

## · 中枢神经影像学 ·

## IVIM-DWI在胶质瘤术前分级中的应用及与常规DWI和ASL成像的对照分析

黄珊, 曾梦华, 唐小平, 顾太富, 尹建华, 肖新兰

**【摘要】** 目的:探讨体素内不相干运动扩散加权成像(IVIM-DWI)在胶质瘤术前分级中的临床应用价值,并与常规扩散加权成像(DWI)及动脉自旋标记(ASL)成像进行对照分析。方法:34例低级别胶质瘤和31例高级别胶质瘤患者在术前进行3.0T MR IVIM-DWI和ASL扫描。数据经后处理获得肿瘤的慢扩散系数D、快扩散系数D\*、快扩散容积分数f、ADC和CBF值。比较各项参数值在高级别和低级别胶质瘤间的差异,并采用ROC曲线分析其诊断效能;对肿瘤的D、D\*和f值与ADC和CBF值之间的相关性进行分析。结果:高级别胶质瘤的D、f和ADC值均显著低于低级别组,CBF和D\*值显著高于低级别组,差异均有统计学意义( $P<0.05$ )。D值取 $0.688\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{s}$ 、D\*值取 $2.77\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{s}$ 时,可作为高、低级别胶质瘤分级的参考阈值;D\*值的诊断效能最好(AUC=0.889),敏感度和特异度分别为93.5%和73.5%。CBF、ADC、D、f及 $f\times D^*$ 值的AUC分别为0.844、0.796、0.796、0.745及0.587。肿瘤的ADC值与D、f值均呈正相关,与D\*值呈负相关( $P<0.05$ );而CBF值与D\*值呈正相关,与D值呈负相关( $P<0.05$ ),与f值无显著相关性。结论:IVIM-DWI对于胶质瘤术前分级有较好的应用价值,与DWI及ASL成像相比各有优势,三种检查可相互补充。

**【关键词】** 脑肿瘤;胶质瘤;扩散加权成像;体素内不相干运动;动脉自旋标记技术

**【中图分类号】** R445.2; R739.41 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2017)08-0816-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2017.08.007

**Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging of gliomas: efficacy in preoperative grading and comparison with conventional DWI and arterial spin labeling technique** HUANG Shan, ZENG Meng-hua, TANG Xiao-ping, et al. Department of MRI, the Second Affiliated Hospital of Nanchang University, Nanchang 330000, China

**【Abstract】 Objective:** To investigate the efficacy of intravoxel incoherent motion (IVIM) DWI in preoperative grading of gliomas, and to compare the results with those of conventional DWI and arterial spin labeling (ASL) technology. **Methods:** 34 patients with low grade glioma (LGG) and 31 patients with high grade glioma (HGG) underwent preoperative 3.0T MRI examination using IVIM-DWI, conventional DWI and ASL sequences. All the scanning data were postprocessed and five parameters including slow diffusion coefficient (D), fast diffusion coefficient (D\*), fractional perfusion-related volume (f), ADC and CBF were obtained and their differences between the HGG group and LGG group were analyzed statistically, and the diagnostic efficacy of the parameters were evaluated using receiver operation characteristic curve (ROC) analysis. Correlation of D, D\* and f with ADC and CBF was analyzed respectively. **Results:** The ADC, D and f values of HGG group were significantly lower than those of the LGG group ( $P<0.05$ ), and the D\* and CBF values were significantly higher than those of the LGG group ( $P<0.05$ ). The threshold values of D and D\* were 0.688 and  $2.77\times 10^{-3}\text{mm}^2/\text{s}$  respectively for the grading of gliomas. The diagnostic efficacy of D\* was the best (AUC=0.889) with sensitivity and specificity of 93.5% and 73.5%. The AUC of CBF, ADC, D, f and  $f\times D^*$  was 0.844, 0.796, 0.796, 0.745 and 0.587, respectively. The ADC values were positively correlated with D and f values ( $P<0.05$ ), and negatively correlated with D\* values. The CBF values were positively correlated with D\* values, and negatively correlated with D values ( $P<0.05$ ), but had no correlation with f values. **Conclusion:** IVIM-DWI has great value in predicting the grading of gliomas before operation; however, DWI and ASL have their own advantages, thus three technologies can complement each other.

