

DOI:10.3724/SP.J.1008.2014.00780

• 综述 •

## 弥散张量成像在脊髓型颈椎病中的应用进展

王 琨<sup>1</sup>, 郝 强<sup>2</sup>, 沈洪兴<sup>1\*</sup>

- 1. 第二军医大学长海医院骨科, 上海 200433
- 2. 第二军医大学长海医院影像科, 上海 200433

**[摘要]** 脊髓型颈椎病(CSM)是老年人群中的常见疾病,由颈椎退变导致脊髓慢性受压所引起。磁共振成像(MRI)可显示椎管是否狭窄、脊髓受压的程度和信号的改变,但对脊髓轻度变性和微观结构的改变敏感性较低且不能定量分析。弥散张量成像(DTI)是一种可以评价神经纤维细胞内外水分子弥散特征的MRI新技术,评价参数包括表观弥散系数(ADC)和各向异性分数(FA),并可利用纤维束示踪成像(DTT)清晰地显示出神经纤维束的形态,是目前唯一可无创显示活体神经纤维束的方法。研究表明,DTI参数对CSM的早期诊断、神经功能评估和预后判断较常规MRI更加敏感,DTT可清晰显示脊髓纤维束形态和连续性的改变,也可准确评估神经功能并预测患者手术预后,但脊髓DTI成像仍有许多干扰因素,脊髓DTI参数如何测量和分析尚无统一标准,并且DTT能否完全反映脊髓真实病理状态,有待进一步研究。本文就脊髓DTI成像技术发展和DTI在CSM中的研究进展作一综述。

**[关键词]** 脊髓型颈椎病;磁共振成像;弥散张量成像;表观弥散系数;各向异性分数;纤维束示踪成像

**[中图分类号]** R 681.531.1 **[文献标志码]** A **[文章编号]** 0258-879X(2014)07-0780-06

### Application of diffusion tensor imaging in cervical spondylotic myelopathy: recent advance

WANG Kun<sup>1</sup>, HAO Qiang<sup>2</sup>, SHEN Hong-xing<sup>1\*</sup>

- 1. Department of Orthopedics, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200433, China
- 2. Department of Radiology, Changhai Hospital, Second Military Medical University, Shanghai 200433, China

**[Abstract]** Cervical spondylotic myelopathy (CSM), commonly seen in the elderly, is caused by the chronic compression of the spinal cord induced by cervical disc degradation. Magnetic resonance imaging (MRI) can clearly reveal spinal canal stenosis, morphology and signal changes of compressed spinal cord, but it falls short in demonstrating the slight changes and microstructure of the spinal cord and is not capable of quantitative analysis. Diffusion tensor imaging (DTI) is a new MRI technique which can display the water molecule diffusion characteristics in the nerve fiber cells, with the evaluation parameters mainly including the apparent diffusion coefficient (ADC) and the fractional anisotropy (FA). Moreover, it can clearly display the fiber bundle of the spinal cord with the diffusion tensor tractography (DTT), making it currently the only non-invasive way to trace the white matter fiber bundle. Studies have reported that DTI parameters compared with routine MRI is more sensitive in early diagnosis, neuronal function evaluation, and prognosis prediction of CSM. DTT can clearly display the morphology and dynamic changes of spinal nerve bundles, evaluate the neuronal function and predict the post-operation prognosis. There are still limitations for spinal DTI, such as lack of standard method for measuring and analyzing DTI parameters, and whether DTT can reflect the true pathological status of spinal cord. Here we reviewed the development of DTI technology and its role in CSM.

**[Key words]** cervical spondylotic myelopathy; magnetic resonance imaging; diffusion tensor imaging; apparent diffusion coefficient; fractional anisotropy; tractography

[Acad J Sec Mil Med Univ, 2014, 35(7):780-785]

脊髓型颈椎病(cervical spondylotic myelopathy, CSM)是一种颈椎退变导致脊髓慢性受压所引起的疾病。MRI检查是目前诊断CSM的较佳手

段,可显示椎管是否狭窄、脊髓受压的程度及信号的改变。脊髓T<sub>1</sub>WI信号减低常预示着损伤严重、临床预后较差,但是这种情况出现较少且敏感性较

**[收稿日期]** 2014-03-24 **[接受日期]** 2014-05-20

**[基金项目]** 第二军医大学长海医院“1255”计划基金(CH12550900)。Supported by “1255 Project” of Changhai Hospital of Second Military Medical University(CH12550900).

