综述

# 扩散加权成像的技术 进展\*

曹丽欣<sup>1,2</sup> 陈梓盼<sup>1</sup> 陈晓东<sup>1,\*</sup>
黄尚清<sup>1</sup> 王湘源<sup>1</sup> 罗文暄<sup>1</sup>
罗树存<sup>1</sup> 陈 东<sup>1</sup>
1.广东医科大学附属医院放射科

(广东湛江 524000)

### 2.广东医科大学医学技术学院 (广东 东莞 523000)

【摘要】磁共振扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)是一种通过检测人体组织内水分子 的扩散运动来分析病变内部结构及组织成分的无创 性功能成像方法。目前临床上较多使用的是单次激 发平面回波扩散加权成像技术,成像速度快,但图 像质量差。随着新的DWI相关技术的出现可以进一 步的提高图像质量和扩大应用范围。本文对新的 DWI相关技术的成像理论、技术进展及临床应用等 方面进行综述。

【关键词】受激回波扩散加权成像; 弥散频谱成像;b张量编码成像; 振荡梯度扩散加权成像 【中图分类号】R445.2 【文献标识码】A 【基金项目】湛江市科技发展专项资金竞争性 分配项目(2019A01026,2020A01024); 广东医科大学附属医院临床研究项目 (LCYJ2020B010); 广东医科大学附属医院博士基金 (BJ201521)

# Technical Advances in Diffusion Weighted Imaging\*

CAO Li-xin<sup>1,2</sup>, CHEN Zi-pan<sup>1</sup>, CHEN Xiao-dong<sup>1,\*</sup>, HUANG Shang-qing<sup>1</sup>, WANG Xiang-yuan<sup>1</sup>, LUO Wen-xuan<sup>1</sup>, LUO Shu-cun<sup>1</sup>, CHEN Dong<sup>1</sup>.

- 1. Department of Radiology, Affiliated Hospital of Guangdong Medical University, Zhanjiang 524000, Guangdong Province, China
- 2.College of Medical Technology, Guangdong Medical University, Dongguan 523000, Guangdong Province, China

#### ABSTRACT

Diffusion weighted imaging(DWI) is a noninvasive functional imaging method that analyzes the internal structure and tissue components of lesions by detecting the diffusion movement of water molecules in human tissues. At present, single-shot echo planar imaging(ss-EPI)DWI technology is mostly used clinically, which has fast imaging speed but poor image quality. With the emergence of new DWI-related technologies, image quality and application range can be further improved. This article reviews the imaging theory, technical progress and clinical application of new DWI-related technologies. *Keywords: STEAM-DWI; DSI; B-tensor Encoding; OGSE-DWI* 

# 1 引 言

扩散加权成像(DWI)作为一种功能成像能提供与常规磁共振成像(MRI)图像不同的组 织对比。MRI常规T<sub>2</sub>WI序列的空间分辨率较高,但是在对肿瘤出血、炎症以及对放射治 疗效果等方面的鉴别准确率不高。弥散加权成像可以通过测量组织中水分子的扩散情况 来反映组织的微观结构,用来提高诊断的准确率<sup>[1]</sup>。随着磁共振技术不断的发展越来越 多新的DWI相关技术出现。

# 2 基于复合灵敏度编码的高分辨率扩散成像(multiplexed sensitivity encoding, MUSE-DWI)

MUSE-DWI是一种多次激发、沿相位编码方向分段读取数据的扩散成像技术,以降 低回波链长度、减少相位累积错误,从而提高图像分辨率、减少图像伪影和变形。该序 列无需使用导航回波,而是使用传统的并行采集技术来估计多个EPI段之间运动引起的 相位变化,再共同计算交错EPI片段的混叠体素的幅度信号。与传统的并行采集技术方 法相比,MUSE方法大大改善了矩阵反演条件,因此可以产生更高信噪比的图像。目前 该序列已应用于直肠<sup>[2]</sup>、胰腺<sup>[3]</sup>和乳腺<sup>[4-5]</sup>等部位,且图像质量均高于ss-EPI DWI。随着 技术的进一步发展,Bruce等<sup>[6]</sup>将反极性梯度(RPG)运用到MUSE-DWI,用于进一步的失 真校正。该技术通过对具有正极性和反极性相位编码梯度图像数据的收集,产生出一对 图像表现出幅度相同但方向相反的失真,用来估计每个像素位置的失真。该技术已在头 部中证实可以进一步的失真校正<sup>[7]</sup>。

