

DWI 技术在中枢神经系统中的应用及研究进展

索学玲 综述 龚启勇 审校

【摘要】 扩散加权成像(DWI)是一种通过检测水分子微观运动反映组织结构的影像技术,主要用于中枢神经系统疾病的诊断。近年来,DWI 新技术不断出现,如体素内不相干运动成像(IVIM)、水通道蛋白(AQP)、扩散频谱成像(DSI)及扩散峰度成像(DKI)等,为中枢神经系统疾病的诊断提供了新的认识。本文对 DWI 新技术在中枢神经系统中的应用进展进行综述。

【关键词】 扩散加权成像;中枢神经系统;体素内不相干运动成像;拉伸指数;水通道蛋白;扩散张量成像;扩散频谱成像;扩散峰度成像

【中图分类号】 R743. 3; R739. 4; R445. 2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2018)02-0210-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.02.021

扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)是一种检测活体组织细胞内外水分子扩散能力的无创检查技术。DWI 已被广泛应用于不同组织器官的研究中,尤其是中枢神经系统。本文拟对 DWI 在中枢神经系统疾病中的应用及技术进展进行综述。

扩散加权成像的原理

在常规 MRI 自旋回波序列中的 180° 脉冲两侧施加一对方向和大小相同的梯度场的梯度脉冲,第 1 个梯度脉冲加速质子自旋,导致相位变化;第 2 个梯度脉冲使相位重聚,如果相位分散不能完全重聚,则导致信号下降^[1]。b 值是扩散敏感因子,数值越大,对水分子扩散运动越敏感,但图像的信噪比相应下降。D 值为扩散系数^[2],因人体内水分子的扩散受多种因素影响,故用表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)来表示,ADC 值越低,表示扩散越受限。

DWI 在中枢神经系统中的应用

在中枢神经系统中,DWI 最广泛用于缺血性脑卒中的研究,如超急性期脑梗塞的诊断、缺血半暗带的评估、不同时期脑梗塞的鉴别等。虽然 DWI 诊断急性缺血性脑卒中的敏感度和特异度均高达 90% 以上^[3],但单纯依据该检查的阴性结果即排除诊断,有可能造成漏诊。部分急性卒中患者虽有临床卒中特征,但 DWI 检查却呈阴性。研究表明,当脑血流量 $<20 \sim 25$ mL/100g/min 时,可发生细胞肿胀,细胞外水含量减少,扩

散信号改变;然而,当脑血流量 <35 mL/100 g/min 即可出现神经系统症状,此时的脑组织缺血虽能引起临床症状,但不足以导致 DWI 信号改变^[4]。DWI 阴性的急性缺血性卒中,多为小卒中,最主要的病因是大动脉硬化性闭塞/狭窄和小动脉闭塞;对于 DWI 阴性的可疑卒中患者,临床医生不宜轻易排除诊断,以免错过最佳的治疗时机^[5]。

DWI 不仅有助于颅内原发肿瘤的鉴别,还可对其发生颅外转移进行提示。因血脑屏障的存在和淋巴系统的缺乏,颅内原发恶性肿瘤中枢外转移极其少见。Hamilton 等^[6]关于胶质母细胞瘤的报道中发现,肿瘤邻近的上矢状窦壁增厚并扩散受限,推测很有可能通过侵袭静脉血管发生中枢外转移。此外,DWI 在颅内转移瘤的原发灶研究中具有一定的价值。Meyer 等^[7]发现 72% 颅内转移病灶的 ADC 值 $<0.90 \times 10^{-3}$ mm²/s,与非小细胞肺癌、乳腺癌和黑色素瘤相比,小细胞肺癌的颅内转移瘤的 ADC 值最低。

DWI 亦常用于颅内感染性疾病、脱髓鞘性疾病、其他脑病的诊断,如鉴别脑脓肿与肿瘤的坏死囊变、评估脑炎等^[8]。

DWI 技术的进展

传统 DWI 测得的脑组织的扩散信号强度与 b 值呈直线性衰减,称为单指数模型,操作简易便捷,是目前临床最常用的方法。单指数模型是在水分子运动环境为均匀介质的假设基础上,仅反映水分子的自由扩散运动,通常 b 值 <1000 s/mm²。当组织内非均质、b 值 >1000 s/mm² 时,组织的扩散信号强度与 b 值关系不再符合单指数模型,需采用其他数学模型。

