

磁共振弥散张量成像的质量控制

李春童^{1,2,3}, 裴丽^{1,2,3}, 孙勇³, 侯坤^{1,2,3}, 邱建峰^{1,2,3}

1. 山东第一医科大学(山东省医学科学院)医学工程技术研究中心, 山东 泰安 271016; 2. 山东第一医科大学(山东省医学科学院) Imaging-X 联合实验室, 山东 泰安 271016; 3. 山东第一医科大学(山东省医学科学院)放射学院, 山东 泰安 271016

【摘要】磁共振弥散张量成像(DTI)是诊断和分析神经系统疾病的重要方法,但其目前发展受空间分辨率、信噪比及图像质量等限制。本文对近年来MRI系统基础质量保证方法、DTI参数定性测量方法、用于扩散成像的软件方法以及不同纤维跟踪方法等进行综述。

【关键词】磁共振成像; 弥散张量成像; 质量控制; 综述

【中图分类号】R318

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2020)01-0069-06

Quality control of magnetic resonance diffusion tensor imaging

LI Chunlong^{1,2,3}, PEI Li^{1,2,3}, SUN Yong³, HOU Kun^{1,2,3}, QIU Jianfeng^{1,2,3}

1. Medical Engineering and Technology Research Center, Shandong First Medical University (Shandong Academy of Medical Sciences), Tai'an 271016, China; 2. Imaging-X Joint Laboratory, Shandong First Medical University (Shandong Academy of Medical Sciences), Tai'an 271016, China; 3. School of Radiology, Shandong First Medical University (Shandong Academy of Medical Sciences), Tai'an 271016, China

Abstract: Magnetic resonance diffusion tensor imaging (DTI) is an important method for the diagnosis and analysis of nervous system diseases. However, the development of DTI is limited by spatial resolution, signal-to-noise ratio and image quality. Herein the basic quality assurance methods for magnetic resonance imaging systems, the qualitative measurements of DTI parameters, the software tools for DTI and different fiber tracking methods are reviewed.

Keywords: magnetic resonance imaging; diffusion tensor imaging; quality control; review

前言

磁共振弥散张量成像(Diffusion Tensor Imaging, DTI)检查是通过磁共振水分子弥散成像观察脑白质纤维束结构形态,用以诊断和分析神经系统疾病的重要方法,但其目前发展受空间分辨率、信噪比(SNR)及图像质量的限制^[1],许多因素都会影响DTI成像质量,如B0的变化会导致严重的信号失真,从而影响各向异性分数(Fractional Anisotropy, FA)值的测量^[2]。因此,制定准确有意义的DTI测量指标是未来DTI质量控制发展的目标^[3]。

近年来,随着扩散光谱成像(Diffusion Spectrum Imaging, DSI)、Q空间球面成像(Q-Ball Imaging, QBI)、广义q采样成像(Generalized Q-Sampling Imaging, GQI)、神经突定向分散和密度成像(Neurite Orientation Dispersion and Density Imaging, NODDI)、扩散基础光谱成像等各项基于高角度分辨率成像模型的各项技术的出现^[4],已有许多获得亚体素组织结构的重建方法。与此同时,b值的增加对梯度场和SNR的要求越来越高^[5],也使得QA越发重要^[6]。

1 MRI系统的基础质量保证

DTI图像易受到伪影的影响,如磁敏感性伪影、运动伪影等^[7]。因此需要通过提高SNR、降低B0不均匀性、补偿涡流、校正运动伪影等手段,来提高DTI图像的质量。

1.1 SNR

SNR是图像感兴趣区域中平均信号强度和噪声的比值,是保证DTI图像质量的最基本指标^[2]。测量SNR的方法有基于图像的方法,如两图像融合法或

【收稿日期】2019-08-19

【基金项目】国家重点研发计划(2016YFC0103400)

【作者简介】李春童,研究方向:影像医学与核医学, E-mail: lichuntong1997@163.com;裴丽,硕士,研究方向:磁共振弥散张量成像, E-mail: peili5939@163.com;孙勇,硕士,副教授,研究方向:医学影像技术与图像处理, E-mail: sunyong_67@163.com;侯坤,硕士,助理实验师,研究方向:生物医学工程, E-mail: houkun921@163.com