### 3 受激回波扩散加权成像(STEAM-DWI)

STEAM-DWI技术是由两个90°脉冲加一个α脉冲组成,通过三个脉冲使质子在XY 平面重聚<sup>[8]</sup>。其成像原理与自旋回波相似,而与回波平面成像容易受到磁场不均匀引 起的信号丢失不同。与回波平面成像相比,潜在的缺点是信噪比较低<sup>[9]</sup>。为了提高信 噪比,Merrem等<sup>[10]</sup>提出了用欠采样的径向轨迹均匀地填充K空间,取代了笛卡尔相位 编码的部分傅立叶成像,图像重建由傅里叶变换替换为修改后的非线性反演(NLINV)。 Voit等<sup>[11]</sup>人在前者的基础上又提出了空间正规化来提高图像质量。Müller<sup>[12]</sup>将经过优 化的STEAM-DWI用于亚急性脑梗塞检测,发现具有良好的特异性和敏感性,而且没有金 属伪影与空气伪影。因此可用于ssEPI-DWI假阳性病例的决策。手术后为了区分残留肿 瘤和亚急性术后梗死,通常要进行DWI成像<sup>[13-14]</sup>。但存在脑室内滞留空气的情况下, ssEPI-DWI会因磁场不均匀出现伪影。经研究发现在脑室内含有空气的情况下,优化的 STEAM-DWI可更好地显示出邻近脑区和术后梗死的解剖,可以匹配梗死位置和对比度增 强,且可靠地揭示残留肿瘤<sup>[15]</sup>。

# 4 神经突定向扩散与密度成像(neurite orientation dispersion and density imaging, NODDI)

随着技术发展DWI的局限性越来越被人们所认识,单个隔室的假设不能充分模拟人体系统<sup>[16]</sup>。基于此,Zhang等<sup>[17]</sup>提出了三室组织模型与优化的双壳高角度分辨扩散成像 (high-angular-resolution diffusion imaging,HARDI)相结合,该模型能够敏感地评估 神经突的密度和纤维分散程度。不同隔室水分子扩散形式不一样,神经突触内的水其特 征是非高斯位移模式;神经突触外的水是指具有各项异性高斯位移模式的水的扩散;脑

DOI:10.3969/j.issn.1672-5131.2024.09.056

脊液采用各向同性的高斯扩散模式来描述。该技术运用双壳是因 为一个HARDI壳只能估计纤维分散程度,但估计轴突密度至少需 要两个HARDI壳。

扩散张量成像(diffusion Tensor Imaging, DTI)在临床研究 中是通过基于体素或基于感兴趣区域的分析来进行评估,提供了 有意义的指标。但成像是在低b值下进行的,并且不能探测到引 起受限环境影响的非高斯水位移的微观结构,缺乏对单个组织微 观结构特征的特异性<sup>[18]</sup>。但NODDI是基于三室的生物模型,更接 近于人类大脑的生物物理模型,因此特异性更高<sup>[19]</sup>。三室模型可 通过估计脑脊液的体积分数,减少脑脊液污染的混杂效应。且该 技术评估出的神经突密度和纤维分散程度能够说明FA变化的具体 原因。DTI无法解析单个体素内的多个纤维取向,不能准确描述弯 曲和交叉的纤维束<sup>[20]</sup>。NODDI的指标方向离散指数(ODI)可以定 量地描述轴突的弯曲与分叉度,帮助判定目前被认为具有交叉纤 维存在的体素中所含纤维是否在多个方向上离散。且在灰质中, ODI还可以定量估算树突分布的情况,以直接反映灰质的复杂性 [21]。Giachetti等<sup>[22]</sup>发现在检测海马微观结构中ODI比DTI更好地 突出了硬化性海马体中神经病理学观察到的纤维重组。然而, NODDI高估了白质(WM)中的脑脊液水含量,并在WM中提供了高 的神经突密度指数值(NDI)<sup>[23]</sup>。这是由于原始NODDI信号模型中 把所有隔室都认为具有相似的横向松弛T2值。Gong<sup>[24]</sup>及其同事提 出了一种多回波时间NODDI(MTE-NODDI)方法,该方法结合了在 不同TE下进行的几种NODDI扫描。这在WM中提供了合理的NDI 值,并得出了NODDI的NDI值取决于回波时间(TE)。但它需要长 时间扫描,使其在临床环境中几乎不实用。于是Alsameen<sup>[25]</sup>提 出了约束NODDI(C-NODDI),假设具有相同水的T<sub>2</sub>值在细胞内和 细胞。这一假设得到了先前弛豫测量研究的广泛证据的支持,表 明这两个隔室的弛豫时间很接近。这种修改解决了WM中CSF和 NDI分数的高估问题。随着技术的发展,有研究人员引入了一个 生物物理模型SANDI。该模型除了神经突密度之外,还首次结合 了体细胞大小和密度,明确体细胞对细胞内信号的贡献[26]。

