

弥散成像技术及其在脊髓损伤中的临床应用

汪园园¹ 赵莹^{1,2} 姚黎清¹

磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)是断层成像的一种,它利用磁共振现象从人体中获得电磁信号,并重建出人体信息,是目前临床上用来检测脊髓损伤或病变范围和程度的首选影像学方法。它能够清晰地显示椎间盘突出、骨质增生、后纵韧带增厚导致的脊髓受压、变形及(或)椎管狭窄。但常规MRI仍存在一些不足:临床表现和影像显示的脊髓损伤程度不一定相符;对某些脊髓疾病早期检测敏感度低;不能进行脊髓损伤后神经功能恢复的预测;对轴突损伤及再髓鞘化的过程不能有效地反映;不适用于评价脊髓的功能状态^[1]。

磁共振弥散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)和磁共振弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)是磁共振功能成像技术之一,能无创性的反映活体组织水分子的扩散特性,动态地提供脊髓的微小病理生理结构改变;病理状态下各组成成分之间水分子交换的功能状态,以及活体脊髓内部纤维联系变化,还能通过弥散纤维束示踪成像(diffusion tensor tracking, DTT)提供直观的纤维束示踪图像。在临床研究脊髓损伤的定位及其程度,判断疗效及预后方面显示了及其重要的价值,本文将对DWI及DTI的基本原理及其在脊髓损伤(spinal cord injury, SCI)临床研究中的应用做一综述。

1 磁共振弥散加权成像

DWI是一种新的MRI功能成像技术是建立在组织微流动效应基础之上,利用人体内不同情况下水分子扩散程度的不同所造成的信号改变进行MRI的技术。DWI在中枢神经系统的应用比较成熟,尤其对超急性期脑梗死的诊断价值已经得到充分肯定。

1.1 DWI原理

扩散(diffusion)是分子受热能激发而发生的一种微观的、随机的不规则运动及布朗运动,弥散指的就是分子的这种扩散,水分子的无规则布朗运动即为弥散,在生理功能中发挥重要作用。扩散的方式可以分为两种:在自由水中,水分子的热运动不受限制,在所有方向上的运动几率均等,如在脑脊液中各个方向就是均等的,这种扩散方式成为各向同性,其在一段时间后的扩散运动轨迹呈一个球体。当水分子

的自由扩散运动受到多种因素的限制时,在不同方向的运动几率不再相同,这种扩散方式称为各向异性,其在一段时间后的扩散运动轨迹呈一个椭球体;人体组织的扩散方式大多数表现为各向异性。这种定向性很大程度上依赖于组织内细胞结构与细胞完整性,如神经束中水分子沿束轴方向的弥散较横向更多。

DWI的成像基本原理是以MRI对布朗运动的敏感性为基础,能够控制水分子的磁化状态,同时又不影响水分子的扩散过程,所以为目前最理想的测量扩散运动的方法。活体组织内,扩散是多种因素的综合作用, DWI信号除受弥散的影响外,还会对一些如心脏搏动、呼吸、灌注、肢体移动等的生理活动敏感,所以测得的弥散系数反映的不仅仅是水分子的弥散状况。为了避免这一现象,目前使用弥散敏感梯度方向上的表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)来表示水分子的运动特性。通过两个以上不同弥散敏感梯度值(b值)的弥散加权像,可计算出弥散敏感梯度方向上的水分子的ADC。ADC反映水分子在各个方向上的平均扩散能力,是组织中水分子扩散程度的平均值,其不受各向异性的影响,即该参数的变化不依赖于扩散的方向,反映分子的整体扩散能力和扩散阻力的整体情况。值越大,说明水分子的整体扩散能力越强,值越小,说明水分子的整体扩散能力越弱。值的增加能较准确的反映组织含水量的增加,即说明组织内自由水分子越多;在弥散成像中,ADC在人体不同的组织其信号强度也不相同,随b值的改变(即弥散敏感梯度强度和持续时间变化),图像的信号强度也发生变化,程度根据组织内每个像素ADC的不同而不同,从而反映组织的生物学特性。ADC值增大,代表水分子弥散增加,而弥散加权图像信号则降低;反之亦然。