1. 体素内不相干运动成像(intravoxel incoherent

作者单位: 610041 成都,四川大学华西医院放射科,华西磁共振研究中心

作者简介:索学玲(1990-),女,山东滨州人,在读博士研究生,主要从事神经精神影像学的研究工作。

通讯作者:龚启勇, E-mail: qiyongong@hmrrc.org.cn

motion, IVIM)

1986年, Le等^[9]首次提出基于双指数模型的IVIM, IVIM使用多b值计算, 可获得定量参数水分子扩散运动扩散系数D、灌注相关的扩散运动扩散系数 D^* 、灌注分数f(D值反映真实组织中水分子的扩散运动, 即ADC_{slow}; D^* 反映毛细血管网的微循环灌注信息, 即ADC_{fast}; f代表体素内毛细血管容积占整个组织容积的比值)。IVIM可同时获得水分子自由扩散运动和微循环灌注信息^[10], 故逐渐应用于肿瘤的诊断、分级、疗效评估及缺血性脑卒中等研究中。

Yamashita等^[11]发现与胶质母细胞瘤相比, 原发性中枢神经系统淋巴瘤的f值和D值明显降低, 二者结合能提高诊断性能。Bai等^[12]研究发现, 与低级别胶质瘤相比, 高级别胶质瘤的ADC和ADC_{slow}降低, ADC_{fast}升高。高级别恶性肿瘤的细胞内水含量相对高于细胞外间隙, 代表细胞内水含量的ADC_{slow}比代表细胞外水含量的ADC_{fast}扩散受限更显著, 且ADC_{slow}随肿瘤级别的增加变化更显著^[13]。Yu等^[14]运用IVIM评估鼻咽癌经诱导化疗联合放疗后的疗效发现, 在化疗第20天结束时, 与有效组相比, 无效组治疗前的ADC值和D值更高, D值变化率降低, 并得出D变化率和治疗前D值分别是预测诱导化疗疗效、放疗后肿瘤残留大小最佳的指标。缺血性脑卒中患者在超急性期、急性期、亚急性期患缺血核心区的ADC、ADC_{fast}、ADC_{slow}均低于对侧镜像区。超急性期, 细胞毒性水肿加重对细胞内水分子扩散影响较大, ADC_{slow}明显降低; 急性期, 血管源性水肿出现导致细胞外水分子扩散运动受限, ADC_{fast}降低; 亚急性期, 以血管源性水肿为主, 受细胞内外水分子重分布的影响, 快速和慢速扩散运动均变缓慢, ADC_{slow}和ADC_{fast}均降低^[15]。因此, 基于双指数模型的IVIM较单指数模型能更好的反映生物体内复杂的信号衰减。

2. 拉伸指数模型(stretched-exponential model)

Yablonskiy等^[16]在2003年提出以单个像素内扩散系数呈正态分布为假设的统计分布模型, 然而生物组织内水分子的扩散系数并不呈正态分布。同一年, Bennett等^[17]提出拉伸指数模型, 其主要的定量参数有体素内扩散异质性指数 α 和扩散分布系数(distributed diffusion coefficient, DDC)。 α 代表组织体素内水分子扩散的不均质性, 取值0~1, 当 α 趋向1时, 表明体素内信号衰减方式相当于单指数衰减, 组织扩散的异质性低; 当 α 趋向0时, 表明体素内信号衰减方式复杂, 组织扩散的异质性高。DDC反映的是体素内ADC值的连续分布情况。

