



· 综述 ·

扩散磁共振成像在脑胶质瘤分级中的应用研究进展

韩雷¹, 张洪英²

1. 扬州大学临床医学院影像科, 江苏扬州 225001;
2. 苏北人民医院影像科, 江苏扬州 225001

[摘要] 胶质瘤是最常见的中枢神经系统恶性肿瘤, 高级别胶质瘤 (high-grade glioma, HGG) 与低级别胶质瘤 (low-grade glioma, LGG) 的治疗方案不同, 故胶质瘤术前分级有着重要的临床意义。扩散磁共振成像能够识别异常组织结构内改变的水分子运动, 为胶质瘤的术前分级提供重要的参考依据。

[关键词] 胶质瘤; 分级; 扩散磁共振成像; 扩散加权成像

DOI: 10.19732/j.cnki.2096-6210.2019.04.011

中图分类号: R739.41; R445.2 文献标志码: A 文章编号: 2096-6210(2019)04-0265-06

Application and research progress of diffusion magnetic resonance imaging in brain glioma grading HAN Lei¹, ZHANG Hongying² (1. Department of Medical Imaging, Clinical Medical College, Yangzhou University, Yangzhou 225001, Jiangsu Province, China; 2. Department of Imaging, Northern Jiangsu People's Hospital, Yangzhou 225001, Jiangsu Province, China)

Correspondence to: ZHANG Hongying E-mail: zhyingll@aliyun.com

[Abstract] Glioma is the most common malignant tumors of the central nervous system. The treatment of high-grade glioma is different from that of low-grade glioma, so preoperative grading is important for clinical decision. Diffusion magnetic resonance imaging can detect the alternate motion of water molecules in the abnormal tissue structure, and provide important reference for the preoperative glioma grading.

[Key words] Glioma; Grade; Diffusion magnetic resonance imaging; Diffusion-weighted imaging

胶质瘤约占全脑及中枢神经系统肿瘤的30%、恶性脑瘤的80%, 是最常见的中枢神经系统恶性肿瘤, 胶质瘤级别越高, 恶性程度也越高^[1-2]。低级别胶质瘤 (low-grade glioma, LGG) 具有向恶性肿瘤转化的倾向, 手术全切目前是LGG首选治疗方式, 通常根据患者的肿瘤进展程度决定术后是否联合化疗或延迟化疗^[3]; 高级别胶质瘤 (high-grade glioma, HGG) 恶性程度高, 易复发, 2年生存率仍然比较低, 标准治疗包括在最大安全范围内的手术切除和术后辅助联合化疗^[2]。由于治疗方案的不同, 胶质瘤术前分级就显得尤为重要。胶质瘤

具有不同程度的肿瘤细胞增生、核多形性及组织内血管内皮增生等特点, 同时破坏并取代正常脑组织, 浸润到邻近的脑组织, 导致大脑微环境的改变, 从而影响脑组织细胞内外的水分子扩散^[4]。而扩散磁共振成像可以根据水分子的扩散提供丰富的微观组织结构信息, 并且具有无创性, 在胶质瘤的术前分级中已被广泛研究。目前用于脑胶质瘤术前分级的扩散磁共振成像技术主要有扩散加权成像 (diffusion-weighted imaging, DWI)、体素内非相干运动 (intravoxel incoherent motion, IVIM)、扩散张量成像 (diffusion tensor imaging, DTI)、扩散峰度成像 (diffusion

基金项目: 国家自然科学基金 (81471642)。

通信作者: 张洪英 E-mail: zhyingll@aliyun.com

kurtosis imaging, DKI)及神经突起方向离散度与密度成像(neurite orientation dispersion and density imaging, NODDI)等。其中DWI因为扫描速度快,已经作为磁共振常规扫描序列,具有突出的临床实用价值。不同的扩散磁共振成像各具特点,均可为脑胶质瘤术前分级提供诊断依据,本研究将逐一对以上扩散磁共振成像技术在胶质瘤分级中的应用研究进展进行论述。