**【Key words】** Brain neoplasms; Gliomas; Diffusion weighted imaging; Intravoxel incoherent motion; Arterial spin labeling technique

胶质瘤(gliomas)是一组能向胶质细胞分化的神经上皮肿瘤的统称,是最多见的原发性颅内肿瘤。按照WHO中枢神经系统肿瘤分类标准<sup>[1]</sup>,将I、II级归

为低级别胶质瘤(low grade gliomas, LGG), III、IV级归为高级别胶质瘤(high grade gliomas, HGG)。近年来,体素内不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)扩散加权成像已开始应用于全身各个器官,如心脏、子宫及肝脏等<sup>[2-3]</sup>,它应用多个b值对DWI信号强度衰减进行拟合,得到慢速扩散运动系数(slow

作者单位:330000 南昌,南昌大学第二附属医院 MRI室

作者简介:黄珊(1993-),女,江西抚州人,硕士研究生,主要从事神经系统肿瘤的影像诊断和研究工作。

通讯作者:肖新兰, E-mail: jx\_xiaoxinlan@sina.com

ADC, D), 反映组织扩散情况; 快速扩散运动系数 (fast ADC,  $D^*$ ) 即水分子在血管中流动所产生的假扩散效果, 反映组织微循环灌注情况; 微循环灌注分数 (fraction of fast ADC,  $f$ ) 代表快速扩散运动的体积分数<sup>[4]</sup>。

本研究采用 17 个  $b$  值 ( $0 \sim 3000 \text{ s/mm}^2$ ) IVIM-DWI 技术, 通过与常规 DWI 和三维伪连续动脉自旋标记 (3-dimensional pseudocontinuous arterial spin labeling, 3D-PCASL) 技术进行对比分析, 旨在探讨该技术在胶质瘤术前分级中的临床应用价值。

## 材料与方法

### 1. 临床资料

采用回顾性研究, 将本院 2014 年 9 月—2016 年 7 月经病理证实为胶质细胞瘤的 65 例患者纳入研究, 其中男 37 例, 女 28 例, 年龄 9~73 岁, 平均 46.4 岁。纳入标准: ①经手术病理确诊为胶质细胞瘤 (WHO I~IV 级); ②MRI 图像质量符合诊断要求; ③术前未行放疗化疗及其它抗肿瘤性治疗。排除标准: ①经立体定向活检确诊的患者; ②行部分肿瘤切除术的患者。65 例中 LGG 组 34 例 (WHO I 级 4 例, II 级 30 例), HGG 组 31 例 (WHO III 级 14 例, IV 级 17 例)。

### 2. MRI 序列及参数

使用 GE Signa Excite HDxt 3.0T 磁共振扫描仪和头颅 8 通道相控阵线圈。所有患者术前行常规 MRI 平扫、IVIM-DWI、3D-PCASL 和对比增强  $T_1$  WI 扫描。DWI 扫描参数: TR 5600 ms, TE Minimum, 视野  $240 \text{ mm} \times 240 \text{ mm}$ , 层厚 5 mm, 层间距 1.5 mm,  $b$  值 0、1000  $\text{s/mm}^2$ , 激励次数 1, 扫描时间 45 s。IVIM-DWI 扫描参数: EPI 序列, TR 4000 ms, TE 95.1 ms, 视野  $240 \text{ mm} \times 240 \text{ mm}$ , 层厚 5 mm, 层间距 1 mm, 采用 0、20、40、60、80、100、120、140、160、180、200、600、1000、1500、2000、2500 和  $3000 \text{ s/mm}^2$  共 17 个  $b$  值, 3 个垂直方向同时施加,  $b$  值为 20~200、600~1000、1500~3000  $\text{s/mm}^2$  时激励次数分别为 2、1 和 4 次, 扫描时间 6 min 32 s。

3D-PCASL 扫描参数: 三维容积扫描, 视野  $240 \text{ mm} \times 240 \text{ mm}$ , 层厚 4 mm, 层间距 1 mm, 标记延迟时间 1525 ms, 旋臂 6, 激励次数 3, 扫描时间 4 min 16 s。

### 3. 图像处理及数据分析

图像及数据的导入: 将 IVIM、DWI 和 ASL 成像的原始数据导入 GE AW4.6 工作站, 手动校正和降噪, 然后使用 Function tool 中的专用软件对数据进行后处理, 获得  $D$ 、 $D^*$ 、 $f$ 、ADC 及肿瘤血流灌注量 (cerebral blood flow, CBF) 图像。