拉伸指数模型在胶质瘤的术前分级中具有潜在价

值。Bai等^[12]对62例胶质瘤患者进行拉伸指数成像扫描及后处理分析发现, α 、DDC在低级别胶质瘤中显著高于高级别胶质瘤。刘志成等^[18]的研究得到与Bai等^[12]一致的结果: DDC与肿瘤细胞密度呈负相关, 高级别胶质瘤的细胞密度和核浆比高, 因此DDC较低; 高级别胶质瘤细胞异型性大、坏死囊变多、血管数量多、组织成分复杂、异质性高, 其 α 显著降低。不同于Bai等^[12]的研究, 刘志成等^[18]还发现, 与单指数模型相比, 拉伸指数模型并未表现出更高的效能。两组研究的差异可能源于以下几个方面: ①组间样本量的构成不同, 刘志成等^[18]样本缺乏WHO I级胶质瘤, WHO III、IV级胶质瘤较多, Bai等^[12]样本包括WHO I~IV级别的胶质瘤且组间样本量均衡; ②b值选择的不同, 刘志成等^[18]选取13个b值(0、30、50、100、200、300、500、800、1000、1500、2000、3000、3500s/mm²), 而Bai等^[12]选取16个b值(0、50、100、150、200、300、400、500、800、1000、1500、2000、2500、3000、4000、5000s/mm²); ③感兴趣区(ROI)测量方法不同, 刘志成等^[18]将ROI放置在肿瘤实性部分DWI信号最高且ADC值相对减低区, 而Bai等^[12]将ROI尽可能囊括在肿瘤的实性成分。

3. 水通道蛋白(aquaporin, AQP)

上述单指数模型、双指数模型及拉伸指数模型均基于水分子通过自由扩散进行跨膜转运。1992年, Agre^[19]发现AQP, 提出水分子的跨膜转运除了自由扩散, 还可通过AQP进行, 彻底改变传统水单纯扩散的理念, 从而创立了全新的理论基础。到目前为止, 至少有13种AQP(0~12)在哺乳动物体内被发现, 且广泛分布于全身, 介导不同类型细胞膜上的水及小分子的跨膜转运, 为疾病早期、特异性诊断开辟了新的路径。

研究表明胶质瘤细胞中AQP1(在血管内皮细胞和脉络丛上皮细胞中表达, 参与脑脊液生成)、AQP4(在星形胶质细胞、突触周围间隙和郎飞结中表达, 清除神经元活动中释放的K⁺)、AQP9(在星形胶质细胞中表达, 参与能量代谢)表达明显增高, 且与肿瘤分级相关^[20]。AQP的功能和表达与脑水肿密切相关。Lambertz等^[21]发现脑膜瘤周水肿的发展和程度与AQP5的表达呈正相关, A(-1364)C等位基因的低表达与相对轻度的脑水肿有关。AQP为疾病的治疗和疗效评估带来了新思路^[22], 如AQP4特异性抑制剂可治疗甲基苯丙胺诱发的脑水肿, 敲除AQP4 siRNA后可保护大脑不受甲基苯丙胺的影响^[23]。此外, AQP亦逐渐应用于肌萎缩侧索硬化、帕金森病、阿尔茨海默病等神经变性疾病的研究中^[24]。

4. 扩散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)

DTI 利用近似于高斯分布的水分子扩散的各向异性、不均匀性组织扩散特征来显示白质纤维束的走行、方向、排列、髓鞘化情况,可间接评价大脑白质纤维的完整性。DTI 的主要参数包括各向异性(fractional anisotropy, FA)、平均扩散系数(mean diffusion, MD)、轴向扩散张量(axial diffusion, AD)和径向扩散张量(radial diffusion, RD)。DTI 可定量测量水分子扩散的方向和强度,反映神经纤维的数量、粗细和病理变化情况,间接反映髓鞘的发育和完整性。DTI 可用于肿瘤的定位、定性诊断。依据肿瘤与周围白质纤维束的关系,可分为五型:移位型、水肿型、浸润型、中断型和混合型^[25]。胶质母细胞瘤实性强化部分的 FA 值高于脑转移瘤^[26]。Doughty 等^[27]的研究发现,DTI 可清晰显示脑卒中患者白质纤维束的损伤程度,预测患者神经功能恢复情况;亚急性期、慢性期缺血性脑卒中患者皮质脊髓束的 FA 值减低,与卒中后上肢运动功能恢复不佳有关;急性期缺血病灶周围皮质脊髓束的 FA 值亦减低,但与卒中后运动功能恢复没有相关性^[27]。