1 DWI的原理及其在胶质瘤分级中的应用研究进展

1.1 DWI原理

DWI利用表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)定量肿瘤组织中水分子扩散受到的阻碍程度。ADC值是在扩散权重(b 值)增加时用单指数拟合观察到的信号衰减得出。其值与细胞数量呈负相关,突出肿瘤组织中细胞数量的增加。细胞数量越多,水分子运动越慢,ADC值也就越小。因此,DWI探测到的水分子异常扩散可以在细胞水平上反映水分子的受限运动、组织结构的变化,使其成为可重复、评价效果良好的定量成像生物标志物^[5-7]。

1.2 DWI在胶质瘤分级中的应用研究进展

DWI在胶质瘤术前分级的临床应用方面已有诸多报道。Darbar等^[8]分析比较了19例LGG与29例HGG肿瘤实质区域的ADC值后发现,LGG组实质区域的平均最低ADC值明显高于HGG组,受试者工作特征(receiver operator characteristic, ROC)曲线的曲线下面积(area under curve, AUC)为0.80。Yazdani等^[9]对瘤周ADC值标准化后(瘤周/正常白质),分析比较5例LGG与16例HGG瘤周区域的ADC值,发现HGG组的瘤周平均ADC值和25%的ADC值明显低于LGG组,瘤周ADC值反映的肿瘤浸润程度比常规磁共振成像显示的异常范围更大。Xu等^[10]同时比较了20例LGG与29例HGG肿瘤实质区域的相对ADC值(肿瘤实质/正常白质)与肿瘤内磁敏感信号强度(intratumoral susceptibility signal intensity, ITSS),发现HGG组的相对ADC值明显低于LGG组。相对ADC阈值为1.497时,诊断HGG的灵敏度、特异度、阳性预测

值和阴性预测值分别为86.2%、85.0%、89.3%和81.0%,AUC为0.903,诊断HGG的效能优于ITSS(AUC=0.826)。Tan等^[11]同时运用多超高 b 值扩散加权成像(multi-ultrahigh- b -value diffusion-weighted imaging, UHBV-DWI)和传统的DWI序列对15例低级别星型细胞瘤(low grade astrocytoma, LGA)与25例高级别星型细胞瘤(high-grade astrocytoma, HGA)ADC值进行比较,发现LGA实质区域的ADC值 $[(1.04 \pm 0.09 \times 10^{-3}) \text{ mm}^2/\text{s}]$ 明显高于HGA $[(0.97 \pm 0.08 \times 10^{-3}) \text{ mm}^2/\text{s}]$,HGA的UHBV-DWI ADC值 $[(0.14 \pm 0.01 \times 10^{-3}) \text{ mm}^2/\text{s}]$ 高于LGA $[(0.12 \pm 0.02 \times 10^{-3}) \text{ mm}^2/\text{s}]$ 。并且ROC显示UHBV-DWI ADC值的AUC(0.810)明显高于DWI ADC值的AUC(0.713)。UHBV-DWI对HGA与LGA的鉴别效能优于传统DWI序列,但瘤周区域的UHBV-DWI ADC值与DWI ADC值在HGA与LGA之间差异无统计学意义。

DWI作为临床中常规的扫描序列,肿瘤实质区域的ADC值对胶质瘤的分级具有重要的参考价值,且UHBV-DWI分级效能更佳。因瘤周区域的研究结果不尽相同,仍需要进一步研究提高其可信度。

2 IVIM的原理及其在胶质瘤分级中的应用研究进展

2.1 IVIM原理

DWI的定量指标ADC值是根据扩散加权图像运用单指数模型计算得出,该模型计算出的ADC值同时受组织扩散和毛细血管微循环的影响,所以组织ADC值由于微循环的灌注影响通常高于预期^[12-14]。IVIM使用更为复杂的双指数模型来描述信号衰减和 b 值之间的关系,从而将灌注信息从扩散数据中分离出来。IVIM可以分别得出反映组织扩散程度和灌注信息的定量参数,包括:真实扩散系数 D 、灌注相关的假扩散系数 D^* 和灌注分数 f ; D 值代表单纯的水分子扩散运动, D^* 值由组织血管微循环产生,代表体素内非相干运动,单位均为 mm^2/s , f =灌注相关扩散/总扩散。在正常灌注组织中, b 值 $<200 \text{ s}/\text{mm}^2$ 时,灌注对扩散信号影响显著;而在 b 值 $>200 \text{ s}/\text{mm}^2$ 时,扩