**[作者简介]** 王 琨, 硕士生. E-mail: wk52693158@126.com

\* 通信作者(Corresponding author). Tel: 021-31161697, E-mail: shenhxgk@126.com

低<sup>[1]</sup>。脊髓 T<sub>2</sub>WI 高信号改变较常出现,反映了脊髓非特异性水肿、炎症反应、缺血等急性改变和脊髓长期受压出现的软化、坏死及胶质增生等多种病理状态<sup>[2]</sup>,但 T<sub>2</sub>WI 高信号与临床表现及手术预后的相关性目前仍存争议,有研究<sup>[3]</sup>认为脊髓 T<sub>2</sub>WI 高信号与 CSM 的严重程度及手术预后均无相关性,也有观点认为<sup>[4]</sup>脊髓 T<sub>2</sub>WI 高信号患者其术前病情较重、手术治疗效果较差。常规 MRI 对脊髓轻度变性和微观结构的改变敏感性较低,不能精确评估脊髓的功能状态且不能进行定量分析。

弥散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)是在弥散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)的基础上发展而来的一种新技术,它利用组织中水分子的扩散运动存在各向异性的原理,通过在不同的方向上施加特定的梯度磁场,计算出组织结构在三维空间中至少 6 个方向上的水分子弥散速度,从而反映出活体组织的细微结构和功能状态<sup>[5-8]</sup>。DTI 的纤维束示踪成像(diffusion tensor tractography, DTT)技术可利用水分子的弥散方向和速率重建出脊髓白质纤维的形态和走行<sup>[9]</sup>,是目前唯一可无创显示活体神经纤维束的方法。DTI 可发现常规 MRI 无法显示的早期病变,具有重要的诊断价值<sup>[5]</sup>。本文将对脊髓 DTI 成像技术的发展及其在 CSM 中的研究进展做一综述。

## 1 脊髓 DTI 成像技术发展

1999 年 Clark 等<sup>[10]</sup>使用梯度自旋回波序列首先将 DTI 扫描序列成功应用于脊髓,此后国内外学者尝试运用多种成像序列进行脊髓的 DTI 成像。但脊髓的解剖结构特点导致了 DTI 成像存在很多无法完全克服的干扰因素<sup>[11]</sup>:首先,由于弥散成像对运动的干扰尤其敏感,脊髓周围的动脉和心脏搏动、呼吸运动等均可导致运动伪影的产生;其次,被检查者的吞咽运动和其他一些微细动作也可影响信号的采集从而产生伪影;另外,脊髓周围的椎体会产生磁敏感伪影导致图像失真,而脊髓中脂肪组织的化学位移也会产生磁敏感伪影从而影响图像质量。由于被检查者无法耐受长时间的绝对静止体位,因此脊髓的 DTI 成像关键在于如何克服脊髓周围组织运动伪影的干扰并尽可能地缩短扫描成像时间。

目前报道过的用于脊髓 DTI 成像方法有线性扫

描成像、翻转恢复快速自旋回波成像(inverse recover fast spin echo, IRFSE)、单次激发平面回波成像(echo planar imaging, EPI)、多次激发 EPI、梯度脉冲双自旋回波-回波平面成像、敏感编码回波平面成像(sensitivity-encoding echo-planar imaging, SE-EPI)等技术<sup>[5,9,12-18]</sup>。线性扫描序列的磁敏感伪影、化学位移伪影较少,并且附加 q 空间成像技术<sup>[12]</sup>可以提供水分子位移的空间、瞬间和定向信息,能显示组织的细微结构并能显示体素的白质纤维,但该技术成像时间较长,同时需要呼吸和心电图控等辅助手段,操作非常复杂,因此在临床应用中受到限制。有报道使用 IRFSE 序列可降低运动和磁敏感伪影<sup>[9]</sup>,但扫描时间较长,约 11 min,患者常无法耐受如此长时间的静止体位,因此临床上使用也较少。