感兴趣区的选择: 结合常规 DWI、增强扫描及 ASL 图像, 选取病灶截面积最大层面。低级别胶质瘤

选取 DWI 上呈稍高信号或有强化或 ASL 图像上的高灌注区域, 手动绘制感兴趣区 (图 1); 高级别胶质瘤选取 DWI 上呈高信号、强化明显且 ASL 图像上的高灌注区域, 手动绘制感兴趣区 (图 2)。尽量避开囊变、坏死区及血管, 每种图像上重复测量 3 次, 取均值, ROI 面积约  $50 \text{ mm}^2$ 。

### 4. 统计学方法

所有数据采用 SPSS 23.0 软件进行统计分析。所有参数值均用均数  $\pm$  标准差 ( $\bar{x} \pm s$ ) 表示。采用独立样本  $t$  检验或校正  $t$  检验, 比较 HGG 和 LGG 组间 ADC、CBF、 $D$ 、 $D^*$  和  $f$  值的差异。采用两变量 Pearson 相关性分析, 分别比较  $D$ 、 $D^*$  和  $f$  值与 ADC 和 CBF 值之间的关系。对所有参数值进行受试者工作特征曲线 (receiver operation characteristic curve, ROC) 分析, 计算曲线下面积 (area under curve, AUC), 得到其诊断阈值、敏感度及特异度。  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

## 结果

两组中各项参数的测量值及统计学分析结果见表 1、图 3~4。HGG 组中肿瘤的 ADC、 $D$  和  $f$  值均显著低于 LGG 组, 差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。HGG 组中肿瘤的 CBF 和  $D^*$  值显著高于 LGG 组, 差异有统计学意义 ( $P < 0.05$ )。而两组间  $f \times D^*$  值的差异无统计学意义 ( $P < 0.05$ )。

表 1 两组中各项参数值及统计学分析结果

参数 <sup>#</sup>	HGG 组	LGG 组	$P$ 值	$t$ 值
ADC	0.763 $\pm$ 0.162	1.075 $\pm$ 0.308	0.000	5.159
CBF	118.20 $\pm$ 53.72	55.26 $\pm$ 52.45	0.000	4.776
$D$	0.573 $\pm$ 0.143	0.825 $\pm$ 0.249	0.000	5.050
$D^*$	4.133 $\pm$ 1.882	2.607 $\pm$ 0.530	0.000	4.359
$f$	0.387 $\pm$ 0.126	0.513 $\pm$ 0.147	0.000	3.686
$f \times D^*$	1.539 $\pm$ 0.645	1.346 $\pm$ 0.495	0.177	1.367

注: <sup>#</sup> ADC、 $D$ 、 $D^*$  和  $f \times D^*$  的单位:  $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ;  $f$  的单位: %; CBF 的单位:  $\text{mL}/(\text{min} \cdot 100\text{g})$ 。

IVIM-DWI 获得的参数值 ( $D$ 、 $D^*$  和  $f$  值) 与常规 DWI 和 ASL 成像测量的参数值分别进行两变量相关性分析, 结果见表 2。ADC 值与  $D$  和  $f$  值呈正相关关系, 与  $D^*$  值呈负相关关系。CBF 值与  $D^*$  值呈正相关关系, 与  $D$  值呈负相关关系, 与  $f$  值无显著相关性。

表 2  $D$ 、 $D^*$  和  $f$  值与 ADC 和 CBF 值的相关性分析

参数	ADC		CBF	
	$r$ 值	$P$ 值	$r$ 值	$P$ 值
$D$	0.953	0.000	-0.467	0.000
$D^*$	-0.280	0.024	0.271	0.029
$f$	0.659	0.000	-0.216	0.085

各参数值的 ROC 曲线分析结果见表 3。当  $D$  值取  $0.688 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 、 $D^*$  值取  $2.77 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  时, 可作为高、低级别胶质瘤分级的参考阈值。6 个参