散信号大部分由真实扩散组成。低 b 值计算出的ADC对灌注敏感,同时受到扩散效应的影响,高 b 值的ADC主要是对扩散敏感^[14-15]。

2.2 IVIM在胶质瘤分级中的应用研究进展

IVIM在胶质瘤术前分级的临床应用研究相对较少。Zou等^[16]整理了26例LGG(Ⅱ级)与25例HGG(Ⅲ级14例,Ⅳ级11例)肿瘤实质IVIM的参数,分析比较后发现HGG组的 f 值高于LGG组,差异有统计学意义($P<0.001$); D 值低于LGG组,差异有统计学意义($P<0.001$);而两组间的 D^* 值差异无统计学意义。对Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ级胶质瘤进行两两比较, D 值与 f 值在Ⅱ级与Ⅲ级、Ⅱ级与Ⅳ级之间差异有统计学意义;在Ⅲ、Ⅳ级之间差异无统计学意义; D^* 值在各组间差异均无统计学意义。徐蒙莱等^[17]对27例HGG和17例LGG的IVIM参数进行比较,发现HGG组的 f 值显著高于LGG组($P=0.002$); D 值显著低于LGG组($P=0.015$);但 D^* 值显著高于LGG组($P=0.019$)。Hino等^[18]采用不同数量 b 值(3个与13个)计算出 f 值与 D 值,对10例LGG与21例HGG的肿瘤实质部分进行比较,结果HGG组的最大 f 值均显著高于LGG组,ROC曲线分析显示3个 b 值和13个 b 值获得的最大 f 值的AUC分别为0.990和0.967,均具有良好诊断效能,而最小 D 值在两组间差异无统计学意义;同时发现两种数量 b 值在胶质瘤中得出的最大 f 值与最小 D 值存在良好的相关性与一致性,3个 b 值算出的最大 f 值明显低于13个 b 值算出的最大 f 值,而最小 D 值在两者间没有明显不同。

IVIM可以在观察组织内水分子扩散的同时得出组织内的灌注信息,对胶质瘤术前分级具有重要的价值,但以往研究的结论存在不一致情况,仍需大样本深入研究,以提高IVIM在胶质瘤术前分级中的准确率。

3 DTI的原理及其在胶质瘤分级中的应用研究进展

3.1 DTI原理

DWI假设水分子在组织内各个方向运动的速率是一致的,但水分子向周围扩散的速率往往不同。DTI是DWI的一种延伸,其可区分组织内水

分子运动的差异,即水分子扩散的各向异性,并定量水分子在三维空间中的运动。DTI的主要参数包括部分各向异性(fractional anisotropy, FA)、相对各向异性(relatively anisotropy, RA)、ADC、平均扩散率(mean diffusivity, MD)、轴向扩散系数(axial diffusivity, AD)、径向扩散系数(radial diffusivity, RD)、平面张量(planar tensor, Cp)、球面张量(spherical tensor, Cs)和线性张量(linear tensor, Cl)等。FA指各向异性部分占整个扩散张量的比值,范围0~1,其值越大,代表组织的方向性越强;RA指各向异性部分与各项同性部分的比值,亦代表各向异性扩展程度,范围0~ $\sqrt{2}$,值越大,各向异性比重越大;ADC反映水分子在组织平面内的扩散能力,其值越大,说明水分子扩散能力超强;MD代表组织内的某一区域水分子平均扩散能力,与水分子的扩散方向无关;AD、RD分别代表平行、垂直于轴突束的微观水运动;Cp表示平面张量,Cs表示各向同性张量,Cl表示线性张量^[19-23]。

3.2 DTI在胶质瘤分级中的应用研究进展

DTI在临床上主要用于评估肿瘤对大脑白质纤维束的影响,包括纤维束被压迫的情况及完整性受到破坏的程度,为手术方式、穿刺定位等提供依据^[24-26]。DTI在胶质瘤分级中的研究相对较少,Jiang等^[22]研究比较了21例LGG与32例HGG的DTI参数,LGG组与HGG组肿瘤实质区AD值(1.35 ± 0.36 vs. 1.16 ± 0.34)差异有统计学意义($t=2.048$, $P=0.046$),两组间邻近水肿区白质的Cs值和Cl值差异有统计学意义($t=-2.171$, $P=0.035$; $t=2.324$, $P=0.024$)。Zhao等^[27]分析比较了DTI部分参数在24例LGG与28例HGG之间的差异,发现HGG组的FA值显著高于LGG组(0.18 ± 0.05 vs. 0.14 ± 0.04),差异有统计学意义($P=0.02$),而MD值显著低于LGG组[($1.28 \pm 0.26 \times 10^{-3}$) mm^2/s vs. $1.61 \pm 0.30 \times 10^{-3}$] mm^2/s ,差异有统计学意义($P<0.001$)。Takano等^[28]以21例Ⅱ级与10例Ⅲ级无强化胶质瘤二维平面内的整个病灶勾画感兴趣区(region of interest, ROI),得出