【通信作者】邱建峰, E-mail: jfqiu100@gmail.com

多图像融合法。图像的SNR受到多方面因素的影响,其中,不同的图像采集和重建方法会影响噪声的分布,噪声测量的准确性高度依赖于实验方案,包括 b 值和实验对象的扩散系数。基于此,有研究提出扩散噪声比的概念,它是指扩散图的SNR,可以用来估计噪声影响从而进行SNR分析^[8]。另外,不同的测量方法、序列及应用不同重建技术得出的SNR会有所差异^[9]。增加扩散梯度方向的数量可以改善扩散张量图的SNR。表面线圈的变化、软件更新等因素也会导致SNR的改变^[10-11]。

1.2 MRI系统伪影

MRI系统伪影,是指DTI对热噪声、涡流、主体运动、磁场不均匀性等多种因素敏感而产生的伪影^[11]。MRI系统存在的技术问题也会产生伪影,例如,DW图像中由于磁场梯度的不稳定会出现尖峰伪影^[11]。目前,相关研究中已提出许多方案来消除伪影。

1.2.1 平面回波序列(EPI)导致的图像失真 减少EPI伪影方法有基于图像法、基于场映射法和基于脉冲序列法^[12]。缩短回波链长度和回波间隔,并采用并行成像和分段 k 间隔可有效减少伪影^[13]。此外,点分布函数可以校正EPI序列导致的磁敏感性伪影^[14],异常值检测去尖峰技术可以检测尖峰噪声^[15],单次灵敏度编码平面回波技术可以改善空间分辨率和减少噪声,灵敏度编码技术可以提供高磁场强度下高质量的纤维显示^[16]。为了减少涡流伪影,研究者改进了传统的DTI采集和重建方法,新的方法包括 k 空间能量锚定序列、多部分傅立叶重建和信号强度校正3个部分^[17]。

B_0 的不均匀性会导致几何失真,且主要发生在相位编码方向上,目前对 B_0 导致的几何失真尚无有效的校正方法^[18]。此外,在MRI获取期间, k 空间信号强度发生变化时,基于DTI的EPI极易发生尖峰噪声,为解决这一问题,有研究提出离群点检测去尖峰的概念。

1.2.2 运动伪影 被摄体运动是造成DTI图像伪影的重要原因^[19]。为减小其负面影响,DTI采集可以通过梯度调节来实时调整校正头部运动,或通过后处理技术消除运动伪影,具体是指在计算扩散模型之前,应用全局后处理方法自动校正所有与运动相关的伪影^[20]。此外,缓慢体积运动可能导致边缘伪影和张量估计中的误差,快速体积运动可能导致不均匀的信号丢失^[20]。对此,现已有的处理方法包括前瞻性和回顾性运动校正和再获取,分别用于校正快速体积运动和慢速体积运动^[20]。针对人体实时运动的跟踪和校正,近年来有研究提出3D-EPI导航器的体积导航方法^[20]。

1.3 MRI系统的空间线性度

空间线性度是指图像几何失真程度。校正MRI几何失真的方法包括三维校正、扫描参数的变换等。此外,相移EPI序列可以用于编码EPI相位误差校正,且多数MRI系统配备了几何失真校正算法以校正与系统相关的几何失真^[21]。

1.4 基础MRI系统中的其他参数

除了上述提到的参数外,MRI系统中还有高对比度空间分辨率、层厚、切片位置等其他参数。

2 参数定性测量实例

DTI可定量测量组织中的水分扩散^[20],由该方法得到的FA、平均扩散率等参数可用来诊断传统MRI方法早期不能发现的疾病^[20],同时显示白质中轴突损伤和脱髓鞘情况^[22]。评估误差的存在会使得结果不准确,从而影响图像质量^[23]。因此,扩散评估的准确性至关重要。扩散评估的准确性受许多因素影响,如 b 值、部分容积效应、SNR、热梯度等。