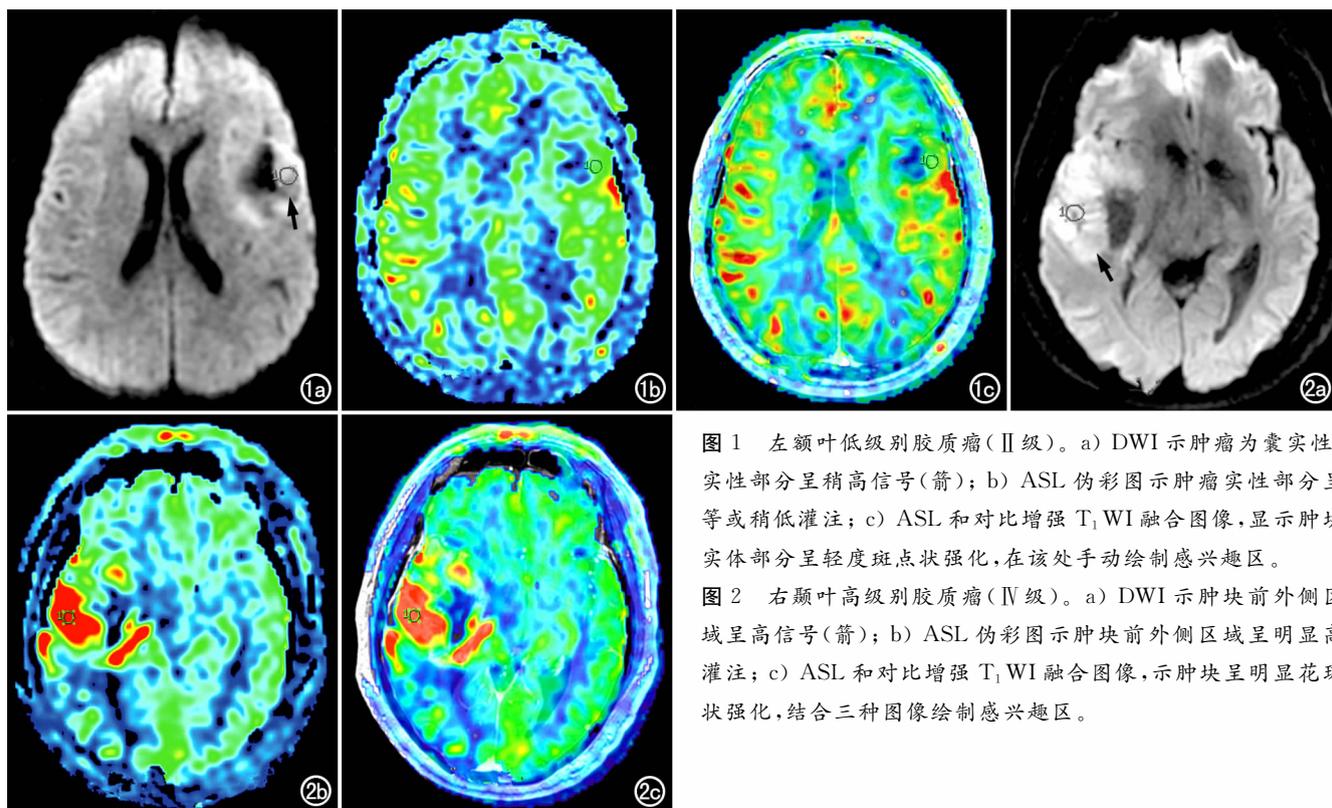


图1 左额叶低级别胶质瘤(Ⅱ级)。a) DWI示肿瘤为囊实性,实性部分呈稍高信号(箭);b) ASL伪彩图示肿瘤实性部分呈等或稍低灌注;c) ASL和对比增强 $T_1$ WI融合图像,显示肿块实性部分呈轻度斑点状强化,在该处手动绘制感兴趣区。

图2 右额叶高级别胶质瘤(Ⅳ级)。a) DWI示肿块前外侧区域呈高信号(箭);b) ASL伪彩图示肿块前外侧区域呈明显高灌注;c) ASL和对比增强 $T_1$ WI融合图像,示肿块呈明显花环状强化,结合三种图像绘制感兴趣区。

数中以 $D^*$ 值的诊断效能最好( $AUC=0.889$ ),敏感度和特异度分别为93.5%和73.5%;以 $f \times D^*$ 值的诊断效能最低。

表4 各项参数的ROC曲线分析结果

参数 <sup>#</sup>	AUC	诊断阈值	敏感度	特异度
ADC	0.796	0.98	93.5%	58.8%
D	0.796	0.688	87.1%	61.8%
f	0.745	0.452	74.2%	67.6%
CBF	0.844	57.05	93.5%	67.6%
$D^*$	0.889	2.77	93.5%	73.5%
$f \times D^*$	0.587	1.32	61.3%	64.7%