1.2 脊髓DWI技术

脊髓DWI能通过反映水分子的扩散状态,比常规磁共振提供更为细致、客观的影像信息,目前临床上已经广泛用于脑部疾病(脑外伤、脑肿瘤、急性脑梗死、弥漫性轴索损伤、多发性硬化等)、腹部疾病(腹部肿瘤、囊肿等)以及乳腺疾病,近年来逐渐被应用于脊髓损伤、多发性硬化等脊髓疾病的早期诊断、脊髓功能的评价以及不同治疗方案的疗效观

DOI:10.3969/j.issn.1001-1242.2019.05.024

1 昆明医科大学第二附属医院康复医学科,650101; 2 通讯作者
作者简介:汪园园,女,硕士研究生; 收稿日期:2018-01-17

察。但是,DWI所检测的只是组织内水分子的平均扩散系数值,对于扩散的方向性并无检测,但实际上活体内水分子的扩散是呈多方向的立体扩散的,在不同方向扩散速率、程度并不相同,这就是各向异性(anisotropy)。DWI成像只是在纤维束X、Y、Z轴3个方向上施加敏感梯度,不能完全、正确地评价不同组织在三维空间内的扩散情况,组织各向异性往往被低估,所以DWI对于脊髓疾病的进一步功能评定和疗效监测上仍然存在不足。

2 磁共振弥散张量成像

水分子沿着神经纤维束走行方向的扩散是各个方向中最快的,而与纤维轴垂直方向上的扩散是最慢的,水分子在纤维含量很少的部位(如灰质)的扩散是以球形的形式进行的(各向同性),而在白质是以椭圆形扩散的(各向异性)。DTI就是以此为基础发展起来的MRI新技术。DTI不仅能测量水分子的扩散速度,还能测量水分子扩散的方向,以此推测脊髓组织内部细微结构改变以及白质纤维束的走行方向。目前DTI在颅脑疾病的应用越来越成熟,在早期诊断脑梗死、多发性硬化症分期、判断肿瘤性质及对周围神经组织侵袭程度、指导手术方案、判断预后方面较传统磁共振有明显优势^[2-4]。

2.1 DTI原理

DTI是以DWI为基础,能从量和方向上反映成像体素内扩散的变化,可测量组织内扩散的各向异性,而DWI只是考察扩散的大小,不能测量扩散的方向性。人体正常生理条件下,由于细胞膜、神经纤维的排列方向、白质纤维髓鞘化程度以及组织内大分子间的相互作用等都会影响水分子的自由扩散,导致水分子在各个方向上的扩散程度不一致,即扩散的各向异性(anisotropy)。各向异性分数(fractional anisotropy,FA)是扩散张量的各向异性成分与整个扩散张量的比值,反映白质纤维束对水分子扩散的限制以及髓鞘化程度。随着组织各向异性程度的增高而升高,其范围从0—1,自由水为0,脑脊液接近于0,高向异性组织如白质束值接近1。脊髓损伤后,由于纵向排列的轴突中断导致各向异性的降低,表现出FA值的下降。在各向异性的生物组织中,扩散系数与扩散敏感梯度方向和神经纤维走向相关,水分子或质子通常沿阻力较小方向扩散,也就是纤维束的方向,而如果穿越纤维扩散因为阻力较大,质子扩散的距离也就较短。MRI分析和显示出这种扩散的各向异性,即为弥散张量成像。

2.2 脊髓DTI技术

DTI用于脊髓的定量指标有:①本征向量和本征值(λ_1 、 λ_2 、 λ_3),表示弥散的方向,反映组织结构的空间方向,即弥散张量椭圆球的三个轴;当三者相等时,分子的扩散运动表现为各向同性,该椭圆球为球形;反之,不相等时,分子的扩散运动表现为各向异性,即扩散运动受限,在各轴线上的运动