Ⅱ、Ⅲ级胶质瘤的最大FA值分别为 0.51 ± 0.17 和 0.51 ± 0.15 , 差异无统计学意义 ($P=0.95$)。

DTI在胶质瘤的术前分级中有一定的价值, 但部分研究结果存在矛盾与争议, 有待进一步研究。DTI的主要作用体现在白质纤维成像方面, 可为胶质瘤手术方案制定、术后评价等提供有价值的信息。

4 DKI的原理及其在胶质瘤分级中的应用研究进展

4.1 DKI原理

DWI、DTI组织内的水分子扩散是布朗运动, 位移符合高斯分布, 但组织内的水分子运动受细胞器、细胞膜等微观结构的影响呈非高斯分布。DKI作为DTI的延伸, 引入非高斯分布模型, 定量水分子扩散偏离高斯分布的程度, 能更准确地反映组织内水分子的扩散情况。DKI的主要参数包括AD、轴向峰度(axial kurtosis, AK)、RD、径向峰度(radial kurtosis, RK)、平均峰度(mean kurtosis, MK)及MD。AD与RD各代表平行和垂直于主要扩散方向上的扩散程度; AK与RK各代表平行和垂直于主要扩散方向上的扩散峰度值; MK代表所有方向上扩散峰度的平均值^[29-31]。

4.2 DKI在胶质瘤分级中的应用研究进展

DKI在胶质瘤的分级中具有更高的灵敏度。Zhao等^[27]对52例胶质瘤患者进行前瞻性研究, 发现28例HGG的MK、AK及RK值均高于24例LGG, 差异有统计学意义 ($P<0.01$), ROC曲线分析显示MK值(特异度为100%, 灵敏度为79%)和KA值(特异度为96%, 灵敏度为82%)具有相同且最高的诊断效能(AUC为0.93), 优于DTI的所有参数; 此外Ⅲ级胶质瘤的MK、AK及RK值明显高于Ⅱ级胶质瘤, 差异有统计学意义 ($P \leq 0.01$); 同时发现AK值与Ki-67标记指数有显著相关性 ($r=0.72$), 得出AK值可作为预测胶质瘤分级、肿瘤细胞增殖率和*idh-1*基因突变状态的一个有潜力的影像学指标。Qi等^[32]发现13例LGG与26例HGG的12个DKI参数差异有统计学意义 ($P<0.05$)。MK值具有最佳的鉴别效能(AUC为0.925), 对应的灵敏度和特异度分别

为88.5%和84.6%, 优于DTI的相关参数。Vellmer等^[33]也指出DKI的MK、AK、RK值均可有效地区分HGG和LGG ($P<0.05$)。但DKI参数对诸多因素敏感, 从而影响鉴别的准确率。Huang等^[34]和Falk等^[35]通过Meta分析发现, DKI的MK值在鉴别HGG与LGG中具有较高的灵敏度和特异度。

DKI可提供更多有关微观结构的信息, 为胶质瘤的分级提供可靠的诊断依据。但是由于DKI扫描时间长、扩散参数对很多因素敏感等缺陷, 在推广前仍需改进以适应临床要求。