DTI 基于模型假设,将水分子的自由扩散运动模拟成一个椭圆形,只需要 3 个特征值 λ_1 、 λ_2 、 λ_3 即可描述,每个体素内只有一个高斯分布场,信号衰减符合单指数衰减;而生物体内存在不同组织类型,纤维束亦存在交叉、弯曲或缠结等情况,单个体素内存在不同成分和不同走行纤维,信号衰减不再符合单指数衰减^[28]。

5. 扩散频谱成像(diffusion spectrum imaging, DSI)

2005 年,Wedeen 等^[29]提出 DSI 技术,该技术通过计算概率密度函数描述扩散运动的空间分布,不依赖先验模型假设获取纤维走行方向,弥补了 DTI 算法的不足,实现交叉纤维的走向跟踪,准确评价病变与纤维束的关系。2008 年,Hagmann 等^[30]运用 DSI 技术扫描 5 例健康受试者,通过纤维示踪描绘出大脑神经纤维的网络图,首次高清完整的显示人类大脑皮层网络连接。随后,Wedeen 等^[31]运用 DSI 技术推测人类活体大脑中神经纤维路径的几何结构,结果表明大脑内神经连接并非杂乱无章,而是彼此成直角交叉的井然有序的编织方式。Wu 等^[32]利用 DSI 示踪对 10 例健康受试者的颞-顶-枕区短程纤维进行研究,结果显示出这三部分纤维束及其连接,并首次用纤维剥离技术证实 DSI 示踪的纤维束及其连接。

从场强、梯度方向、数目、检查时间、后处理等多方面比较 DSI 与 DTI 发现,虽然 DSI 的空间分辨能力更高(能精确显示交叉纤维),但其对设备的硬件要求较高且成像时间较长,导致其临床应用受到一定限制^[33]。随后的方法学研究采用不同的技术缩减 DSI

成像时间^[34,35],为其临床推广提供了可能。Yoshino 等^[36]运用 DSI 技术扫描 5 例健康受试者和 3 例脑肿瘤患者发现,除滑车神经外,健康受试者的其余颅神经的脑池段皆精确显示,脑肿瘤患者颅内肿瘤与其周围区域神经纤维关系亦可高清显示,从而为手术方式的选择提供帮助。DSI 亦被应用于精神疾病研究中。Chiang 等^[37]对 45 例注意缺陷多动障碍患儿和 45 例正常儿童的 DSI 对照研究发现,两组患儿在白质纤维束微结构与执行功能的关系中表现为不同的模式,患儿的执行功能与额叶-纹状体纤维束、上纵束和弓状束有关;而正常儿童执行功能与额叶-纹状体纤维束、扣带束相关。DSI 为该病的神经病理学研究提供了新的影像依据。

6. 扩散峰度成像(diffusion kurtosis imaging, DKI)

DTI 只能反映近似于高斯分布的水分子扩散,然而生物组织成分的复杂性,导致水分子扩散不符合高斯分布。Jensen 等^[38]在 2005 年提出 DKI,旨在探讨非高斯分布的水分子扩散特性。作为 DTI 技术的延伸,DKI 不仅可提供 DTI 的参数,还可获得其他参数:①平均峰度值(mean kurtosis, MK),反映组织结构的复杂程度,其中 $K_{//}$ 代表平行轴突方向扩散的不均匀度, K_{\perp} 代表垂直轴突方向扩散的不均匀度;②峰度各向异性(kurtosis anisotropy, KA),测量组织不均匀度的各向异性指数。传统 DKI 需要至少在 15 个不同方向上采集多个 b 值数据,采集时间较长。Hansen 等^[39]于 2013 年提出一种快速 DKI 方法以缩短成像时间,并在之后的动物实验中得到证实^[40]。Bai 等^[12]对 62 例胶质瘤进行 DKI 研究发现, MK 在高级别胶质瘤中显著高于低级别胶质瘤,且能为胶质瘤的分级诊断提供较常规 DTI 指标更多的信息。