#### 5 弥散频谱成像(diffusion spectrum imaging, DSI)

DSI技术是由Wedeen等<sup>[27]</sup>提出的,它不依赖于任何扩散信 号模型,而是利用概率密度函数(probability density function, PDF)来描述体素内水分子在整个弥散空间中运动的空间分布。该 技术将扩散编码梯度嵌入到自旋回波中,将新的维度添加到采样 空间中。DSI对k空间和q空间同时进行采样(K空间对空间位置进 行采样时,q空间对自旋位移的空间进行采样),从而产生真正的 位置和位移6D成像技术。

DSI通过对PDF的径向积分计算出每个体素的弥散方向分布 函数(diffusion orientation distribution function, dODF),并 取局部最大值定义为局部主要弥散方向, 从而重建出清晰的纤维 束通路<sup>[28]</sup>。与DTI相比,DSI技术能够精确描绘交叉、缠绕和弯曲 走行的脑白质纤维以及脑白质微观结构变化。DSI在识别体素内 纤维交叉方面的关键特性是角分辨率,即两根光纤之间可以解析 的最小交叉角度。当采用弥散编码梯度数为515的扫描方案时, 可以提供10°的角分辨率。DSI中PDF的完全重建需要对分布在三 维q空间的笛卡尔网格上若干个编码点进行全部空间采样。但由 于临床系统中可用的梯度场强度是有限的,只能通过延长扩散梯 度场持续时间和扩散时间来实现,这涉及到用较长的采集时间来 提高的分辨率。为了降低采集时间,有多位研究者采取不同的方 式。Baete等<sup>[29]</sup>人将DSI的径向g空间采样与多回波受激回波序列 (STEAM)相结合,在每个TR中,该序列使用五个RF脉冲,产生 一个自旋回波与三个受激回波。径向DSI要求沿一条径向线采集 多个q空间样本,沿着同一径向线的所有或几个样本都可以在具 有自旋和受激回波的读出序列中获得,且径向DSI重建还避免伪 影。Jones等<sup>[30]</sup>将压缩感知技术(compressed Sensing, CS)应用 于DSI,从明显欠采样的q空间数据重建集成平均传播器(EAP)。 发现对于CS加速度因子R=3时具有171个梯度方向的采集,既能 实现低角度误差,又能实现低数量杂散峰。该CS-DSI方法能够近 似完全采样的DSI。Radhakrishnan等<sup>[31]</sup>比较了六种不同的CS-

DSI方案非侵入性量化人脑中宏观结构和微观结构白质特性的能 力,发现所有HA-SC方案(q空间的均匀角覆盖)都比RAND57方案 (随机方案)表现更好,这可能是因为子采样点的均匀分布允许更 有效地推测q空间中未获得的点。因此,HA-SC方案可以成为DSI 有效的替代方案。Yeh等<sup>[32]</sup>将双高斯模型运用于DSI,该模型采用 了一种简化的笛卡尔采样方案,省略了高空间的采集,从而绕过 了DSI中较长的采集时间和对梯度系统的需求。将一维双高斯模 型应用于低空间采样数据,以恢复高空间的所有扩散信号。有研 究人员将DSI序列用于大脑中动脉(MCA)狭窄患者,发现无中风 单侧MCA狭窄患者的结构网络被破坏,白质纤维受损。DSI可以 在显示形态变化之前检测脑组织微观结构的异常解剖变化<sup>[33]</sup>。因 此,DSI是一种非侵入性和敏感的工具,可以应用于临床研究。