几率不同。②平均弥散率(mean diffusivity,MD),反映分子弥散水平和弥散阻力的整体情况,MD越大,组织内所含自由水分子则越多;③纵向表观弥散系数(longitudinal apparent diffusion coefficient,LADC)和横向表观弥散系数(transverse apparent dispersion coefficient,TADC),LADC指的是白质纤维束从头部到尾部方向上发生的弥散系数,发生轴突损伤时其值往往降低。当要测量径向弥散系数时要用到横向ADC;组织发生脱髓鞘病变时其值会发生特征性的升高。④各向异性程度,反映分子在空间位移的程度,与组织的方向有关,主要包括各向异性分数(fractional anisotropy,FA)、相对各向异性(relative anisotropy,RA)、容积比指数(volume ratio,VR)等。FA为水分子各向异性成分占整个弥散张量的比例,是描述脑白质纤维各向异性特征的主要参数。这是因为:①FA图像灰白质对比较好,FA测值较准确。②FA值是组织的物理特性,不随坐标系旋转方向而改变,在不同成像设备之间具有可比性。RA是弥散张量各向异性部分与各向同性部分的比,VR是椭圆体容积与球体容积的比值。影响脑白质各向异性的因素主要包括神经纤维排列的紧密程度,髓鞘、微管、微丝的完整性,神经纤维的走行方向,轴索的直径,神经纤维中阻碍扩散的结构等。DTI可以直观展示纤维走行方向、整体形态,并测量局部纤维束密度及常规DTI参数^[5]。它实现活体观察组织结构的完整性和连通性,利于对各种疾病引起的白质纤维束的损害程度及范围进行判断。但脊髓DTI技术也有一些的限制:①由于人类脊髓较细横径仅12mm,目前的空间分辨率显示的DTI图像欠清晰。②一些序列对于运动(颈动脉、主动脉波动、呼吸运动和脑脊液流动)以及内固定产生的伪影较为敏感。③由于骨的磁敏感性和脊髓差别大,扫描时要求对于磁敏感性较大改变不敏感。④无法反映灰质的病理变化^[6]。

3 弥散纤维束示踪成像(diffusion tensor tracking,DTT)

DTT是利用计算机后处理软件对纤维束在三维空间内成像的技术,直观显示白质纤维束的改变,是目前显示活体纤维束最有效的手段。该方法逼真地显示了白质纤维束的三维形态、空间结构和走行路径,尤其当病变侵袭及脑白质时,可以将影像学的作用从单纯的早期诊断和评估病灶大小扩大到直接比较病灶和重要纤维束的关系,从而解释临床症状和进行预后评估。临床上也可以用来指导手术操作,术后可通过观察纤维束再生过程,评价手术疗效。但目前DTT也存在一定的局限性:DTT仅能提供直观的信息,不能作定量测量和统计学分析;无法准确判断纤维束受破坏的原因。

4 DWI及DTI的脊髓损伤临床应用研究

1911年Cajal的实验证实中枢神经系统损伤后再生修复

的能力非常有限,故一直以来对脊髓损伤的治疗侧重于减轻继发损伤,尽可能挽救残存的脊髓功能。近年来,随着干细胞生物学技术的进步,从细胞和分子水平研究促进轴突再生与再髓鞘化,使得神经再生成为可能。DWI及DTI从分子水平能有效地评估早期脊髓组织结构完整性和连通性以及修复期轴突再髓鞘化过程,为脊髓损伤的临床诊断,疗效判定起到积极跟进作用。