目前已有许多提取和评估DTI参数的方法,其中最常用的是感兴趣区法。此外还有基于体素形态测量、基于空间的空间统计(TBSS)的组比较方法等。提取参数前应预先定义感兴趣区域。几何畸变的存在使得微小结构的感兴趣区选择较为困难,与较大结构相比,感兴趣区的选择会影响小结构的FA,导致使用者错误并增加部分容积效应。针对使用者错误,研究提出概率纤维束成像的方法。在小结构中使用基于纤维束成像的感兴趣区法时,存在重复性差的问题,且纤维束成像算法和参数算法存在很大不同。一般有4种定义感兴趣区的方法,分别是在 $b=0$ 的图像中手动追踪法、在配准的 T_1 加权成像中的手动追踪法、基于FA骨架的半自动方法以及基于概率的纤维束成像半自动化方法。最佳的感兴趣区法应能满足准确定义感兴趣结构的要求。结果表明,FA骨架法可以产生的FA值最高,测量结果也最为可靠^[23]。

2.1 表观扩散系数(ADC)测量方法

ADC用以描述受动脉粥样硬化、呼吸运动、血液灌注等多种因素影响的水扩散,其准确度受多种因素的影响,如SNR、 B 的有效值与标称值的差异、温度、结构噪声及患者运动等因素^[24]。此外ADC值还受扩散编码方向的影响,因此为了提高ADC准确度,应进行3个正交测量并取平均值^[25]。

测量ADC的方法如下:分别将 CUSO_4 水溶液和蔗糖水在1.5T MRI系统中进行扫描,设置扫描参数为 $\text{TR}=3\,000\text{ ms}$, $\text{TE}=22\text{ ms}$,FOV为250 mm。采集参数为 $b=[0,500,1\,000]\text{ s/mm}^2$, $\text{TR}=4\,000\text{ ms}$, $\text{TE}=100\text{ ms}$ 。

为减少伪影的影响,在扫描过程中应将测试溶液固定在线圈中^[24]。使用冰水体模进行评测以减小温度对ADC测量的影响^[24]。ADC值可以通过自动ADC法或Stejskal-Tanner式(1)进行计算:

$$\text{ADC} = -(1/b) \ln(S/S_0) \quad (1)$$

其中,公式中的 b 值是指水扩散的灵敏度,其大小与有效扩散时间、扩散梯度强度有关; S_0 是指当 b 值为零($b=0$)时的信号强度, S 是指 b 值扩散加权时的信号强度^[22]。白质ADC的正常值为 $(0.6-1.58 \times 10^{-3}) \text{ mm}^2/\text{s}$, ADC平均值为 $(0.84 \pm 0.11 \times 10^{-3}) \text{ mm}^2/\text{s}$ ^[26]。

2.2 FA

FA用于脑白质的评价,对脑肿瘤的诊断具有重要意义,FA分析有助于神经影像学中多发性硬化症、癫痫等各种疾病的诊断^[27]。FA值反映分子扩散的方向,正常值为0~1^[28],FA为0时表明水扩散各向同性,为1时表明水扩散各向异性。脑白质的FA值为0.4~0.8,灰质为0.2^[29]。然而在实际测量中,FA值的准确性受多种因素的影响,如不同的成像采集方案、部分容积效应、SNR、空间分辨率、扫描仪型号、扩散编码方向和扫描线圈及不同的扩散时间等^[22]。

2.3 参数派生其他算法

磁共振扩散峰度成像(Magnetic Resonance Diffusion Kurtosis Imaging, DKI)是反映组织异质性的敏感指标^[30]。DKI衍生参数提供的信息可作为DTI衍生参数的补充。平均峰度是DKI最具特征的协议,它可以测量位移的偏差,探测白质结构^[31]。同时它对水交换等更为敏感,与DTI衍生参数相比,DKI是更好的生物标志物^[32]。

DKI衍生参数的准确度取决于 b 值的大小和方向: b 值越大,方向越多,得到的结果越准确^[33]。与DTI相比,GQI能够在变化的扩散环境中提取额外信息,包括归一化定量各向异性和广义分数各向异性^[34]。其可以用来定量识别纤维束的形态、区分纤维取向,提供更准确的水扩散描述^[35-36]。

传统的扩散测量所需采集时间长,为了缩短采集时间,研究提出各向同性扩散加权方案,如FAMED、FAMEDcos、qMASmod等新型序列已应用于临床^[37]。

3 用于扩散成像的软件和方法

处理DTI数据的过程如下:(1)数据传输,将DICOM格式或其他数据格式的数据转换为可读格式;(2)数据预处理,如进行畸变校正、伪影消除和平滑处理等;(3)数据处理,如进行张量估计、张量解码(DSI, Q-ball);(4)数据分析,如分组、TBSS和VBA。