单次激发 EPI 成像速度快、对运动不敏感,但是图像分辨率和信噪比(signal noise ratio, SNR)偏低<sup>[13]</sup>。2000 年, Ries 等<sup>[5]</sup>尝试将脉冲梯度多次激发 EPI 序列应用于颈髓,运动伪影减少; Wheeler-Kingshott 等<sup>[14]</sup>采用 ZOOM-EPI 序列,配合心电图控和导航回波技术,有效减少了图像的运动伪影并提高了空间分辨率,但多次激发 EPI 和 ZOOM-EPI 技术的信噪比仍较低,且扫描时间较长,难以在临床广泛应用。2006 年 Hesseltine 等<sup>[15]</sup>使用梯度脉冲双自旋回波-回波平面成像,该方法使用双自旋回波中的 1 个回波产生弥散图像,利用另 1 个回波产生的信号来评估运动造成的位移与编码间的偏差,从而减少运动伪影,但成像时间仍较长,临床应用受限。SE-EPI 技术可以缩短 TE 时间,提高图像信噪比并且采集时间较其他成像方法缩短,这项技术在矢状面和横断面图像上均可降低运动和磁敏感性伪影<sup>[16]</sup>。

经过不断尝试和探索,单次激发 EPI 作为操作最为简便且成像时间较短的一种成像方式,得到了越来越广泛的应用,虽然空间分辨率略低,但已经能够反映颈髓神经纤维扩散各向异性的特点,目前已成为脊髓 DTI 成像研究中应用最为广泛的扫描序列。Shimony 等<sup>[17]</sup>报道对单次激发 EPI 进行参数优化,扫描时间可缩短至 2 min,并有研究<sup>[18]</sup>报道配合心脏门控技术可避免心血管搏动的影响,获得更好的图像质量。

## 2 DTI 成像在 CSM 中的应用

2003 年 Demir 等<sup>[19]</sup>首先报道了 DTI 在 CSM

的诊断上比常规 MRI 敏感性更高、可更早反映脊髓的微观病理改变。因成像技术的限制,作者仅通过表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)图像上脊髓信号的变化与常规 MRI 图像的信号进行对比,而没有进行 DTI 参数的测量和分析。随着磁共振硬件的更新和 DTI 成像参数的完善,近年来,DTI 在 CSM 中的研究不断发展。目前的研究主要集中在两个方面;一是通过 DTI 参数进行量化评估,二是通过 DTT 重建的脊髓纤维束形态进行病情评估和预后预测。

**2.1 颈髓 DTI 量化评估** DTI 参数包括 ADC、各向异性分数(fractional anisotropy, FA)和扩散张量 3 个本征值:  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$  和  $\lambda_3$ 。ADC 值反映水分子在各个方向上的平均扩散能力,ADC 值越小,说明水分子的扩散能力越弱<sup>[6]</sup>。FA 值是指水分子各向异性成分占整个扩散张量的比例,取值范围为 0~1,当 FA 趋近 1 时,各向异性最大,FA 值接近 0 时,表示各向同性<sup>[7]</sup>。扩散张量的 3 个本征值  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$  和  $\lambda_3$ ,通常借助椭球体进行形象描绘, $\lambda_1$  代表椭球体最长径的扩散能力, $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  代表椭球体前后径和左右径 2 个短轴的扩散能力<sup>[8]</sup>。

有多项研究显示,DTI 参数能准确反映 CSM 患者的脊髓功能状态,诊断价值较常规 MRI 更高。Mamata 等<sup>[20]</sup>对 72 例 CSM 患者 DTI 成像研究发现:随着患者病情程度加重,FA 逐渐减低、ADC 值逐渐增高,ADC 值与年龄、病情程度均正相关,而 FA 则负相关。Song 等<sup>[21]</sup>对 53 位 CSM 患者的 DTI 参数分析,结果也显示脊髓受压时 FA 值减低、ADC 值增高。Kara 等<sup>[22]</sup>发现,有典型症状而 T<sub>2</sub>WI 无高信号 CSM 患者,其 FA 值明显降低而 ADC 值相应增加,表明在 CSM 病程中 DTI 参数值改变较脊髓 T<sub>2</sub>WI 图像出现高信号更早,可反映轴突脱髓鞘病变。Meng 等<sup>[23]</sup>利用 3.0 T 磁共振对 84 例 CSM 患者进行的 DTI 研究也证实,随着脊髓压迫程度的加重,FA 值减小、ADC 值增加,同时发现  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  值均增加,因此通过 DTI 可在疾病早期对脊髓潜在的组织病变进行评估。Budzik 等<sup>[24]</sup>的研究表明,FA 值与 CSM 患者神经功能之间有明显相关性,FA 较常规 T<sub>2</sub> 加权成像对 CSM 的诊断更加敏感,同时作者认为脊髓 T<sub>2</sub> 高信号与神经功能损害程度、DTI 参数之间均无相关性。