4.1 DWI、DTI用于脊髓损伤的早期诊断

Schwartz^[7-8]通过对动物损伤DWI和组织学对比研究发现,在损伤脊髓中脊髓白质ADC异常改变与组织学观察的轴突丧失和再生一致,反映了轴突病理变化的组织学参数,这一研究成果已开始用于临床。Schwartz等^[9]认为常规MRI技术低估了损伤程度,而DWI在功能评价方面可能具有一定优势。Matsumoto等^[10]报道,T2WI对于人类脊髓损伤检出灵敏度低,仅15%—65%,多数只有当病理过程已为晚期时候T2WI才显示高信号。DWI对细胞毒性水肿的敏感性和特异性较高,可以进行脊髓损伤的超早期诊断^[11]。DTI在评估犬脊髓轴突变性的严重程度上明显优于常规MRI^[12],Lindberg P等^[13]发现脊髓DTI可以检测出常规T2成像无阳性征象且无神经系统阳性体征的脊髓微小的功能性损伤,由此表明DTI在脊髓损伤后的无创监测中具有潜在的临床应用价值并且可以用于脊髓损伤的早期诊断。研究表明在人体脊髓损伤2h后DWI就能清楚显示髓内高信号和ADC降低,而T2WI未见异常^[9,14]。Li等^[15]研究小鼠脊髓损伤模型发现FA值在不同程度脊髓损伤组均降低,其中损伤后24h下降最明显。大量研究显示DTI可以显示脊髓损伤微观结构的早期改变、隐匿性脊髓损伤、脊髓损伤的程度^[16-21]。陈惠恩等^[16]对脊髓震荡患者行MRI、DTI检查,发现DTI显示脊髓损伤微观结构早期改变的敏感度高于常规MRI,并且对脊髓损伤的分级诊断及预后具有重要意义。叶彩林等^[17]对28例急性颈部外伤患者行颈髓DTI及MRI检查,发现DTI技术可以早期发现隐匿性脊髓损伤,ADC值及FA值可以定量发现颈髓损伤的程度。赵细辉等^[21]对30只中度急性脊髓损伤大白兔行MRI、DTI、DTT后发现FA值、ADC值的变化可定量反映急性脊髓损伤早期病理变化情况、损伤程度及进展,同时结合DTT可以为急性脊髓损伤提供更有效、全面的诊断信息。故临床上可将DTI作为急性脊髓损伤的评价方法之一。因此DWI、DTI对急性脊髓损伤的诊断的时间性上更优于常规MRI。

在慢性损伤中,临床上很难评价脊髓损伤进展或修复再生的状态。丁俊^[22]对60例脊髓损伤患者进行研究发现从轻度组至重度组,随着临床症状的加重,颈髓白质各部位平均ADC值呈现上升趋势,FA值呈现下降趋势。说明ADC值及FA值可以的变化可以判断脊髓损伤的进展及程度。吴杏等^[23]对腰椎间盘突出患者行DTI检查得出ADC值及FA值的

变化可以判断脊髓神经根受压程度,这对治疗方案的选择至关重要。在慢性颈髓损伤部位头侧端弥散系数会发生显著变化;此处DTI参数值的改变与患者神经功能测定结果有很好的对应关系^[24-26],从而表明可将其作为慢性脊髓损伤无创性影像学标志。

DWI定量测定能提供脊髓微环境的改变的客观指标,因此对了解脊髓损伤的程度、范围和对疗效的判断具有重要的意义。另外,DWI还是临床上广泛应用评价早期梗死敏感的技术,脊髓缺血区域的水分子弥散受限制,弥散率立刻降低,这是DWI能早期诊断脊髓梗死的病理基础。因此,脊髓DWI、DTI能从分子水平判断脊髓组织结构完整性和连通性,对脊髓病变的早期诊断具有重要意义。

4.2 DTI及DTT用于疗效和预后的判断

DTI能敏锐地反映脊髓损伤后的脱髓鞘改变,特征性参数值ADC及FA的一系列变化能间接反映脊髓损伤程度和修复期轴突再髓鞘化过程,对评价脊髓损伤及功能修复状况有着非常重要的临床意义。同时,DTT可追踪纤维走行,这样使得脊髓的解剖学信息丰富直观,而且可根据脊髓肿瘤和纤维束的关系决定是否手术和手术方式。