用于数据转换、组织分割、准备和可视化的图像处理方法包括AFNI、Brainvisa、ICBM、FMBIB软件库(FMBIB Software Library, FSL)、BET、TORTOISE、MRIcro、MRIcron等。后处理软件包含TBSS、VBA、SPM、Trackvis、DTI TK、DSI Studio、FDT等。不同的处理方法具有其不同的应用和特点:DTIprep主要用以识别和纠正常见伪影^[38];TORTOISE用于检测和校正图像的异常值,纠正EPI引起的伪影;DTISTUDIO用于校正图像异常值,纠正局部伪像;DISTUDIO可反映大脑正常、异常联系,是DTI、DSI、QBI、q-采样、a-空间重构和确定性跟踪等多种方法的综合应用;Bootstrap用于估计数据质量和系统伪影,能够直接计算误差大小^[39];RAPID用于校正梯度的不匹配,可进行梯度的线性度、时间稳定性等检查^[40]。FST功能FDT用于DTI数据处理,包括数据预处理、局部扩散建模和光纤跟踪等;SPM应用于功能性神经影像数据分析;Trackvis通过扩散MR成像[DSI/DTI/Q-BALL/高角度分辨率成像(High Angular Resolution Imaging, HARDI)]分析和可视化纤维束成像;TBSS对神经退行性束的改变敏感^[41];Tortoise用于校正HARDI图像的涡流和运动伪影^[11];RESTOR可消除心脏伪影的影响,获得稳定的FA值^[42]。

平滑技术的3个目标为增加SNR、补偿残余角误差以及使数据正常分布^[43]。目前的平滑技术,包括线性平滑技术、非线性平滑技术以及各向异性平滑技术,各向异性平滑技术用于降低扩散张量成像噪声并减少噪声对各向异性测量的影响^[44]。然而,现有的软件工具需要人工执行且数据采集与分析之间存在衰减问题。

4 DTT

DTT是一种基于DTI三维重建的技术,可以直观地显示肌纤维和神经纤维的形态特征、评估纤维束的体积^[45]。其目前尚存在对纤维束的估计不准确和不能进行定量测量和统计分析的问题^[46]。为了突破DTT的局限性,已有许多进行纤维跟踪的方法^[47],其中,基于网格采样、单壳或多壳采样方案的各种数据集的GQI对于复杂交叉纤维的跟踪最佳^[48]。然而这些技术也存在局限,一是纤维束跟踪的结果取决于协议的选择,二是感兴趣区的大小和位置会影响跟踪体积而导致成像中的伪影,三是头部运动会影响纤维跟踪的准确度^[49]。

4.1 概率性纤维追踪

进行纤维束描记可分为概率性纤维束成像和确定性纤维束成像。概率性纤维束成像是基于连通性分析DTI参数的方法,能够提供关于单个扫描的预

期再现性信息。其输出3D图像的体素值表示大量样本访问计数。在概率性纤维束成像中,种子点的容积与其他最可能的体积之间存在联系。

与确定性跟踪相比,概率性跟踪具有两个主要优点:多重扩散方向用于纤维束成像和每个体素的模拟,纤维跟踪基于每个体素内可能的扩散取向分布^[50],且可以检测更多更长的纤维束。此外概率性纤维束成像敏感性高且稳定,但同时存在数据采集过多和耗时过长的局限^[12]。

4.2 确定性纤维追踪

确定性纤维束成像具有成像速度更快且易于计算的优点。当体素具有低各向异性时,确定性跟踪将终止,而概率性纤维束成像则可以继续进行^[50]。然而该方法却难以重建扇形、交叉、接合纤维。尽管可以采用 HARDI 和 NODDI 结合概率跟踪技术产生高的对比噪声来解决纤维交叉问题,但高B值的扩散成像会产生低SNR,即使B值最佳时仍然不能对交叉纤维取向进行准确估计^[51]。