也有研究认为,DTI 参数对 CSM 患者手术预后的预测价值更高。Jones 等<sup>[25]</sup>对 DTI 参数与神经功能及预后之间关系的研究发现,FA 值与神经功能状态有明显相关性,在 FA、T<sub>2</sub>WI 像高信号、椎管狭窄三者中,FA 值对预测患者神经功能改善情况的精确性最高。Kerkovský 等<sup>[26]</sup>研究认为,与脊髓 T<sub>2</sub>WI 高信号和脊髓横断面积相比,FA、ADC 值预测 CSM 患者手术预后的敏感性和特异性更高,同时也发现 DTI 相比电生理检查对脊髓损伤的识别能力更强。

上述研究<sup>[20-26]</sup>中 DTI 的参数是在脊髓轴位图像上手工选择感兴趣区(region of interest, ROI)进行测量的,ROI 选择方法各不相同,但多是选择整个或部分脊髓横截面进行测量。Kara 等<sup>[22]</sup>选择整个脊髓横断面作为 ROI,Meng 等<sup>[23]</sup>选择脊髓轴位的异常信号区作为 ROI,而 Jones 等<sup>[25]</sup>的测量方法为:从脊髓左、中、右 3 个位置各选择一个 ROI 进行测量,取三者平均值进行统计分析。Song 等<sup>[21]</sup>选择一个约 50 像素大小的 ROI 置放在脊髓中央进行测量。

随着 DTI 图像质量的改善,在轴位图像上已能清晰分辨出灰质和白质的形态。近年来的研究发现<sup>[27-28]</sup>人颈髓白质和灰质之间的 ADC、FA 值有明显差异,并且 DTI 参数值在不同脊髓平面、不同年龄间均有差异。Onu 等<sup>[27]</sup>利用图像融合技术进行 DTI 测量,选择解剖结构显示清晰的 T<sub>2</sub>WI 图像与 DTI 图像进行融合,在 T<sub>2</sub>WI 上确定脊髓纤维束的相应位置作为 ROI,进而在 DTI 图像上测量相应的 DTI 参数。结果表明,脊髓前索和侧索、后索之间的纵向弥散速率( $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$ )有显著不同,而纵向弥散速率( $\lambda_1$ )无显著差异。Vedantam 等<sup>[28]</sup>研究也证实,颈髓灰质的 FA、ADC 值与白质有明显差异,不同白质纤维束之间的 FA、ADC 值差异也有统计学意义,后索的 ADC 值最高,前索的 FA 值最低;并且发现 55 岁以上年龄人群中颈髓的 FA 值与年龄有明显相关性。因此前文提及的报道<sup>[20-26]</sup>测量得到的 DTI 参数值仅是一个混杂区域的平均参数,并且受到年龄和病变节段等因素的干扰。DTI 属功能成像,理论上其诊断价值比常规 MRI 更高,目前的文献也均支持这种观点。但目前 DTI 对脊髓量化评估存在的主要问题是缺乏标准、科学的测量方法,以充分避免到这些因素的影响。

**2.2 纤维束示踪成像评估** 1992 年,Basser 等<sup>[29]</sup>

首次报道 DTI 可测定水分子的扩散和显示神经白质纤维束的形态。1999 年, Clark 等<sup>[10]</sup> 首先尝试将 DTI 技术用于脊髓以来, DTI 在脊髓的应用逐渐引起学者的关注, 由于技术条件限制和脊髓 DTI 成像的干扰, 一直未见 DTT 在脊髓中的报道。2005 年, Facon 等<sup>[30]</sup> 使用 1.5 T 磁共振仪尝试对颈髓进行纤维束示踪, 由于硬件条件限制, 扩散方向只能取 6 个, 重建的纤维束质量较差, 有空洞伪影。Jones 等<sup>[31]</sup> 研究发现, 增加扩散方向可以减少空洞伪影的产生, 提高纤维束成像质量。另外, 由于 DTT 是基于 FA 的大小和方向进行的计算机重建技术, 当 FA 值小于设定最小阈值时示踪终止, 因此 FA 最小阈值的设定也将影响成像质量。阈值太小, 则重建出的纤维束边缘毛糙不清; 阈值设置太大, 则重建的纤维束稀少, 均不能准确反映纤维束正常形态。