对于脊髓急慢性损伤,通过ADC值、FA值的改变能够提供脊髓损伤导致传导障碍的程度,并且能够评价治疗后脊髓传导功能恢复情况。杨蔚等^[27]对急性期颈髓损伤患者行DTI检查,发现FA、ADC与神经功能改变相关:损伤程度越重,FA越低、ADC越高。Guleria等^[28]测量颈髓损伤后皮质脊髓束,结果提示病灶处同时存在沃勒病变与残留组织的白质纤维重塑,这也许可以解释慢性SCI患者不断改变的临床表现。Lewis MJ等^[29]对胸腰段脊髓损伤的犬进行DTI检查,研究FA值、MD值与后肢运动功能的关系,发现DTI可以量化损伤程度并且FA值与后肢运动功能有关。目前尚无可靠的神经影像学来预测脊髓损伤后的长期预后,故有国外学者对30例颈脊髓损伤患者行动态DTI检查并跟踪随访1年,发现轴向扩散系数比径向扩散系数更能反映轴突损伤,提示脊髓轴索损伤是影响患者康复的主要原因,该项研究也表明DTI用于预测慢性脊髓损伤神经和功能恢复的长期预后^[30]。Kim等^[31]认为可以采用DTI指标预测鼠长期运动功能的恢复状况。另外,近年有学者研究脊髓损伤并发症的预后,Zhang C等^[32]对40只脊髓损伤大鼠行DTI检查认为FA值可以预测脊髓损伤后脊髓空洞症的预后情况。Alizadeh M等^[33]值不仅是颈脊髓损伤脊髓功能变化最敏感的参数,在胸部脊髓中也能看到同样的变化,而以前大多数学者都是研究颈髓损伤。近年来一些研究明脊髓损伤的病理状态与运动功能的恢复有较好的一致性,而DTI技术可以对脊髓损伤的病理状态进行定量分析^[34]。Zhao C等^[35]脊髓挫伤48d后的大鼠进行FA值、MD值与组织病理学变化、运动功能的相关性分

析,发现DTI参数可以全面反映脊髓损伤后的组织病理状态,并与运动功能有良好的一致性。Schwartz^[36]过大鼠脊髓横断损伤后BDNF成纤维细胞植入模型,通过DTI检测到脊髓白质ADC值发生改变,并且此改变与运动功能恢复程度相关,与解剖后观察到的轴突再生程度相关,由此我们可以看出DTI观察脊髓病变及其修复过程是可行的。Vedantam A等^[37]发现颈脊髓损伤患者术前FA值与术后3个月临床评分显著相关,因此认为患者术前ADC可一定程度上预测预后情况,因此DTI通过测量ADC值及FA值可以对脊髓术后恢复情况进行预测。国外学者^[38]对238例手术治疗后的脊髓型颈椎病患者进行随访,发现DTI与患者术前严重程度与术后结局有关,由此我们可以看出DTI可能有助于确定最有可能受益于手术干预的脊髓损伤患者。赖丙林等^[39]用随机对照对34例脊髓损伤患者和20名健康对照组行常规MRI和DTI检查,研究显示当急性FA值 <0.54 时,颈髓损伤严重,临床症状持久,预后差;当急性期FA值 >0.54 时,临床症状相对较轻,ADC值较快趋于正常,预后较好。对于脊髓型颈椎病此类的慢性损伤,DTI通过脊髓ADC值和FA值的变化,早于常规MRI就能发现脊髓的病理改变。在脊髓损伤的动物模型中,检验细胞治疗效果的实验性研究随着越来越多,脊髓DTI技术将有助于判断这些实验性治疗方法是否有效^[40-42]。