4.3 纤维束成像和质量控制

DTT跟踪过程是将扩散张量扫描得到的图像转换成可处理的形式,选择合适的图像处理软件,然后根据不同个体选择种子感兴趣区和FA阈值。选择FA阈值时初始设置为0,然后每次增加0.02,直到可重复纤维束横跨所有感兴趣区,此时的FA值即为纤维追踪的最佳值。若FA阈值设置过高,则噪声纤维减小,目标纤维可视度降低。反之设置过低,则噪声纤维增加,目标纤维可视度增高。

由于不同个体信号衰减程度不同,FA的设置应个体化。种子感兴趣区是执行纤维跟踪计算的初始位置,其选择至关重要。若选择不当,会导致图像显示为噪声纤维。不同的感兴趣区或FA阈值、操作过程及不同的软件和跟踪算法都会对跟踪结果产生影响^[52]。确定性跟踪的代表性工具为运行计算机工作站的Brainlab软件,概率跟踪的代表性工具为FSL。此外,更精细跟踪的终止标准为FA小于0.2,角度小于60°^[53]。因此,需要开发新方法验证这些跟踪的可靠性。

DTI的磁场强度会对跟踪结果产生影响,当使用高磁场强度时,结果精确度高。理论上,若应用高角度分辨率,则交叉纤维显示更准确。具有可行采集参数的DWI数据的概率跟踪,包括约束球面反褶积(Constrained Spherical Deconvolution, CSD)模型和球杆模型(Ball-and-Stick Model, BSM)^[54]。此外,基于Funk-radon和余弦变换的QBI、GQI,基于恒定固体角度的QBI也可应用于纤维扩散分析^[55]。证据表

明CSD和BSM都改善了跟踪结果,而基于前者的追踪结果比后者表现出更高的准确性和灵敏性^[56]。尽管这些技术可以提供更为准确的结果,但其实际应用却存在数据处理复杂、扫描时间长和磁场强度高问题^[57]。在数据方面,有许多方法可以改善纤维跟踪的结果,例如使用具有多扩散方向的采集参数。

4.4 纤维束成像体模的应用

DTI系统必须保证成像质量和系统的安全性。在此过程中,体模是测试和校准的必要工具,它可以模拟人体结构而提供与组织相关的数据。测试体模可分为两类:QA体模和用于检测MRI性能的体模。理想的测试体模应具备以下特点:(1)提供组织相关值;(2)价格便宜、时间稳定、无毒、易于制备;(3)提供的值可重复且可靠。然而目前尚没有体模能完全满足上述条件^[53]。

为了评估纤维定向、FA等各向异性协议和验证DWI分析方法而提出扩散各向异性体模,如生物体模、填充各种材料的平面模型,以及聚酯纤维球形交叉等^[55]。但其实际应用尚存在技术限制,如由气泡和FA值的变化引起的磁化率伪影^[29]。

为了减少空气束的影响,体模的制备应在水下进行。理想情况下,DTI体模包括一个或多个纤维结构,通过该结构,流体能够各向异性扩散以模拟组织^[53]。纤维直径和纤维密度会影响SNR和FA,迪尼玛纤维具有高FA值和适宜的SRN,是最适合模拟纤维的材料。为证实交叉纤维追踪方法,有许多交叉纤维体模出现^[58],而若要实现更复杂的QA参数测量,需在未来进一步改进体模设计^[59]。

5 结论

综上所述,目前已有研究采用不同方法来消除DTI系统中的各项伪影,对DTI各项参数进行提取评估和对DTI数据进行分析、处理、重建。但DKI、DSI、QBI、NODDI等扩散成像技术的质量保证尚无金标准,不同的采集参数、后处理算法等也缺乏各种成像质量的比较标准,故未来须对QA做进一步研究。

【参考文献】

- [1] JAERMANN T, CRELIER G, PRUESSMANN K P, et al. SENSE-DTI at 3T[J]. Magn Reson Med, 2004, 51(2): 230.
- [2] WANG Z J, SEO Y, CHIA J M, et al. A quality assurance protocol for diffusion tensor imaging using the head phantom from American College of Radiology[J]. Med Phys, 2011, 38(7): 4415.
- [3] LAUZON C B, ASMAN A J, ESPARZA M L, et al. Simultaneous analysis and quality assurance for diffusion tensor imaging[J]. PLoS One, 2013, 8(4): e61737.
- [4] SHEN C Y, TYAN Y S, KUO L W, et al. Quantitative evaluation of