Meng 等<sup>[23]</sup> 的研究使用 3.0 T 磁共振仪, 选择 15 个扩散方向, 重建的颈髓神经纤维束质量较高, 进一步对不同程度的 CSM 患者进行 DTT 成像研究发现, 随着脊髓受压程度的加重, DTT 纤维束逐渐出现扭曲、紊乱甚至是中断, 纤维束破坏程度与患者的临床表现严重程度相一致。Lee 等<sup>[32]</sup> 按 DTT 显示的脊髓形态分成完整、脊髓受压(束腰征)、部分中断、完全中断 4 个等级, 通过其与患者的手术预后对比发现, 纤维束完整性与患者预后正相关, DTT 纤维束越完整的患者神经功能改善越好, 纤维束中断的患者预后较差。另外类似的研究<sup>[25, 33]</sup> 证实, DTT 显示的纤维束与患者临床表现相一致, 其对 CSM 的诊断和预后价值均明显优于常规 MRI。

### 3 展 望

随着弥散技术的开发和对参数的不断优化, 脊髓 DTI 成像质量已经得到了不断改善, 作为一种可定量分析并无创性观察纤维束形态的检查方法, DTI 在对脊髓慢性损伤的诊断上较常规 MRI 有明显的优势。然而目前 DTI 未能在脊髓病变中广泛使用, 除了前文所述的成像干扰因素以外, 主要有以下两个原因: 首先, 脊髓 DTI 参数测量无标准化方法, 并且 DTI 参数值在不同年龄之间、颈椎不同节段之间也有差异, 如何对这些参数进行客观地测量和科学地评估有待进一步研究。其次, DTT 是一种基于设定的 FA 值进行的结构重建技术, 重建的纤维束并

不能完全反映脊髓真实结构, 并且示踪技术无法显示损伤脊髓周围的微循环改变和胶质细胞增生等现象, 它能在多大程度上反映脊髓真实病理状态以及与神经功能、预后之间的相关性有待进一步研究。

另外, DTI 成像理论是基于水分子弥散符合自由水分子的高斯分布特征, 然而人体组织结构复杂, 水分弥散运动因细胞间结构、细胞膜渗透性及不同的物理化学特性而表现复杂, 呈非高斯分布状态, 因此 DTI 技术存在固有的理论缺陷<sup>[34]</sup>。弥散峰值成像(diffusion kurtosis imaging, DKI)是新近出现的探测非高斯分布的水分子弥散特征的成像理论, 是基于 DTI 理论的改善和提高, 对各向同性和交叉纤维的显示较好, 成像速度较快并且对混杂效应的干扰较小, 可更加准确、真实地反映水分子的弥散运动。目前已有 DKI 应用于脊髓的报道<sup>[35]</sup>, 有理由相信, 随着磁共振弥散技术的不断进展, 其在脊髓病变中将会得到更广泛的研究和应用。

### 4 利益冲突

所有作者声明本文不涉及任何利益冲突。

### [参 考 文 献]

- [1] Chen C J, Lyu R K, Lee S T, Wong Y C, Wang L J. Intramedullary high signal intensity on T<sub>2</sub>-weighted MR images in cervical spondylotic myelopathy: prediction of prognosis with type of intensity[J]. Radiology, 2001, 221:789-794.
- [2] Takahashi M, Yamashita Y, Sakamoto Y, Kojima R. Chronic cervical cord compression: clinical significance of increased signal intensity on MR images[J]. Radiology, 1989, 173:219-224.
- [3] Matsumoto M, Toyama Y, Ishikawa M, Chiba K, Suzuki N, Fujimura Y. 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, 25:677-682.
- [4] Yukawa Y, Kato F, Yoshihara H, Yanase M, Ito K. MR T<sub>2</sub> image classification in cervical compression myelopathy: predictor of surgical outcomes[J]. Spine (Phila Pa 1976), 2007, 32:1675-1679.
- [5] Ries M, Jones R A, Dousset V, Moonen C T. Diffusion tensor MRI of the spinal cord[J]. Magn Reson Med, 2000, 44:884-892.