#### 6 b-张量编码扩散成像

轴突和树突统称为神经突,被认为表现出各向异性的水扩 散。DTI可以在体素水平上量化扩散的各向异性。体素水平的各 向异性不仅取决于神经突的微观各向异性,还取决于它们所表现 出的方向离散程度<sup>[34]</sup>。因此,从DWI中量化神经突的特性必须将 两者分开。例如NODDI是依靠模型假设来分开这些。另一种方法 是通过使用b张量的可变形状直接量化微观结构各向异性<sup>[35]</sup>。该 序列用扩散编码取代了梯度脉冲编码,梯度波形的优点是能够最 大限度地减少扩散编码波形的常见影响,例如涡流<sup>[36]</sup>。但b张量 编码提供了新的扩散对比度,这是梯形梯度波形无法实现的。

传统的DWI采用线性b张量编码(LTE),它一次编码沿单个方 向扩散<sup>[37]</sup>。这些使用LTE采集的图像通常在后处理过程中进行定 向平均;球面b张量编码(STE)每次信号采集沿多个空间方向的扩 散编码,在采集过程中STE-DWI已经在各个方向上平均,且STE 对各向异性结构的衰减与各向同性扩散率成比例,只有在各向 同性扩散率低的区域才能获得高信号。因此研究发现与LTE-DWI 相比,STE-DWI提高了脑胶质瘤与白质之间的对比<sup>[38]</sup>。Nilsson 等<sup>[39]</sup>将STE-DWI运用于前列腺,利用两种不同形状的扩散编码 张量分离微观扩散的各向异性和各向同性,分别以各向异性峰度 (MKA)和各向同性峰度(MKI)来量化。先前的研究表明,与DWI相 比DKI在前列腺癌评估中可能提供更高的价值,但DKI只能提供 MK。Cottaar等<sup>[40]</sup>结合线性和球面张量编码获得的微观各向异能 够对扩散信号进行去卷积,然后从单壳扩散数据中获得对纤维走 向的准确测量。Nery等<sup>[41]</sup>证明了结合LTE和STE-DWI探测和量化 人类肾脏µFA的可行性,且与传统FA相比,肾脏中的µFA量化需 要相对较高的b值。Lasi 等<sup>[42]</sup>将STE-DWI与运动补偿编码结合使 用,以改善心脏的DWI。

## 7 振荡梯度扩散加权成像

振荡梯度扩散加权成像是使用振荡梯度回波(OGSE)替代脉 冲梯度回波(PGSE)<sup>[43]</sup>。若当PGSE序列扩散梯度场持续时间非常 短时,唯一可以增加的因素是梯度强度。但对于持续时间短、幅 度大的梯度脉冲,受试者在短时间内会经历磁场的巨大变化,这 可能会导致受试者皮肤抽搐、疼痛或干扰心脏或大脑的功能。 OGSE序列实现了较短扩散的时间里增加了所获取信号对细胞内 扩散率的敏感性,这在PGSE序列中具有挑战<sup>[44]</sup>。在OGSE序列 中,PGSE序列的梯形梯度脉冲被正弦变化的梯度脉冲所取代, 正弦波的每个周期都充当扩散加权。因此磁矩由正弦波的第一个 瓣去相,在第二个瓣重新复相。这些正弦波重复多次,以便获得 足够的扩散权重。