- rabbit brain injury after cerebral hemisphere radiation exposure using generalized q-sampling imaging[J]. PLoS One, 2015, 10(7): e0133001.
- [5] KUO L W, CHEN J H, WEDEEN V J, et al. Optimization of diffusion spectrum imaging and q-ball imaging on clinical MRI system[J]. Neuroimage, 2008, 41(1): 7-18.
- [6] DESCOTEAUX M, ANGELINO E, FITZGIBBONS S, et al. Apparent diffusion coefficients from high angular resolution diffusion imaging: estimation and applications[J]. Magn Reson Med, 2010, 56(2): 395-410.
- [7] CHEN C C, WAN Y L, WAI Y Y, et al. Quality assurance of clinical MRI scanners using ACR MRI phantom: preliminary results[J]. J Digi Imag, 2004, 17(4): 279.
- [8] ARMITAGE P, BASTIN M. Utilizing the diffusion-to-noise ratio to optimize magnetic resonance diffusion tensor acquisition strategies for improving measurements of diffusion anisotropy[J]. Magn Reson Med, 2001, 45(6): 1056-1065.
- [9] PELTONEN J I, MÄKELÄ T, SOFIEV A, et al. An automatic image processing workflow for daily magnetic resonance imaging quality assurance[J]. J Digi Imag, 2017, 30(2): 1-9.
- [10] DAVIDS M, ZÖLLNER F G, RUTTORF M, et al. Fully-automated quality assurance in multi-center studies using MRI phantom measurements[J]. Magn Reson Imag, 2014, 32(6): 771-780.
- [11] ZHOU X, SAKAIE K E, DEBBINS J P, et al. Quantitative quality assurance in a multicenter HARDI clinical trial at 3T[J]. Magn Reson Imag, 2017, 35: 81-90.
- [12] IRFANOGLU M O, WALKER L, SARLLS J, et al. Effects of image distortions originating from susceptibility variations and concomitant fields on diffusion MRI tractography results[J]. Neuroimage, 2012, 61(1): 275-288.
- [13] TOURNIER J D, MORI S, LEEMANS A. Diffusion tensor imaging and beyond[J]. Magn Reson Med, 2011, 65(6): 1532-1556.
- [14] LUNDELL H, BARTHELEMY D, BIERING-SØRENSEN F, et al. Fast diffusion tensor imaging and tractography of the whole cervical spinal cord using point spread function corrected echo planar imaging[J]. Magn Reson Med, 2013, 69(1): 144-149.
- [15] CHAVEZ S, STOREY P, GRAHAM S J. Robust correction of spike noise: application to diffusion tensor imaging[J]. Magn Reson Med, 2010, 62(2): 510-519.
- [16] BAMMER R, AUER M, KEELING S L, et al. Diffusion tensor imaging using single-shot SENSE-EPI[J]. Magn Reson Med, 2002, 48(1): 128-136.
- [17] TRUONG T K, SONG A W, CHEN N. Correction for eddy current-induced echo-shifting effect in partial-Fourier diffusion tensor imaging[J]. Biomed Res Int, 2015(10): 1-12.
- [18] ALHAMUD A, TAYLOR P A, AJ V D, et al. Real-time measurement and correction of both B0 changes and subject motion in diffusion tensor imaging using a double volumetric navigated (DvNav) sequence[J]. Neuroimage, 2016, 126: 60-71.
- [19] AKSOY M, FORMAN C, STRAKA M, et al. Real-time optical motion correction for diffusion tensor imaging[J]. Magn Reson Med, 2011, 66(2): 366-378.
- [20] JESSICA D, SOFYA K, LUCIE H P, et al. Correction strategy for diffusion-weighted images corrupted with motion: application to the DTI evaluation of infants' white matter[J]. Magn Reson Imag, 2014, 32(8): 981-992.
- [21] CHEN N K, WYRWICI A M. Optimized distortion correction technique for echo planar imaging[J]. Magn Reson Med, 2001, 45(3): 525-528.
- [22] BOURNE R, LIANG S, PANAGIOTAKI E, et al. Measurement and modeling of diffusion time dependence of apparent diffusion coefficient and fractional anisotropy in prostate tissue *ex vivo*[J]. Nmr Biomed, 2017, 30(4): e3751.