5 NODDI的原理及其在胶质瘤分级中的应用研究进展

5.1 NODDI原理

NODDI发展于受阻和受限扩散模型, 受阻扩散是水在神经细胞和胶质细胞等细胞膜所界定的胞膜外的扩散, 而受限扩散是指水在受限空间中的扩散^[36]。NODDI采用三室生物物理模型来描述细胞内(树突和轴突内的受限水)、细胞外(胶质细胞、神经细胞等胞体外受阻的各向异性水)和脑脊液(脑室等区域内的各向同性水)中的水分子。NODDI的代表性参数包括细胞内体积分数(intracellular volume fraction, ICVF)或神经束密度(tract density, TD)、方向扩散分数(orientation dispersion index, ODI)和各向同性扩散分数(isotropic diffusion fraction, ISO)。ICVF反映了神经束密度; ODI可推断和量化神经纤维(轴突和树突)的方向和结构, 其值较低, 表明组织更加一致; ISO描述符合高斯分布的各向同性扩散^[37]。

5.2 NODDI在胶质瘤分级中的应用研究进展

NODDI作为1项新兴的扩散磁共振成像技术, 迄今在胶质瘤分级中的应用研究并不多。Vellmer等^[33]研究发现磁共振扩散参数对许多因素都非常敏感, 在NODDI的参数中表现尤为明显。通过噪声校正、各向异性扩散滤波和3次样条插值对原始扩散数据进行预处理后, NODDI对胶质瘤分级的可靠性显著提高。同时该研究得出TD、ODI和ISO均可有效地鉴别LGG和HGG ($P<0.05$), TD、ODI在Ⅲ、Ⅳ级胶质瘤之间

差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。Zhao等^[38]对18例LGG(Ⅱ级)与24例HGG(Ⅲ级8例,Ⅳ级16例)进行比较时发现,在肿瘤实质区域HGG组的ICVF、ODI平均值高于LGG组,差异有统计学意义 ($P < 0.001$ 、 $P = 0.009$),且HGG组的ICVF和ODI的平均相对值(肿瘤实质/正常白质)也高于LGG,差异有统计学意义 ($P < 0.001$ 、 $P = 0.028$);而在瘤周区,HGG的ICVF平均值低于LGG,差异有统计学意义 ($P = 0.006$),ODI在两组之间差异无统计学意义。ROC曲线显示肿瘤实质区的ICVF对胶质瘤的分级具有最高的效能(AUC为0.81),最佳临界值为0.31时的特异度、灵敏度和准确率分别为78%、88%和83%,优于研究的DTI参数。同时得出结论:肿瘤实质ICVF值高(≥ 0.306)、瘤周ICVF值低(≤ 0.331)的肿瘤更可能是HGG;而肿瘤实质ICVF值低(< 0.306)、瘤周ICVF值较高(> 0.331)的肿瘤更倾向是LGG。进一步比较发现,Ⅲ级胶质瘤肿瘤实质区的ICVF、相对ICVF和相对ODI也高于Ⅱ级胶质瘤,差异有统计学意义 ($P = 0.011$ 、 $P = 0.028$ 、 $P = 0.035$);在Ⅲ级和Ⅳ级胶质瘤之间差异无统计学意义。Maximov等^[39]对24例胶质瘤(Ⅱ、Ⅲ、Ⅳ级各8例)研究后也发现,NODDI的参数TD、ODI可有效鉴别LGG与HGG,TD具有最高的诊断效能,优于DTI的所有参数。且TD在Ⅱ级与Ⅲ级、Ⅲ与Ⅳ级之间差异有统计学意义 ($P < 0.05$)。标准化后(肿瘤实质/正常白质),诊断效能略有提高。

NODDI作为一种新兴的扩散磁共振成像技术,在胶质瘤术前分级中的研究结果虽略有差异,但表现出较高的诊断效能,不足之处在于目前的相关研究较少且样本量较小,需要后续研究扩大样本量佐证以往的研究结果。

6 总结与展望

随着磁共振扩散成像技术的逐步发展,其对组织微观结构的改变愈发敏感,在胶质瘤术前分级中的作用也越来越显著,并且因其无创性更容易被临床接受。但新技术发展的同时也存在一些问题,如扫描时间长、扩散参数易受许多因素影响等。相信随着磁共振技术的发展、完善及研究

的深入,扩散磁共振成像将在胶质瘤分级中发挥更重要的作用。

[参 考 文 献]