注:<sup>#</sup>ADC、D、 $D^*$ 、 $f \times D^*$ 的单位: $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ;f的单位:%;CBF的单位: $\text{mL}/(\text{min} \cdot 100\text{g})$ 。

## 讨论

胶质瘤是最常见的原发性颅内肿瘤,起源于神经上皮,高级别胶质瘤(Ⅲ、Ⅳ级)约占所有胶质瘤的75%<sup>[5-6]</sup>,其中以胶质母细胞瘤最常见,其内血管丰富,具有高度侵袭性,恶性程度极高。

本研究结果发现,高级别胶质瘤组的ADC和D值均显著低于低级别组( $P < 0.05$ ),与大部分学者的研究结果一致<sup>[7-9]</sup>。D值主要反映活体组织内水分子的自由扩散,高级别组D值减低说明肿瘤的病理分级越高,肿瘤细胞密度越大,其内水分子的运动受限程度越高,这一表现与常规DWI类似,符合肿瘤组织的病理学机制<sup>[10]</sup>。而且本研究结果显示,D值与ADC值呈明显正相关关系( $r=0.953$ ),且它们的ROC曲线的AUC完全一致( $AUC=0.796$ ),即诊断效能基本一致。尽管有学者认为D值比ADC值诊断效能更

好<sup>[8,11]</sup>,但也有学者的结论相反<sup>[9]</sup>。但常规DWI的扫描时间仅为IVIM-DWI的1/6,二者各有优势。

本研究结果显示,高级别胶质瘤组的平均CBF和 $D^*$ 值均显著高于低级别组( $P < 0.05$ ),且 $D^*$ 值的诊断效能比CBF值更好,这与Lin等<sup>[9]</sup>的研究结果基本一致。也有学者认为CBF值的诊断效能比 $D^*$ 值好<sup>[8,11]</sup>,认为 $D^*$ 值对毛细血管内的血流较敏感,易受脑脊液流动及囊性坏死区域部分容积效应的影响,可重复性较差,诊断效能较差。我们认为造成上述结果差异的主要原因有以下两点:首先,本研究的IVIM双指数模型共采用17个b值,其中11个介于0~200  $\text{s}/\text{mm}^2$ 之间,明显多于以往的研究,而b值小于200  $\text{s}/\text{mm}^2$ 被认为代表灌注相关成分,b值越多越能反映肿瘤的真实扩散和灌注信息;其次,胶质瘤存在明显的异质性,强化区仅代表血脑屏障破坏程度,而CBF值能反映肿瘤血管增殖最活跃区<sup>[12]</sup>。我们手动绘制的感兴趣区是对照观察3组图像,选择的是ASL高灌注区、DWI高信号区且强化明显的区域,更能代表肿瘤恶性程度较高区域。本研究发现 $D^*$ 值与CBF呈正相关( $r=0.271$ ),与Lin等<sup>[9]</sup>的研究结果不同。但二者相关性较差, $D^*$ 值并不能完全取代CBF值。

f值代表 $D^*$ 所占的容积分数,理论上胶质瘤级别越高,血供越丰富,二者呈指数增长。本研究显示,HGG组的f值( $0.387\% \pm 0.126\%$ )低于LGG组( $0.513\% \pm 0.147\%$ ),且与CBF值无明显相关性。f值是目前争议最大的一个参数。有学者<sup>[11]</sup>认为,f值