- [23] LILJA Y, GUSTAFSSON O, LJUNGBERG M, et al. Impact of region-of-interest method on quantitative analysis of DTI data in the optic tracts[J]. BMC Med Imaging, 2016, 16(1): 42.
- [24] DELAKIS I, MOORE E M, LEACH M O, et al. Developing a quality control protocol for diffusion imaging on a clinical MRI system[J]. Phys Med Biol, 2004, 49(8): 1409-1422.
- [25] HAGMANN P, JONASSON L, MEADER P, et al. Understanding diffusion MR imaging techniques[J]. Radiographics, 2006, 26: S205-S223.
- [26] SENER R N. Diffusion MRI: apparent diffusion coefficient (ADC) values in the normal brain and a classification of brain disorders based on ADC values[J]. Comput Med Imaging Graph, 2001, 25(4): 299-326.
- [27] GIANNELLI M, COSOTTINI M, MICHELASSI M C, et al. Dependence of brain DTI maps of fractional anisotropy and mean diffusivity on the number of diffusion weighting directions[J]. J Appl Clin Med Phys, 2010, 11(1): 2927.
- [28] WANG X, WANG H, SUN C, et al. Analysis of radiological parameters associated with decreased fractional anisotropy values on diffusion tensor imaging in patients with lumbar spinal stenosis[J]. Eur Spine J, 2019, 28(6): 1397-1405.
- [29] BERBERAT J, EBERLE B, ROGERS S, et al. Anisotropic phantom measurements for quality assured use of diffusion tensor imaging in clinical practice[J]. Acta Radiol, 2013, 54(5): 576.
- [30] HUANG Y, CHEN X, ZHANG Z, et al. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion in normal human kidney: a diffusional kurtosis imaging study[J]. Nmr Biomed, 2015, 28(2): 154-161.
- [31] LI H Q, YIN B, QUAN C, et al. Evaluation of patients with relapsing-remitting multiple sclerosis using tract-based spatial statistics analysis: diffusion kurtosis imaging[J]. BMC Neurol, 2018, 18(1): 108.
- [32] JENSEN J H, HELPERN J A. MRI quantification of non-gaussian water diffusion by kurtosis analysis[J]. Nmr Biomed, 2010, 23(7): 698-710.
- [33] CHUHUTIN A, HANSEN B, JESPERSEN S N. Precision and accuracy of diffusion kurtosis estimation and the influence of balue selection[J]. Nmr Biomed, 2017, 30(11): e3777.
- [34] WENG J C, KAO T W, HUANG G J, et al. Evaluation of structural connectivity changes in betel-quid chewers using generalized q-sampling MRI[J]. Psychopharmacology, 2017, 234(13): 1-11.
- [35] CELTIKCI P, FERNANDES-CABRAL D T, YEH F C, et al. Generalized q-sampling imaging fiber tractography reveals displacement and infiltration of fiber tracts in low-grade gliomas[J]. Neuroradiology, 2018, 60(3): 267-280.
- [36] TYAN Y S, LIAO J R, SHEN C Y, et al. Gender differences in the structural connectome of the teenage brain revealed by generalized q-sampling MRI[J]. Neuroimag Clin, 2017, 15(C): 376-382.
- [37] VELLMER S, STIRNBERG R, EDELHOFF D, et al. Comparative analysis of isotropic diffusion weighted imaging sequences[J]. J Magn Reson, 2017, 275: 137-147.
- [38] OGUZ I, FARZINFAR M, MATSUI J, et al. Quality control of diffusion weighted images[J]. Front Neuroinform, 2014, 8(1): 4.
- [39] HEIM S, HAHN K, SAMANN P G, et al. Assessing DTI data quality using bootstrap analysis[J]. Magn Reson Med, 2010, 52(3): 582.
- [40] DE S S, EVANS C J, JONES D K. RAPID: a routine assurance pipeline for imaging of diffusion[J]. Magn Reson Med, 2013, 70(2): 490-496.
- [41] TEIPEL S J, REUTER S, STIELTJES B, et al. Multicenter stability of diffusion tensor imaging measures: a European clinical and physical