- [6] Clark C A, Barrick T R, Murphy M M, Bell B A. White matter fiber tracking in patients with space occupying lesions of the brain; a new technique for neurosurgical planning[J]. *Neuroimage*, 2003, 20: 1601-1608.
- [7] Basser P J, Pierpaoli C. Microstructural and physiological features of tissues elucidated by quantitative-diffusion-tensor MRI[J]. *Magn Reson B*, 1996, 111: 209-219.
- [8] Westin C F, Maier S E, Mamata H, Nabavi A, Jolesz F A, Kikinis R. Processing and visualization for diffusion tensor MRI[J]. *Med Image Anal*, 2002, 6: 93-108.
- [9] Tsuchiya K, Fujikawa A, Suzuki Y. Diffusion tractography of the cervical spinal cord by using parallel imaging [J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2005, 26: 398-400.
- [10] Clark C A, Barker G J, Tofts P S. Magnetic resonance diffusion imaging of the human cervical spinal cord *in vivo* [J]. *Magn Reson Med*, 1999, 41: 1269-1273.
- [11] Yoo W K, Kim T H, Hai D M, Sundaram S, Yang Y M, Park M S, et al. Correlation of magnetic resonance diffusion tensor imaging and clinical findings of cervical myelopathy[J]. *Spine J*, 2013, 13: 867-876.
- [12] Toosy A T, Werring D J, Orrell R W, Howard R S, King M D, Barker G J. Diffusion tensor imaging detects corticospinal tract involvement at multiple levels in amyotrophic lateral sclerosis [J]. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 2003, 74: 1250-1257.
- [13] Summers P, Staempfli P, Jaermann T, Kwiecinski S, Kollias S. A preliminary study of the effects of trigger timing on diffusion tensor imaging of the human spinal cord[J]. *Am J Neuroradiol*, 2006, 27: 1952-1961.
- [14] Wheeler-Kingshott C A, Hickman S J, Parker G J, Ciccarelli O, Symms M R, Miller D H. Investigating cervical spinal cord structure using axial diffusion tensor imaging[J]. *Neuroimage*, 2002, 16: 93-102.
- [15] Hesseltine S M, Law M, Babb J, Rad M, Lopez S, Ge Y. Diffusion tensor imaging in multiple sclerosis; assessment of regional differences in the axial plane within normal-appearing cervical spinal cord[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2006, 27: 1189-1193.
- [16] Cercignani M, Horsfield M A, Agosta F, Filippi M. Sensitivity-encoded diffusion tensor MR imaging of the cervical cord[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2003, 24: 1254-1256.
- [17] Shimony J S, McKinstry R C, Akbudak E, Aronovitz J A, Snyder A Z, Lori N F. Quantitative diffusion-tensor anisotropy brain MR imaging; normative human data and anatomic analysis [J]. *Radiology*, 1999, 212: 770-784.
- [18] Bosma R L, Stroman P W. Characterization of DTI indices in the cervical, thoracic, and lumbar spinal cord in healthy humans [J]. *Radiol Res Pract*, 2012, 2012: 143705.
- [19] Demir A, Ries M, Moonen C T, Vital J M, Dehais J, Arne P, et al. Diffusion-weighted MR imaging with apparent diffusion coefficient and apparent diffusion tensor maps in cervical spondylotic myelopathy[J]. *Radiology*, 2003, 229: 37-43.
- [20] Mamata H, Jolesz F A, Maier S E. Apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in spinal cord; age and cervical spondylosis-related changes[J]. *Magn Reson Imaging*, 2005, 22: 38-43.
- [21] Song T, Chen W J, Yang B, Zhao H P, Huang J W, Cai M J, et al. Diffusion tensor imaging in the cervical spinal cord[J]. *Eur Spine J*, 2011, 20: 422-428.
- [22] Kara B, Celik A, Karadereler S, Ulusoy L, Ganiyusuoglu K, Onat L, et al. The role of DTI in early detection of cervical spondylotic myelopathy; a preliminary study with 3-T MRI[J]. *Neuroradiology*, 2011, 53: 609-616.
- [23] Xiangshui M, Xiangjun C, Xiaoming Z, Qingshi Z, Yi C, Chuanqiang Q, et al. 3 T magnetic resonance diffusion tensor imaging and fibre tracking in cervical myelopathy [J]. *Clin Radiol*, 2010, 65: 465-473.
- [24] Budzik J F, Balbi V, Le Thuc V, Duhamel A, Assaker R, Cotten A. Diffusion tensor imaging and fibre tracking in cervical spondylotic myelopathy [J]. *Eur Radiol*, 2011, 21: 426-433.
- [25] Jones J G, Cen S Y, Lebel R M, Hsieh P C, Law M. Diffusion tensor imaging correlates with the clinical assessment of disease severity in cervical spondylotic myelopathy and predicts outcome following surgery[J]. *AJNR Am J Neuroradiol*, 2013, 34: 471-478.
- [26] Kerkovský M, Bednařík J, Dušek L, Spláková-Puková A, Urbánek I, Mechl M, et al. Magnetic resonance diffusion tensor imaging in patients with cervical spondylotic spinal cord compression; correlations between clinical and electrophysiological findings [J]. *Spine*, 2012, 37: 48-56.
- [27] Onu M, Gervai P, Cohen-Adad J, Lawrence J, Kornelsen J, Tomanek B, et al. Human cervical spinal cord funiculi; investigation with magnetic resonance diffusion ten-