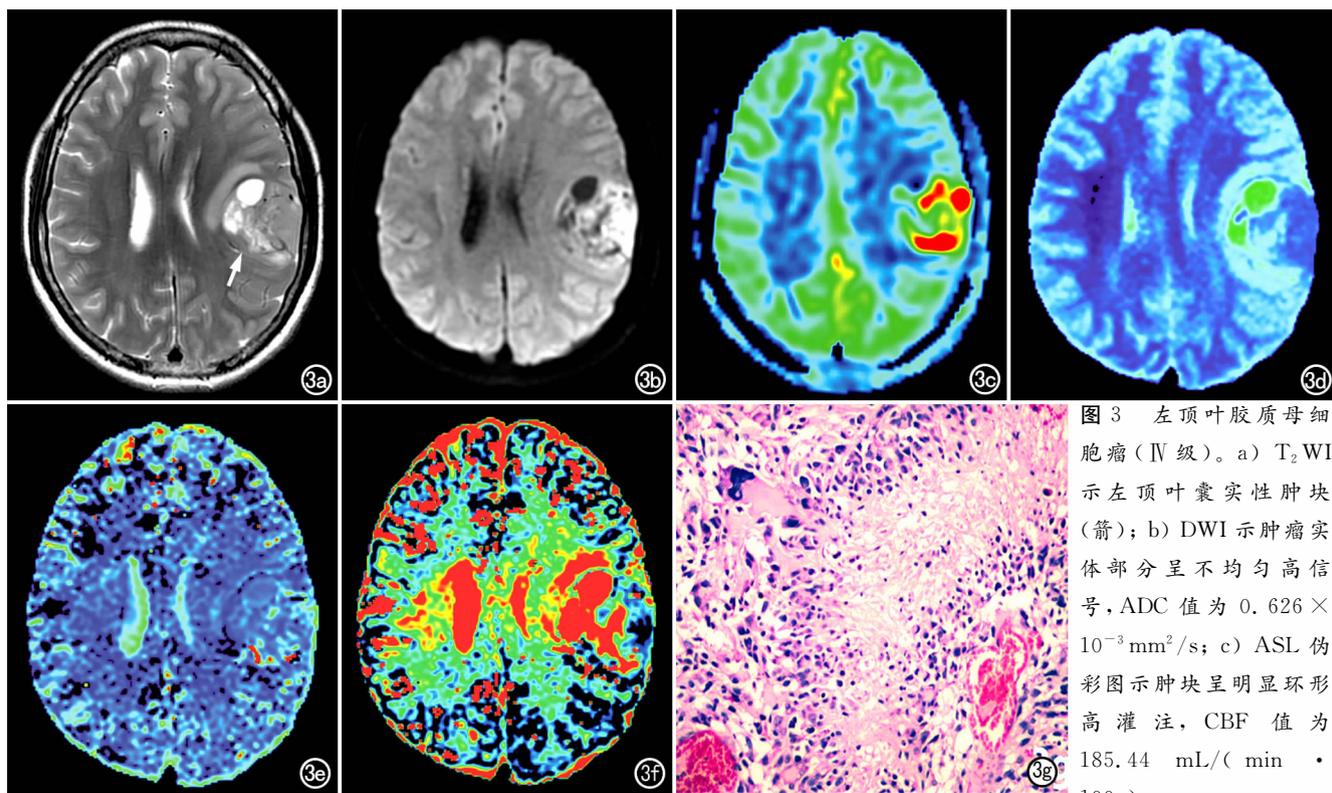


图3 左顶叶胶质母细胞瘤(Ⅳ级)。a) T<sub>2</sub>WI示左顶叶囊实性肿块(箭); b) DWI示肿瘤实体部分呈不均匀高信号,ADC值为 $0.626 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; c) ASL伪彩图示肿块呈明显环形高灌注,CBF值为 $185.44 \text{ mL}/(\text{min} \cdot 100\text{g})$ ;

d) 肿瘤实质区D值为 $0.499 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; e) 肿瘤实质区D\*值为 $4.99 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; f) 肿瘤实质区f值为0.352%; g) 镜下示肿瘤细胞异形性明显,见奇异型核及栅栏状坏死( $\times 100$ , HE)。

与CBF值呈正相关,且f值有较好的诊断效能(AUC=0.881);而其他学者<sup>[8-11]</sup>认为,f值与CBF值呈负相关,诊断效能较好(AUC=0.769)。有研究者<sup>[13]</sup>分析认为,这种现象与TE的取值有关,TE时间越长,低b

值的信号衰减越明显,f值越大。但回顾前面几位研究者<sup>[7-9,11]</sup>的扫描序列和参数,即使TE时间为minimum,f值仍与理论相悖。我们认为可能与高b值的选择有关,所有f值与理论一致的研究中最大b值达