- [1] GOODENBERGER M L, JENKINS R B. Genetics of adult glioma [J]. *Cancer Genet*, 2012, 205(12): 613–621.
- [2] OIKE T, SUZUKI Y, SUGAWARA K, et al. Radiotherapy plus concomitant adjuvant temozolomide for glioblastoma: Japanese mono-institutional results [J]. *PLoS One*, 2013, 8(11): e78943.
- [3] LE RHUN E, TAILLIBERT S, CHAMBERLAIN M C. Current management of adult diffuse infiltrative low grade gliomas [J]. *Curr Neurol Neurosci Rep*, 2016, 16(2): 15.
- [4] WALKER C, BABORIE A, CROOKS D, et al. Biology, genetics and imaging of glial cell tumours [J]. *Br J Radiol*, 2011, 84(2): S90–S106.
- [5] DONNERS R, BLACKLEDGE M, TUNARIU N, et al. Quantitative whole-body diffusion-weighted MR imaging. [J]. *Magn Reson Imaging Clin N Am*, 2018, 26(4): 479–494.
- [6] CARAVAN I, CIORTEA C A, CONTIS A, et al. Diagnostic value of apparent diffusion coefficient in differentiating between high-grade gliomas and brain metastases [J]. *Acta Radiol*, 2018, 59(5): 599–605.
- [7] PADHANI A R, KOH D M, COLLINS D J. Whole-body diffusion-weighted MR imaging in cancer: current status and research directions [J]. *Radiology*, 2011, 261(3): 700–718.
- [8] DARBAR A, WAQAS M, ENAM S F, et al. Use of preoperative apparent diffusion coefficients to predict brain tumor grade [J]. *Cureus*, 2018, 10(3): e2284.
- [9] YAZDANI M, RUMBOLDT Z, TABESH A, et al. Perilesional apparent diffusion coefficient in the preoperative evaluation of glioma grade [J]. *Clin Imaging*, 2018, 52: 88–94.
- [10] XU J, XU H, ZHANG W, et al. Contribution of susceptibility- and diffusion-weighted magnetic resonance imaging for grading gliomas [J]. *Exp Ther Med*, 2018, 15(6): 5113–5118.
- [11] TAN Y, ZHANG H, WANG X C, et al. The value of multi ultra high-*b*-value DWI in grading cerebral astrocytomas and its association with aquaporin-4 [J]. *Br J Radiol*, 2018, 91(1086): 20170696.
- [12] LE BIHAN D, BRETON E, LALLEMAND D, et al. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR imaging [J]. *Radiology*, 1988, 168(2): 497–505.
- [13] YE C, XU D, QIN Y, et al. Estimation of intravoxel incoherent motion parameters using low *b*-values [J]. *PLoS One*, 2019, 14(2): e0211911.
- [14] KOH D M, COLLINS D J, ORTON M R. Intravoxel incoherent motion in body diffusion-weighted MRI: reality and challenges [J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2011, 196(6): 1351–1361.
- [15] IIMA M, LE BIHAN D. Clinical intravoxel incoherent motion and diffusion MR imaging: past, present, and future [J]. *Radiology*, 2016, 278(1): 13–32.