- sor imaging[J]. Magn Reson Imaging, 2010, 31: 829-837.
- [28] Vedantam A, Jirjis M B, Schmit B D, Wang M C, Ulmer J L, Kurpad S N. Characterization and limitations of diffusion tensor imaging metrics in the cervical spinal cord in neurologically intact subjects[J]. J Magn Reson Imaging, 2013, 38: 861-867.
- [29] Basser P J, Mattiello J, LeBihan D. Estimation of the effective self-diffusion tensor from the NMR spin echo[J]. J Magn Reson B, 1994, 103: 247-254.
- [30] Facon D, Ozanne A, Fillard P, Lepeintre J F, Tournoux-Facon C, Ducreux D. MR diffusion tensor imaging and fiber tracking in spinal cord compression[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2005, 26: 1587-1594.
- [31] Jones D K. The effect of gradient sampling schemes on measures derived from diffusion tensor MRI: a Monte Carlo study[J]. Magn Reson Med, 2004, 51: 807-815.
- [32] Lee J W, Kim J H, Park J B, Park K W, Yeom J S, Lee G Y, et al. Diffusion tensor imaging and fiber tractography in cervical compressive myelopathy: preliminary results[J]. Skeletal Radiol, 2011, 40: 1543-1551.
- [33] Wang W, Qin W, Hao N, Wang Y, Zong G. Diffusion tensor imaging in spinal cord compression[J]. Acta Radiol, 2012, 53: 921-928.
- [34] Yang A W, Jensen J H, Hu C C, Tabesh A, Falangola M F, Helpert J A. Effect of cerebral spinal fluid suppression for diffusional kurtosis imaging[J]. J Magn Reson Imaging, 2013, 37: 365-371.
- [35] Hori M, Fukunaga I, Masutani Y, Nakanishi A, Shimoji K, Kamagata K, et al. New diffusion metrics for spondylotic myelopathy at an early clinical stage[J]. Eur Radiol, 2012, 22: 1797-1802.

[本文编辑] 张建芬, 贾泽军

• 书 讯 •

《军事体能训练健康保护知识 100 问》已出版

《军事体能训练健康保护知识 100 问》由于晓华主编,第二军医大学出版社出版,ISBN 978-7-5481-0748-4,定价:25.00 元。

该书选编了部队官兵咨询较多的军事体能训练伤病防治知识 100 题,内容包括军事体能训练基础知识、运动性创伤的预防与处置、运动性疾病的预防与处置、军事体能训练的医务监督 4 个方面,系统回答了官兵在训练中如何防范与救治训练伤病的问题,以维护官兵身心健康,减少训练伤病,促进康复,提高参训率。

该书适合部队官兵和各级卫生机构医务人员阅读,并可作为基层部队军事训练伤病防治骨干的培训教材,也可供部队司令部门、各级指挥人员、军事院校和军事医学研究人员参考使用。

该书由第二军医大学出版社发行科发行,全国各大书店均有销售。

通信地址:上海市翔殷路 800 号,邮编:200433

邮购电话:021-65344595,65493093

<http://www.smmup.cn>