Hui 等^[41]回顾性分析 44 例急性期、亚急性期缺血性脑卒中患者的临床和 DKI 数据,同时测量缺血区白质病变相对于对侧半球扩散指标的变化率,结果表明,缺血病灶区的 MK、 $K_{//}$ 、 K_{\perp} 明显升高,相对于 DTI 参数,DKI 参数变化更明显,更能显示病变区的异质性。Cheung 等^[42]用大鼠短暂性大脑中动脉闭塞模型观察缺血和再灌注后 MK、MD 的变化发现,与 MK 相比,MD 显示的缺血病变范围更大;再灌注后 MD 显示的病变范围明显减小,而 MK 图未见明显变化;MD 与 MK 病变范围一致的患者再灌注后恢复不佳,而病变范围不匹配的患者预后良好。因此,DKI 不仅可观察缺血的不均匀性,而且 MD/MK 不匹配可以界定缺血半暗带,早期预测梗死核心。近期国内学者^[43]采用 DKI 和 DWI 分别测量急性期脑梗死核心病灶在 MK 和 ADC 参数图的体积,并与亚急性期脑梗

死区域体积进行比较发现,与ADC相比,MK显示急性期责任病灶的大小更接近亚急性期T1WI病灶大小,说明MK能更准确地界定梗死核心。DKI亦可用于缺血性脑卒中后神经功能的评价。Guo等^[44]依据亚急性期缺血性脑卒中患者出现神经恶化(neurological deterioration, ND)与否将病例分为ND(+)组和ND(-)组,比较两组DKI的差异发现,MD/MK的不匹配、责任病灶MK不均匀性与ND的发生相关。相比于常规DWI,DKI可提供更多的扩散信息,更能反映组织微观结构的改变,在临床应用中具有较大的潜能。

DWI在中枢神经系统疾病的诊断及评价中发挥着重要的作用。随着科学的进步,新的MRI技术不断发现、改进、完善,DWI结合其他新MRI技术将更好地应用于疾病的诊断和研究中。

参考文献:

