对于捕捉 IVIM 成像的初始快速衰减至关重要。

观察者间的一致性评估显示分段拟合测得子宫体肌的 Dslow、f 值以外, 两种拟合方法测得各部位参数值的一致性普遍欠佳, 原因可能为不同测量者间 ROI 选取的大小及部位不一致。手动放置 ROI 进行测量数据会受到操作者经验及主观性影响产生取样误差, 往往 ROI 面积越大, 结果的一致性越好<sup>[16]</sup>。Emblem 等<sup>[17]</sup>利用计算机辅助选取 ROI 方法测量数据的结果显示自动测量方式可以减少测量时间的同时提高诊断准确率。另外, Dfast 更易受图像的信噪比影响<sup>[18]</sup>, 因而一致性相对更差, 这也可能是本研究发现两种拟合

方法 Dfast 测量值一致性均较差的原因。Wang 等<sup>[19]</sup>通过使用阈值 b 值 = 200 s/mm<sup>2</sup> 证明分段方法与完全拟合都可用于区分宫颈癌和正常组织, 但未进行两种拟合方法一致性分析研究。

本研究的局限性: ①仅对观察者内与观察者间测得参数的重复性及一致性进行了分析, 未进行间隔时间图像二次扫描以排除其他因素影响。②本研究样本量不足可能导致结果的随机误差。而且

子宫及卵巢的组织学成分比例受到月经周期中雌、孕激素的影响, 因此后续研究需根据绝经前不同月经周期分组, 并且选择受试者的年龄范围与女性盆腔肿瘤高发年龄段相吻合, 进一步探讨两种拟合算法对 IVIM 参数的影响。

综上所述, 通过对健康女性志愿者盆腔采用 2 种拟合算法获取 IVIM-DWI 参数进行稳定性和一致性评估, 以分段拟合测得子宫体肌 Dslow 值的稳定性及一致性最好。分段拟合方法测得参数值的整体稳定性较完全拟合好, 但是除分段拟合子宫体肌的 Dslow、f 值以外, 两种拟合方法测得各参数值的一致性普遍欠佳, 尚需进一步深入研究。

#### 参考文献:

- [1] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. MR imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders[J]. Radiology, 1986, 161(2): 401-407.
- [2] 武小鹏, 吴慧, 高阳, 等. IVIM 双指数及拉伸指数模型评估宫颈癌放化疗疗效的价值[J]. 放射学实践, 2019, 34(7): 792-796.
- [3] Li XS, Wu SD, Li DC, et al. Intravoxel incoherent motion combined with dynamic contrast-enhanced perfusion MRI of early cervical carcinoma: correlations between multimodal parameters and HIF-1 $\alpha$  expression[J]. J Magn Reson Imaging, 2019, 50(3): 918-929.
- [4] Minutoli F, Pergolizzi S, Blandino A, et al. Effect of granulocyte colony-stimulating factor on bone marrow: evaluation by intravoxel incoherent motion and dynamic contrast-enhanced magnetic resonance imaging[J]. Radiol Med, 2020, 125(3): 280-287.
- [5] Gaeta M, Benedetto C, Fabio Minutoli F, et al. Use of diffusion-weighted, intravoxel incoherent motion, and dynamic contrast-enhanced MR imaging in the assessment of response to radiotherapy of lytic bone metastases from breast cancer[J]. Acad Radiol, 2014, 21(10): 1286-1293.
- [6] Barbieri S, Donati OF, Froehlich JM, et al. Impact of the calculation algorithm on biexponential fitting of diffusion weighted MRI in upper abdominal organs[J]. Magn Reson Med, 2016, 75(5): 2175-2184.
- [7] Merisaari H, Movahedi P, Perez IM, et al. Fitting methods for intravoxel incoherent motion imaging of prostate cancer on region of interest level: repeatability and gleason score prediction[J]. Magn