应用DTT观察颅脑白质纤维的研究很多,但用于脊髓白质纤维成像的临床研究甚少。在动物实验中,DTT可清楚显示脊髓白质束,如皮质脊髓束和被切断的脊髓,且所得结果与离体组织学结果相符^[43]。Zhang等^[44]究大鼠SCI后发现,损伤后6h内,受伤部位的纤维排列紊乱,但没有断裂;损伤后6h—1周,可观察到神经纤维的断裂;在损伤后1—5周,脊髓神经纤维断裂、混乱断裂处可见少量神经纤维修复。因此,DTT也能直观地显示颈髓白质纤维束的损伤。

上述研究表明,扩散的各向异性改变ADC值和FA值可被广泛应用于SCI的临床观察和相关的实验研究,作为评价脊髓损伤程度和治疗效果的有效参数。DTT技术能直观、三维显示白质纤维束的精确位置及判断损伤程度,为今后将其用于判断SCI后纤维束的中断情况、治疗后神经纤维再生和功能提供了基础。

综上所述,脊髓DWI能从分子水平有效的评估脊髓组织结构完整性和连通性;DTI能敏感地反映脊髓损伤后脱髓鞘改变和修复期轴突再髓鞘化过程,它们对临床上脊髓损伤的诊断、疗效判断具有非常重要的意义。尽管脊髓DTI在SCI中的应用还存在很多技术问题,如图像质量、成像真实性和可靠性、指标准确性等,但随着技术的不断进步,这些问题都将得到解决和创新。

参考文献

- [1] Ducreux D, Lepeintre JF, Fillard P, et al. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in 5 spinal cord astrocytomas[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2006, 27(1): 214—216.
- [2] El-Serougy L, Abdel RA, Ezzat A, et al. Assessment of diffusion tensor imaging metrics in differentiating low-grade from high-grade gliomas[J]. Neuroradiol J, 2016, 29(5): 400—407.
- [3] Zhukov VY, Goryaynov SA, Ogurtsova AA, et al. Diffusion tensor imaging tractography and intraoperative neurophysiological monitoring in surgery of intracranial tumors located near the pyramidal tract[J]. Zh Vopr Neurokhir ImN N Burdenko, 2016, 80(1): 5—18.
- [4] 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.
- [5] Cui JL, Li X, Chan TY, et al. Quantitative assessment of column-specific degeneration in cervical spondylotic myelopathy based on diffusion tensor tractography[J]. Eu Spine J, 2015, 24 (1) :41—47.
- [6] Hori M, Fukunaga I, Masutani Y, et al. New diffusion metrics for spondylotic myelopathy at an early clinical stage[J]. Eur Radiol, 2012, 22 (8):1797—1802.
- [7] Schwartz ED, Chin CL, Shumsky JS, et al. Apparent diffusion coefficients in spinal cord transplants and surrounding white matter correlate with degree of axonal dieback after injury in rats [J]. AJNR, 2005, 26: 7—18.
- [8] Schwartz ED, Cooper ET, Fan Y, et al. MR diffusion coefficients in spinal cord correlate with a xonmor phometry[J]. Neuroreport, 2005, 16: 73—76.
- [9] Schwartz ED, Hackney DB. Diffusion-weighted MRI and the evaluation of spinal cord axonal integrity following injury and treatment[J]. Exp Neurol, 2003, 184(2): 570—589.
- [10] Matsumoto M, Toyomay, Ishikawam, et al. Increased signal intensity of the spinal cord on magnetic resonance images in cervical compressive myelopathy: does it predict the outcome of conservative treatment[J]. Spine, 2000, 25(6): 677682.
- [11] 郭成, 刘桂芳. 脊髓磁共振扩散成像进展及临床应用[J]. 齐鲁医学杂志, 2011, 26(1): 85—87.
- [12] Yoon H, Kim J, Moon WJ, et al. Characterization of chronic axonal degeneration using diffusion tensor imaging in canine spinal cord injury: a quantitative analysis of diffusion tensor imaging parameters according to histopathological differences[J]. Journal of Neurotrauma, 2017, 34(21): 3041—3050.
- [13] Lindberg P, Sanchez K, Ozcan F, et al. 常规MRI无脊髓损伤的颈椎病人力度控制与局域脊髓DTI的相关性[J]. 国际医学放射学杂志, 2016, 39(3): 323—324.
- [14] Benveniste H, Qui H, Hedlund LW, et al. In vivo diffusion weighted magnetic resonance microscopy of rat spinal cord: effect of is chemia and intrathecal hyperbaric 5% li-