- [1] Roberts TP, Schwartz ES. Principles and implementation of diffusion-weighted and diffusion tensor imaging[J]. *Pediatr Radiol*, 2007, 37(8):739-748.
- [2] Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RG. Diffusion-weighted MR imaging of the brain[J]. *Radiology*, 2000, 217(2):331-345.
- [3] Brunser AM, Hoppe A, Illanes S, et al. Accuracy of diffusion-weighted imaging in the diagnosis of stroke in patients with suspected cerebral infarct[J]. *Stroke*, 2013, 44(4):1169-1171.
- [4] Makin SD, Doubal FN, Dennis MS, et al. Clinically confirmed stroke with negative diffusion-weighted imaging magnetic resonance imaging: longitudinal study of clinical outcomes, stroke recurrence, and systematic review[J]. *Stroke*, 2015, 46(11):3142-3148.
- [5] 杜万良, 张心逸, 李姝雅, 等. DWI阴性的急性缺血性卒中患者的临床特点和原因分析[J]. *中国卒中杂志*, 2015, 10(8):656-661.
- [6] Hamilton JD, Rapp M, Schneiderhan T, et al. Glioblastoma multi-forme metastasis outside the CNS: three case reports and possible mechanisms of escape[J]. *J Clin Oncol*, 2014, 32(22):e80-e84.
- [7] Meyer HJ, Fiedler E, Kornhuber M, et al. Comparison of diffusion-weighted imaging findings in brain metastases of different origin[J]. *Clin Imaging*, 2015, 39(6):965-969.
- [8] Katirag A, Beker-Acay M, Unlu E, et al. Apparent diffusion coefficient analysis of encephalitis: a comparative study with topographic evaluation and conventional MRI findings[J]. *Pak J Med Sci*, 2016, 32(3):725-730.
- [9] 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.
- [10] Federau C, Maeder P, O'Brien K, et al. Quantitative measurement of brain perfusion with intravoxel incoherent motion MR imaging[J]. *Radiology*, 2012, 265(3):874-881.
- [11] Yamashita K, Hiwatashi A, Togao O, et al. Diagnostic utility of intravoxel incoherent motion mr imaging in differentiating primary central nervous system lymphoma from glioblastoma multi-forme[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2016, 44(5):1256-1261.
- [12] Bai Y, Lin Y, Tian J, et al. Grading of gliomas by using monoexponential, biexponential, and stretched exponential diffusion-weighted MR imaging and diffusion kurtosis MR imaging[J]. *Radiology*, 2016, 278(2):496-504.
- [13] 李玉华, 陆建平, 段秀杰, 等. 多b值DWI在儿童脑肿瘤中的初步研究[J]. *放射学实践*, 2012, 27(2):159-163.
- [14] Yu X, Hou J, Li F, et al. Intravoxel incoherent motion MRI for predicting early response to induction chemotherapy and chemoradiotherapy in patients with nasopharyngeal carcinoma[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2016, 43(5):1179-1190.
- [15] 张华文, 周欣, 周琳, 等. 单指数及双指数模型DWI对缺血性脑卒中患者的评价[J]. *中国中西医结合影像学杂志*, 2016, 14(1):9-11.
- [16] Yablonskiy DA, Bretthorst GL, Ackerman JJ. Statistical model for diffusion attenuated MR signal[J]. *Magn Reson Med*, 2003, 50(4):664-669.
- [17] Bennett KM, Schmainda KM, Bennett RT, et al. Characterization of continuously distributed cortical water diffusion rates with a stretched-exponential model[J]. *Magn Reson Med*, 2003, 50(4):727-734.
- [18] 刘志成, 胡玉川, 颜林枫, 等. 拉伸指数与单指数模型DWI术前预测脑胶质瘤病理分级的对照[J]. *放射学实践*, 2016, 31(6):478-481.
- [19] Agre P. The aquaporin water channels[J]. *Proc Am Thorac Soc*, 2006, 3(1):5-13.
- [20] Potokar M, Jorgacevski J, Zorec R. Astrocyte aquaporin dynamics in health and disease[J]. *Int J Mol Sci*, 2016, 17(7). pii: E1121. DOI: 10.3390/ijms17071121.
- [21] Lambert N, Hindy NE, Adler C, et al. Expression of aquaporin 5 and the AQP5 polymorphism A(-1364)C in association with peritumoral brain edema in meningioma patients[J]. *J Neurooncol*, 2013, 112(2):297-305.
- [22] Verkman AS, Anderson MO, Papadopoulos MC. Aquaporins: important but elusive drug targets[J]. *Nat Rev Drug Discov*, 2014, 13(4):259-277.
- [23] Leitão RA, Sereno J, Castelhana JM, et al. Aquaporin-4 as a New Target against methamphetamine-induced brain alterations: focus on the neurogliovascular unit and motivational behavior[J]. *Mol Neurobiol*, 2017. DOI: 10.1007/s12035-017-0439-0.
- [24] Hubbard JA, Szu JI, Binder DK. The role of aquaporin-4 in synaptic plasticity, memory and disease[J]. *Brain Res Bull*, 2018, 136:118-129. DOI: 10.1016/j.brainresbull.2017.02.011.
- [25] Jellison BJ, Field AS, Medow J, et al. Diffusion tensor imaging of cerebral white matter: a pictorial review of physics, fiber tract anatomy, and tumor imaging patterns[J]. *Am J Neuroradiol*, 2004, 25(3):356-369.
- [26] Bette S, Huber T, Wiestler B, et al. Analysis of fractional anisotropy facilitates differentiation of glioblastoma and brain metastases in a clinical setting[J]. *Eur J Radiol*, 2016, 85(12):2182-2187.
- [27] Doughty C, Wang J, Feng W, et al. Detection and predictive value of fractional anisotropy changes of the corticospinal tract in the acute phase of a stroke[J]. *Stroke*, 2016, 47(6):1520-1526.
- [28] 田霖, 阎浩, 张岱. 磁共振扩散谱成像[J]. *北京大学学报(医学版)*, 2009, 41(6):716-720.