- Reson Med, 2017, 77(3):1249-1264.
- [8] Pekar J, Moonen C, van Zijl P. On the precision of diffusion perfusion imaging by gradient sensitization[J]. Magn Reson Med, 1992, 23(1):122-129.
- [9] 陈天佑, 强金伟, 李若坤, 等. 体素内不相干运动扩散加权成像(IVIM-DWI)定量研究育龄期女性正常子宫周期内微循环变化[J]. 放射学实践, 2016, 31(12):1213-1218.
- [10] Chevallier O, Zhou N, He J, et al. Removal of evidential motion contaminated and poorly fitted image data improves IVIM diffusion MRI parameter scan-rescan reproducibility[J]. Acta Radiologica, 2018, 59(10):1157-1167.
- [11] Park HJ, Sung YS, Lee SS, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MRI of the abdomen: the effect of fitting algorithms on the accuracy and reliability of the parameters[J]. J Magnetic Resonance Imaging, 2017, 45(6):1637-1647.
- [12] 李祥, 高朋瑞, 张首宁, 等. 磁共振 IVIM 技术临床应用稳定性分析[J]. 临床放射学杂志, 2017, 36(8):1190-1194.
- [13] Ohno N, Miyati T, Kasai H, et al. Evaluation of perfusion-related and true diffusion in vertebral bone marrow: a preliminary study [J]. Radiol Phys Technol, 2015, 8(1):135-140.
- [14] Andreou A, Koh DM, Collins DJ, et al. Measurement reproducibility of perfusion fraction and pseudodiffusion coefficient derived by intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging in normal liver and metastases[J]. European Radiology, 2013, 23(2):428-434.
- [15] Cohen AD, Schieke MC, Hohenwalter MD, et al. The effect of low b-values on the intravoxel incoherent motion derived pseudodiffusion parameter in liver[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2015, 73(1):306-311.
- [16] 徐妍妍, 孙宏亮, 田元江, 等. 直肠癌患者 MRI 体素内不相干运动成像中感兴趣区选择方法对参数一致性的影响[J]. 中华放射学杂志, 2015, 49(9):651-655.
- [17] Emblem KE, Nedregard B, Nome T, et al. Glioma grading by using histogram analysis of blood volume heterogeneity from MR-derived cerebral blood volume maps[J]. Radiology, 2008, 247(3):808-817.
- [18] Reischauer C, Gutzeit A. Image denoising substantially improves accuracy and precision of intravoxel incoherent motion parameter estimates[J]. PLoS One, 2017, 12(4):e0175106.
- [19] Wang X, Jiao Song J, Zhou DF, et al. A comparative study of methods for determining Intravoxel incoherent motion parameters in cervix cancer[J]. Cancer Imaging, 2021, 21(1):12.

(收稿日期:2021-05-27 修回日期:2021-08-18)

## 《请您诊断》栏目征文启事

《请您诊断》是本刊 2007 年新开辟的栏目,该栏目以临幊上少见或容易误诊的病例为素材,杂志在刊载答案的同时配发专家点评,以帮助影像医生更好地理解相关影像知识,提高诊断水平。栏目开办 13 年来受到广大读者欢迎。《请您诊断》栏目荣获第八届湖北精品医学期刊“特色栏目奖”。

本栏目欢迎广大读者踊跃投稿,并积极参与《请您诊断》有奖活动,稿件一经采用稿酬从优。

《请您诊断》来稿格式要求:①来稿分两部分刊出,第一部分为病例资料和图片;第二部分为全文,即病例完整资料(包括病例资料、影像学表现、图片及详细图片说明、讨论等);②来稿应提供详细的病例资料,包括病史、体检资料、影像学检查及实验室检查资料;③来稿应提供具有典型性、代表性的图片,包括横向图片(X 线、CT 或 MRI 等不同检查方法得到的影像资料,或某一检查方法的详细图片,如 CT 平扫和增强扫描图片)和纵向图片(同一患者在治疗前后的动态影像资料,最好附上病理图片),每帧图片均需详细的图片说明,包括扫描参数、序列、征象等,病变部位请用箭头标明。

具体格式要求请参见本刊(一个完整病例的第一部分请参见本刊正文首页,第二部分请参见 2 个月后的杂志最后一页,如第一部分问题在 1 期杂志正文首页,第二部分答案则在 3 期杂志正文末页)

栏目主持:石鹤 联系电话:027-69378385 15926283035