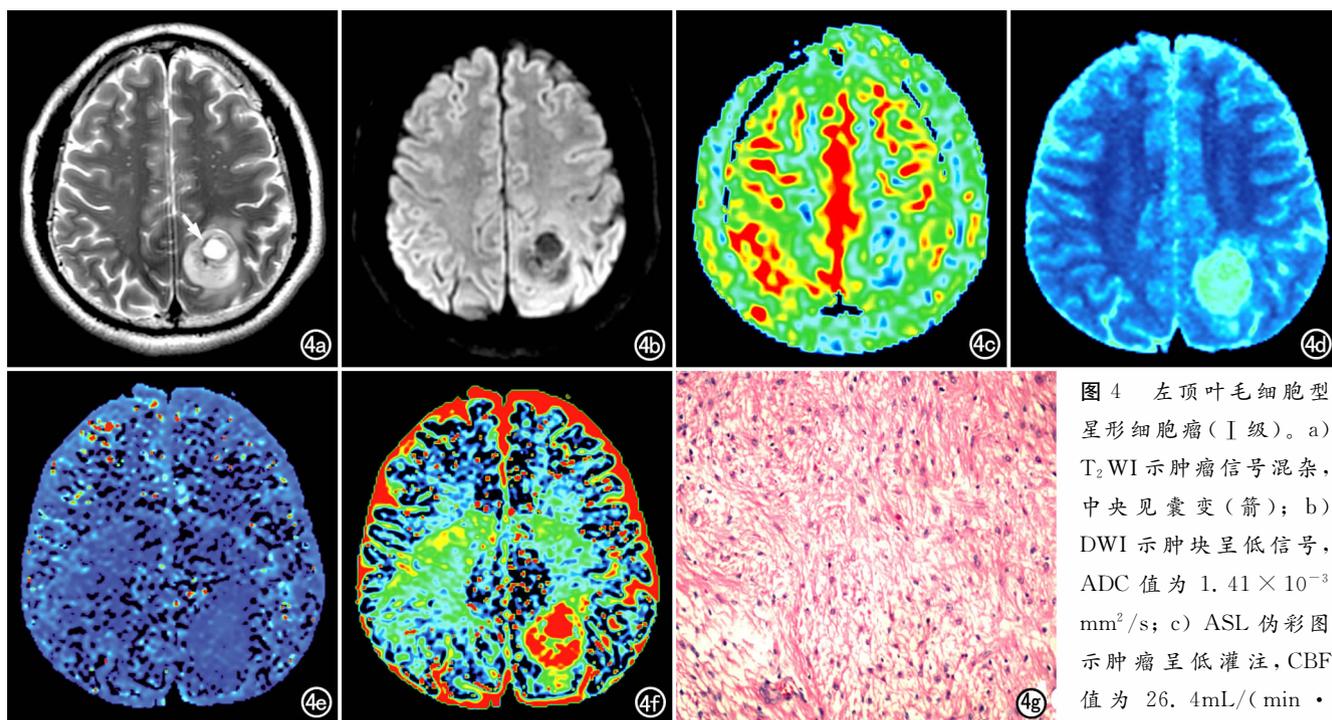


图4 左顶叶毛细胞型星形细胞瘤(Ⅰ级)。a) T<sub>2</sub>WI示肿瘤信号混杂,中央见囊变(箭); b) DWI示肿块呈低信号,ADC值为 $1.41 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; c) ASL伪彩图示肿瘤呈低灌注,CBF值为 $26.4 \text{ mL}/(\text{min} \cdot 100\text{g})$ ;

d) 肿瘤实质区D值为 $1.09 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; e) 肿瘤实质区D\*值为 $2.61 \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; f) 肿瘤实质区f值为0.623%; g) 镜下示肿瘤细胞呈“双相型”,致密区可见含Rosenthal纤维的梭形细胞,疏松区有多极细胞伴微囊形成( $\times 100$ , HE)。

到 3000 或 3500s/mm<sup>2</sup>, 而 f 值与理论相反的研究中最大 b 值仅为 1000 或 1300s/mm<sup>2</sup>。既往认为 b 值越大, 信号衰减越明显, D\* 值相对越小<sup>[8]</sup>。或许 f 值的差异也可能与高 b 值这个因素有关, 但未得到相应证实, 有待更多研究。

f×D\* 值代表组织的相对灌注, Shen 等<sup>[11]</sup>认为 f×D\* 值与 CBF 值呈明显正相关, 且对于区分高级别与低级别胶质瘤的诊断效能最佳 (AUC=0.979), 同样也适用于 II 级与 III 级胶质瘤的鉴别。然而, 本研究中发现 f×D\* 值在高低级别胶质瘤的分级中无统计学意义, 在所有参数中诊断效能最差 (AUC=0.587)。造成结果较大差异的原因在于 f 值结果与理论相悖, 与 CBF 值无相关性。本研究亦对 III 级与 IV 级胶质瘤的各参数进行统计学分析, 发现没有任何参数值有统计学意义。