- [29] Wedeen VJ, Hagmann P, Tseng WY, et al. Mapping complex tissue architecture with diffusion spectrum magnetic resonance imaging[J]. *Magn Reson Med*, 2005, 54(6): 1377-1386.
- [30] Hagmann P, Cammoun L, Gigandet X, et al. Mapping the structural core of human cerebral cortex[J]. *PLoS Biol*, 2008, 6(7): 1479-1493.
- [31] Wedeen VJ, Rosene DL, Wang R, et al. The geometric structure of the brain fiber pathways[J]. *Science*, 2012, 335(6076): 1628-1634.
- [32] Wu Y, Sun D, Wang Y, et al. Tracing short connections of the temporo-parieto-occipital region in the human brain using diffusion spectrum imaging and fiber dissection[J]. *Brain Res*, 2016, 1646: 152-159. DOI: 10.1016/j.brainres.2016.05.046.
- [33] Hagmann P, Jonasson L, Maeder P, et al. Understanding diffusion MR imaging techniques; from scalar diffusion-weighted imaging to diffusion tensor imaging and beyond[J]. *Radiographics*, 2006, 26(Suppl 1): S205-223.
- [34] Yeh CH, Cho KH, Lin HC, et al. Reduced encoding diffusion spectrum imaging implemented with a bi-Gaussian model[J]. *IEEE Trans Med Imaging*, 2008, 27(10): 1415-1424.
- [35] Reese TG, Benner T, Wang R, et al. Halving imaging time of whole brain diffusion spectrum imaging and diffusion tractography using simultaneous image refocusing in EPI[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2009, 29(3): 517-522.
- [36] Yoshino M, Abhinav K, Yeh FC, et al. Visualization of cranial nerves using high-definition fiber tractography[J]. *Neurosurgery*, 2016, 79(1): 146-165.
- [37] Chiang HL, Chen YJ, Shang CY, et al. Different neural substrates for executive functions in youths with ADHD: a diffusion spectrum imaging tractography study[J]. *Psychol Med*, 2016, 46(6): 1225-1238.
- [38] Jensen JH, Helpert JA, 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.
- [39] Hansen B, Lund TE, Sangill R, et al. Experimentally and computationally fast method for estimation of a mean kurtosis[J]. *Magn Reson Med*, 2013, 69(6): 1754-1760.
- [40] Sun PZ, Wang Y, Mandeville E, et al. Validation of fast diffusion kurtosis MRI for imaging acute ischemia in a rodent model of stroke[J]. *NMR Biomed*, 2014, 27(11): 1413-1418.
- [41] Hui ES, Fieremans E, Jensen JH, et al. Stroke assessment with diffusional kurtosis imaging[J]. *Stroke*, 2012, 43(11): 2968-2973.
- [42] Cheung JS, Wang E, Lo EH, et al. Stratification of heterogeneous diffusion MRI ischemic lesion with kurtosis imaging: evaluation of mean diffusion and kurtosis MRI mismatch in an animal model of transient focal ischemia[J]. *Stroke*, 2012, 43(8): 2252-2254.
- [43] 何欢, 高培毅. 磁共振多层并采扩散峰度成像与传统扩散加权成像识别急性缺血性卒中梗死核心的研究[J]. *中国卒中杂志*, 2016, 11(3): 184-190.
- [44] Guo YL, Zhang ZP, Zhang GS, et al. Evaluation of mean diffusion and kurtosis MRI mismatch in subacute ischemic stroke: comparison with NIHSS score[J]. *Brain Res*, 2016, 1644: 231-239. DOI: 10.1016/j.brainres.2016.05.020.

(收稿日期: 2017-01-14 修回日期: 2017-04-21)

下期要目

多中心型 Castleman 病的 CT 表现特征及其病理学基础

CT 脂肪定量与胃癌术后相关并发症的关系

炎性肌纤维母细胞瘤的影像及病理对照分析

大肝癌的综合性微创介入治疗研究及预后分析

直肠癌新辅助治疗后病理变化的 MRI 信号特点

动态 CTA 对非时间窗内前循环脑缺血患者侧枝及血流状态的评估

低辐射剂量肾动脉 CTA 的扫描参数及重建方法优化研究

多层螺旋 CT 小肠造影在克罗恩病临床诊断中的应用

双源 CT 双能量成像标准化碘浓度与肺癌 TNM 分期的关系

MRI 灰度直方图分析在儿童后颅窝常见肿瘤中的鉴别

诊断价值

DCE-MRI 和 DWI 对骶骨脊索瘤与骨巨细胞瘤的鉴别

诊断价值