- dacaine[J]. Reg Anesth Pain Med, 1999, 24: 311—318.
- [15] Li XH, Li JB, He XJ, et al. Timing of diffusion tensor imaging in the acute spinal cord injury of rats[J]. Sci Rep, 2015, 5: 12639.
- [16] 陈惠恩,孙井松,蔡厚洪,等. DTI成像技术在脊髓震荡损伤中的应用价值[J]. 中国CT和MRI杂志, 2016, 14(10): 30—32.
- [17] 叶彩林,余永强,钱银锋. 急性颈部外伤的MR扩散张量成像[J]. 临床放射学杂志, 2017, 36(10): 1405—1411.
- [18] 张超,穆学涛,马巧稚,等. 扩散张量成像早期诊断慢性压迫性颈髓损伤[J]. 临床放射学杂志, 2015, 34(08): 1194—1198.
- [19] 涂灿,汪建华,廖海波,等. 磁共振扩散张量成像与纤维束成像在脊髓型颈椎病中的研究[J]. 中国骨伤, 2016, 29(3): 200—204.
- [20] 覃达贤,朱刚明,王青云,等. 3.0T MR扩散张量成像在颈椎病诊断中的应用[J]. 现代医用影像学, 2017, 26(2): 256—258.
- [21] 赵细辉,陈昆涛,王荣品,等. 兔急性脊髓损伤的DTI扩散参数及病理对照[J]. 实用医学杂志, 2017, 33(10): 1597—1600.
- [22] 丁俊. 弥散张量成像对脊髓型颈椎病的早期诊断价值[D]. 皖南医学院, 2017. 36(5): 710—713. (请作者核对此条文献的著录)
- [23] 吴杏,胡久益,王小双,等. FA值、ADC值与腰骶丛脊神经根受压程度的相关性研究[J]. 临床放射学杂志, 2017, 36(5): 710—713.
- [24] Freund P, Schneider T, Nagy Z, et al. Degeneration of the injured cervical cord is associated with remote changes in corticospinal tract integrity and upper limb impairment[J]. PLoS One, 2012, 7(12): e51729.
- [25] 魏梁锋,王守森,郑兆聪,等. 磁共振弥散张量成像在颈椎管内肿瘤手术预后评估中的作用[J]. 中华神经外科杂志, 2016, 32(6): 556—560.
- [26] etersen JA, Wilm BJ, von Meyenburg J, et al. Chronic cervical spinal cord injury: DTI correlates with clinical and electrophysiological measures[J]. Neurotrauma, 2012, 29(8): 1556—1566.
- [27] 杨蔚,金国宏,李德刚,等. 急性颈髓损伤的扩散张量成像表现与神经功能改变的相关性[J]. 中国医学影像技术, 2010, 26(12): 2263—2266.
- [28] Guleria S, Gupta RK, Saksena S, et al. Retrograde Wallerian degeneration of cranial corticospinal tracts in cervical spinal cord injury patients using diffusion tensor imaging[J]. J Neurosci Res, 2008, 86(10): 2271—2280.
- [29] Lewis MJ, Yap PT, McCullough S, et al. The relationship between lesion severity characterized by diffusion tensor imaging and motor function in chronic canine spinal cord injury[J]. Neurotrauma, 2017, 34(21): 3041—3050.
- [30] Shanmuganathan K, Zhuo J, Chen HH, et al. Diffusion during acute blunt cervical spinal cord injury in predicting long-term outcome[J]. Neurotrauma, 2017, 34(21): 2964—2971.
- [31] Kim JH, Loy DN, Wang Q, et al. Diffusion tensor imaging at 3 hours after traumatic spinal cord injury predicts long-term locomotor recovery[J]. J Neurotrauma, 2010, 27(3): 587—598.
- [32] Zhang C, Chen K, Han X, et al. Diffusion tensor imaging in diagnosis of post-traumatic syringomyelia in spinal cord injury in rats[J]. Medical Science Monitor: International Medical Journal of Experimental and Clinical Research, 2018, 9, 24: 177—182.