本研究存在以下局限: 首先, 相同级别胶质瘤中含有不同种类的胶质瘤, 如同为 II 级的星形细胞瘤和少突胶质细胞瘤, 病理表现上会有差别<sup>[14]</sup>, 一定程度上会影响统计结果的可靠性。其次, IVIM 技术是在一定假设条件下进行的计算模型, 受 b 值大小和多少的影响<sup>[15]</sup>。且本研究中 MRI 参数并未与胶质瘤的分子病理参数如 IDH、1p19q 等进行对照分析。最后, 不同的感兴趣区的选择及其大小可能会影像数据测量的准确性。

总之, IVIM 双指数模型 DWI 具有将单纯水分子扩散与肿瘤组织微循环灌注信息进行分离并量化的优势, 其中 D 和 D\* 值均可作为高、低级别胶质瘤分级的依据, IVIM 技术与 DWI 和 ASL 成像各有优势, 可互为补充。IVIM 技术中 b 值的选取需要不断调试优化, 以后将更加广泛的应用于科研和临床, 尤其是对临床肿瘤的研究应用。

#### 参考文献:

- [1] Louis DN, Perry A, Reifenberger G, et al. The 2016 WHO classification of tumors of the central nervous system: a summary[J]. *Acta Neuropathol*, 2016, 131(6):803-820.
- [2] 张洁, 薛华丹, 张玮, 等. 多 b 值 DWI 与宫颈癌病理学特征的相关

- 性研究[J]. *放射学实践*, 2014, 29(2):127-130.
- [3] 韦素岚, 叶枫, 余小多, 等. 体素内不相干运动 DWI 对肝脏良恶性病变的诊断价值[J]. *放射学实践*, 2016, 31(4):364-368.
- [4] Federau C, O'Brien K, Meuli R, et al. Measuring brain perfusion with intravoxel incoherent motion (IVIM): initial clinical experience [J]. *J Magn Reson Imaging*, 2014, 39(3):624-632.
- [5] Narita Y. Current knowledge and treatment strategies for grade II gliomas[J]. *Neurol Med Chir (Tokyo)*, 2013, 53(7):429-437.
- [6] Parsons DW, Jones S, Zhang X, et al. An integrated genomic analysis of human glioblastoma multiforme [J]. *Science*, 2008, 321(5897):1807-1812.
- [7] Bisdas S, Koh TS, Roder C, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging of gliomas: feasibility of the method and initial results[J]. *Neuroradiology*, 2013, 55(10):1189-1196.
- [8] Hu YC, Yan LF, Wu L, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion weighted MR imaging of gliomas: efficacy in preoperative grading[J/OL]. *Sci Rep*, 2014, 4:7208. DOI:10.1038/srep07208.
- [9] Lin Y, Li J, Zhang Z, et al. Comparison of intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging and arterial spin labeling MR imaging in gliomas[J]. *Biomed Res Int*, 2015:234245. DOI:10.1155/2015/234245.
- [10] Giles S, Morgan VA, Riches SF, et al. Apparent diffusion coefficient as a predictive biomarker of prostate cancer progression: value of fast and slow diffusion components[J]. *AJR*, 2011, 196(3):586-591.
- [11] Shen N, Zhao L, Jiang J, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging analysis of diffusion and microperfusion in grading gliomas and comparison with arterial spin labeling for evaluation of tumor perfusion[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2016, 44(3):620-632.
- [12] Kim MJ, Kim HS, Kim JH, et al. Diagnostic accuracy and inter-observer variability of pulsed arterial spin labeling for glioma grading[J]. *Acta Radiol*, 2008, 49(4):450-457.
- [13] Lemke A, Laun FB, Simon D, et al. An in vivo verification of the intravoxel incoherent motion effect in diffusion-weighted imaging of the abdomen[J]. *Magn Reson Med*, 2010, 64(6):1580-1585.
- [14] Walker C, Baborie A, Crooks D, et al. Biology, genetics and imaging of glial cell tumors[J]. *Br J Radiol*, 2011, 84(2):90-106.
- [15] Lemke A, Stieltjes B, Schad LR, et al. Toward an optimal distribution of b values for intravoxel incoherent motion imaging[J]. *Magn Reson Imaging*, 2011, 29(6):766-776.

(收稿日期:2016-12-30 修回日期:2017-03-15)