- [16] ZOU T, YU H, JIANG C, et al. Differentiating the histologic grades of gliomas preoperatively using amide proton transfer-weighted (APTW) and intravoxel incoherent motion MRI [J] . NMR Biomed, 2017, 31(1): e3850.
- [17] 徐蒙莱, 陈宏伟, 汤群锋, 等. IVIM-DWI在胶质瘤分级中的诊断价值 [J] . 临床放射学杂志, 2018, 37(2): 182-189.
- [18] HINO T, TOGAO O, HIWATASHI A, et al. Clinical efficacy of simplified intravoxel incoherent motion imaging using three *b*-values for differentiating high- and low-grade gliomas [J] . PLoS One, 2018, 13(12): e0209796.
- [19] CHENEVERT T L, BRUNBERG J A, PIPE J G. Anisotropic diffusion in human white matter: demonstration with MR techniques *in vivo* [J] . Radiology, 1990, 177(2): 401-405.
- [20] BASSER P J, PIERPAOLI C. Microstructural and physiological features of tissues elucidated by quantitative-diffusion-tensor MRI.1996 [J] . J Magn Reson, 2011, 213(2): 560-570.
- [21] PAJEVIC S, ALDROUBI A, BASSER P J. A continuous tensor field approximation of discrete DT-MRI data for extracting microstructural and architectural features of tissue [J] . J Magn Reson, 2002, 154(1): 85-100.
- [22] JIANG L, XIAO C Y, XU Q, et al. Analysis of DTI-derived tensor metrics in differential diagnosis between low-grade and high-grade gliomas [J] . Front Aging Neurosci, 2017, 9: 271.
- [23] WANG S, KIM S, CHAWLA S, et al. Differentiation between glioblastomas, solitary brain metastases, and primary cerebral lymphomas using diffusion tensor and dynamic susceptibility contrast-enhanced MR imaging [J] . AJNR Am J Neuroradiol, 2011, 32(3): 507-514.
- [24] CHEN D, LI X, ZHU X, et al. Diffusion tensor imaging with fluorescein sodium staining in the resection of high-grade gliomas in functional brain areas [J] . World Neurosurg, 2019, 124: e595-e603.
- [25] CINALLI G, AGUIRRE D T, MIRONE G, et al. Surgical treatment of thalamic tumors in children [J] . J Neurosurg Pediatr, 2018, 21(3): 247-257.
- [26] ZHONG S, LI W, WANG B, et al. Selection of the best point and angle of lateral ventricle puncture according to DTI reconstruction of peripheral nerve fibers [J] . Medicine (Baltimore), 2018, 97(45): e13095.
- [27] ZHAO J, WANG Y L, LI X B, et al. Comparative analysis of the diffusion kurtosis imaging and diffusion tensor imaging in grading gliomas, predicting tumour cell proliferation and *IDH-1* gene mutation status [J] . J Neurooncol, 2019, 141(1): 195-203.
- [28] TAKANO K, KINOSHITA M, ARITA H, et al. Influence of region-of-interest designs on quantitative measurement of multimodal imaging of MR non-enhancing gliomas [J] . Oncol Lett, 2018, 15(5): 7934-7940.
- [29] JENSEN J H, HELPERN J A. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion by kurtosis analysis [J] . NMR Biomed, 2010, 23(7): 698-710.
- [30] JENSEN J H, HELPERN J A, RAMANI A, et al. Diffusional kurtosis imaging: the quantification of non-Gaussian water diffusion by means of magnetic resonance imaging [J] . Magn Reson Med, 2005, 53(6): 1432-1440.
- [31] GLENN G R, HELPERN J A, TABESH A, et al. Quantitative assessment of diffusional kurtosis anisotropy [J] . NMR Biomed, 2015, 28(4): 448-459.
- [32] QI X X, SHI D F, REN S X, et al. Histogram analysis of diffusion kurtosis imaging derived maps may distinguish between low and high grade gliomas before surgery [J] . Eur Radiol, 2018, 28(4): 1748-1755.
- [33] VELLMER S, TONOYAN A S, SUTER D, et al. Validation of DWI pre-processing procedures for reliable differentiation between human brain gliomas [J] . Z Med Phys, 2018, 28(1): 14-24.
- [34] HUANG R, CHEN Y, LI W, et al. An evidence-based approach to assess the accuracy of diffusion kurtosis imaging in characterization of gliomas [J] . Medicine (Baltimore), 2018, 97(44): e13068.
- [35] FALK DELGADO A, NILSSON M, VAN WESTEN D, et al. Glioma grade discrimination with MR diffusion kurtosis imaging: a Meta-analysis of diagnostic accuracy [J] . Radiology, 2018, 287(1): 119-127.
- [36] ASSAF Y, BASSER P J. Composite hindered and restricted model of diffusion (CHARMED) MR imaging of the human brain [J] . Neuroimage, 2005, 27(1): 48-58.
- [37] ZHANG H, SCHNEIDER T, WHEELER-KINGSHOTT C A, et al. NODDI: practical *in vivo* neurite orientation dispersion and density imaging of the human brain [J] . Neuroimage, 2012, 61(4): 1000-1016.
- [38] ZHAO J, LI J B, WANG J Y, et al. Quantitative analysis of neurite orientation dispersion and density imaging in grading gliomas and detecting *IDH-1* gene mutation status [J] . Neuroimage Clin, 2018, 19: 174-181.
- [39] MAXIMOV I I, TONOYAN A S, PRONIN I N. Differentiation of glioma malignancy grade using diffusion MRI [J] . Phys Med, 2017, 40: 24-32.

(收稿日期: 2019-01-31 修回日期: 2019-03-27)