- [33] Alizadeh M, Fisher J, Saksena S, et al. Reduced field of view diffusion tensor imaging and fiber tractography of the pediatric cervical and thoracic spinal cord injury[J]. Neurotrauma, 2018, 35(3): 452—460.
- [34] Guan L, Chen X, Hai Y, et al. High-resolution diffusion tensor imaging in cervical spondylotic myelopathy: a preliminary follow-up study[J]. NMR in Biomedicine, 2017, 30(10): DOI: 10.1002/nbm.3769.
- [35] Zhao C, Rao JS, Pei XJ. Diffusion tensor imaging of spinal cord parenchyma lesion in rat with chronic spinal cord injury[J]. Magn Reson Imaging, 2017, 47: 25—32.
- [36] Schwartz ED, Shumsky JS, Wehrli S, et al. Ex vivo MR determined apparent diffusion coefficients correlate with motor recovery mediated by intra spinal transplants of fibroblasts genetically modified to express BDNF[J]. Exp Neurol, 2003, 182(1): 49—63.
- [37] Vedantam A, Rao A, Kurpad SN, et al. Diffusion tensor imaging correlates with short-term myelopathy outcome in patients with cervical spondylotic myelopathy[J]. World Neurosurg, 2017, 97: 489—494.
- [38] Rindler RS, Chokshi FH, Malcolm JG, et al. Spinal diffusion tensor imaging in evaluation of preoperative and postoperative severity of cervical spondylotic myelopathy: systematic review of literature[J]. World Neurosurg, 2017, 99: 150—158.
- [39] 赖丙林,吕国土,侯莉莉,等. 扩散张量成像对创伤性颈髓损伤的早期诊断及预后演变研究[J]. 临床放射学杂志, 2017, 36(3): 328—332.
- [40] Morozova SN, Bryukhov VV, Trifonova OV, et al. A DTI study of the spinal cord lesion in patients with multiple sclerosis during the follow-up after relapse[J]. Zh Nevrol Psikhiatr Im S S Korsakova, 2016, 116: 21—26.
- [41] Martin AR, Aleksanderek I, Cohen-Adad J, et al. Translating state-of-the-art spinal cord MRI techniques to clinical use: A systematic review of clinical studies utilizing DTI, MT, MWF, MRS, and fMRI[J]. Neuroimage Clin, 2015, 10: 192—238.
- [42] Lindberg PG, Sanchez K, Ozcan F, et al. Correlation of force control with regional spinal TI in patients with cervical spondylosis without signs of spinal cord injury on conventional MRI[J]. Eur Radiol, 2016, 26(3): 733—742.
- [43] Fujiyoshi K, Yamada M, Nakamura M, et al. In vivo tracing of neural tracts in the intact and injured spinal cord of marmosets by diffusion tensor tractography[J]. J Neurosci, 2007, 27(44): 11991—11998.
- [44] Zhang D, Li XH, Zhai X, et al. Feasibility of 3.0 T diffusion-weighted nuclear magnetic resonance imaging in the evaluation of functional recovery of rats with complete spinal cord injury[J]. Neural Regeneration Research, 2015, 10: 412—418.