- phantom study[J]. *Psychiatry Res*, 2011, 194(3): 363-371.
- [42] CHANG L C, JONES D K, PIERPAOLI C. RESTORE: robust estimation of tensors by outlier rejection[J]. *Magn Reson Med*, 2005, 53(5): 1088.
- [43] JONES D K, CERCIGNANI M. Twenty-five pitfalls in the analysis of diffusion MRI data[J]. *Nmr Biomed*, 2010, 23(7): 803-820.
- [44] DING Z, GORE J C, ANDERSON A W. Reduction of noise in diffusion tensor images using anisotropic smoothing[J]. *Magn Reson Med*, 2005, 53(2): 485-490.
- [45] OH J, JUNG J Y, KO Y J. Can diffusion tensor imaging and tractography represent cross-sectional area of lumbar multifidus in patients with lumbar spine disease?[J]. *Muscle Nerve*, 2018, 57(2): 200-205.
- [46] JANG S H, KWON Y H. A review of traumatic axonal injury following whiplash injury as demonstrated by diffusion tensor tractography[J]. *Front Neurol*, 2018, 9: 57.
- [47] BARNETT A. Theory of q-ball imaging redux: implications for fiber tracking[J]. *Magn Reson Med*, 2010, 62(4): 910-923.
- [48] LIM S Y, TYAN Y S, CHAO Y P, et al. New insights into the developing rabbit brain using diffusion tensor tractography and generalized q-sampling MRI[J]. *PLoS One*, 2015, 10(3): e0119932.
- [49] ZHANG H, WANG Y, LU T, et al. Differences between generalized q-sampling imaging and diffusion tensor imaging in the preoperative visualization of the nerve fiber tracts within peritumoral edema in brain[J]. *Neurosurgery*, 2013, 73(6): 1044-1053.
- [50] SCHLAIER J R, BEER A L, FALTERMEIER R, et al. Probabilistic vs. deterministic fiber tracking and the influence of different seed regions to delineate cerebellar-thalamic fibers in deep brain stimulation[J]. *Euro J Neurosci*, 2017, 45(12): 1623-1633.
- [51] ALIZADEH M, FISHER J, SAKSENA S, et al. Age related diffusion and tractography changes in typically developing pediatric cervical and thoracic spinal cord[J]. *Neuroimag Clin*, 2018, 18: 784-792.
- [52] LI H, WANG L, HAO S, et al. Identification of the facial nerve in relation to vestibular schwannoma using preoperative diffusion tensor tractography and intraoperative tractography-integrated neuronavigation system [J]. *World Neurosurg*, 2017: S1878875017313451.
- [53] JEROME N P, PAPOUTSAKI M V, ORTON M R, et al. Development of temperature controlled phantom for 649 magnetic resonance quality assurance of diffusion, dynamic, and relaxometry measurements[J]. *Med Phys*, 2016, 43: 2998-3007.
- [54] NOWACKI A, SCHLAIER J, DEBOVE I, et al. Validation of diffusion tensor imaging tractography to visualize the dentatorubrothalamic tract for surgical planning[J]. *J Neurosurg*, 2018, 130(1): 99-108.
- [55] WILKINS B, LEE N, GAJAWELLI N, et al. Fiber estimation and tractography in diffusion MRI: development of simulated brain images and comparison of multi-fiber analysis methods at clinical b-values[J]. *Neuroimage*, 2015, 109: 341-356.
- [56] LIM J C, PHAL P M, DESMOND P M, et al. Probabilistic MRI tractography of the optic radiation using constrained spherical deconvolution: a feasibility study [J]. *PLoS One*, 2015, 10(3): e0118948.
- [57] VERLY M, GERRITS R, SLEURS C, et al. The mis-wired language network in children with developmental language disorder: insights from DTI tractography[J]. *Brain Imaging Behav*, 2018: 1-12.
- [58] FIEREMANS E. Validation methods for diffusion weighted magnetic resonance imaging in brain white matter[D]. Ghent: Ghent University, 2008.
- [59] ZHU T, HU R, QIU X, et al. Quantification of accuracy and precision of multi-center DTI Measurements: a diffusion phantom and human brain study[J]. *Neuroimage*, 2011, 56(3): 1398-1411.

(编辑:陈丽霞)