Kakkar等<sup>[45]</sup>发现低频OGSE序列比PGSE序在活性神经组织轴 突直径评估中更具有的准确性、精密度和稳定。研究表明,高频 OGSE序列有效扩散时间短,有助于提高对较小长度扩散的灵敏 度,并可提供无法用PGSE和STEAM探测到的微观结构信息<sup>[46]</sup>。 Zhu等<sup>[47]</sup>发现高频OGSE序列加入到临床肿瘤成像中,可能提升对 胶质瘤患者病变内部组织显微结构的评估。Tan等<sup>[48]</sup>模拟结果表 明,梯形余弦OGSE比正弦OGSE在b值增大时具有更短的频率间 隔。理论上,特定频率的余弦波可产生由狄拉克三角洲函数组成 的编码谱 $|F(\omega=2f)|_2$ ,这是获取全面微观结构信息扩散谱 $D(\omega)$ 的理 想采样点[49] <sup>"</sup>。因此,余弦波形被广泛应用于动物MRI系统的临床前 OGSE研究,尽管它提供的b值只有正弦波的三分之一。Mazzoli等 <sup>[50]</sup>发现具有OGSE扩散编码的DTI在人体肌肉组织中是可行的,使 用梯形余弦扩散编码波形可减少扩散加权图像中的信号空隙,用 干计算DTI参数,并且可以定量评估主动收缩骨骼肌的扩散特性。 OGSE在评估收缩期间骨骼肌发生的微观结构变化以及肌肉疾病患 者收缩异常的非侵入性评估方面具有巨大潜力。尽管OGSE序列能 够揭示无法获得的微观结构信息,但相对于PGSE具有低的固有信 噪比。因此Borsos等<sup>[51]</sup>引入了频率调谐双极(FTB)梯度,通过调整 两个双极梯度来实现更短的扩散加权持续时间。通过将最小振荡 周期数减少到1.5,可实现以前无法达到回波时间,实现了信噪比 的显著提高。并首次使用现代临床梯度系统优化和获取人脑的峰 度频散图来证明其实用性。Wu等<sup>[52]</sup>提出了一种3D OGprep-Grase 序列,由全局饱和模块、扩散准备模块、脂肪饱和模块和GASE读 出模块组成;多路敏感编码重建技术校正多次激发之间的相位误 差。与2D OG-EPI序列相比,在3D Grase中,扩散梯度只对整个体 积应用一次,而2D-EPI序列中每个层重复应用扩散梯度,导致高 占比和长TR值。3D OGprep-Grase序列在扫描时间和信噪比方面 都有很大的改善,并减少了图像失真。增强的信噪比使OGSE-DWI 能够在临床系统上进行可靠的扩散张量重建。但由于临床系统中 梯度强度和切换率有限,这导致非常有限的振荡频率(最大50-60Hz) 和b值(通常为200-500s/mm<sup>2</sup>)以及长TE和高占空比<sup>[53]</sup>。因此相对 低分辨率下的低b值和部分体积效应,会引起CSF对OGSE-DWI在 大脑成像中的污染。于是Li等<sup>[54]</sup>在3T临床系统上提出了IR准备的 振荡和脉冲梯度序列,有效地抑制了脑脊液效应,改善了人脑特 别是靠近脑脊液的脑区GM的测量。且在抑制肿瘤中的水肿或坏死 的水信号后,细胞内的分数或细胞密度更高,这可能会提高对肿 瘤诊断的敏感性。

#### 8 小 结

ss-EPI DWI图像容易产生变形和伪影,但可通过改变K空间 的填充方式、回波产生方式、射频脉冲角度等方式来提高图像质 量。NODDI通过三室模型与双壳高角度分辨扩散成像使纤维成像 更细致。DSI不依赖任何模型,而是利用PDF来描述体素内水分子 在整个弥散空间中运动的空间分布使得更能精准描绘纤维走行。 b-张量编码扩散成像能够分离微观的各向同性和异性来量化神经 突。振荡梯度扩散加权成像是使用振荡梯度回波(OGSE)替代脉冲 梯度回波(PGSE),对微观扩散更加敏感。希望在未来随着技术的 发展,扩散加权成像能在短时间内提供更高质量的图像和更准确 的纤维走行。

### 参考文献

- [1]张子钦,郭晓婷,梁权海,等.弥散加权技术(DWI)在诊断卵巢癌复发及种植转移的应用价值[J]. 罕少疾病杂志, 2023, 30 (2): 58-59, 62.
- [2]EL HOMSI M, BATES D D B, MAZAHERI Y, et al. Multiplexed sensitivity-encoding diffusion-weighted imaging (MUSE) in diffusion-weighted imaging for rectal MRI: a quantitative and qualitative analysis at multiple b-values[J]. Abdominal Radiology (New York), 2023, 48 (2): 448-457.
- [3] BAI Y, PEI Y, LIU W V, et al. MRI: evaluating the application of FOCUS-MUSE diffusion-weighted imaging in the pancreas in comparison with FOCUS, MUSE, and single-shot DWIs[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging: JMRI, 2023, 57 (4): 1156-1171.
- [4] BAXTER G C, PATTERSON A J, WOITEK R, et al. Improving the image quality of DWI in breast cancer: comparison of multi-shot DWI using multiplexed sensitivity encoding to conventional single-shot echo-planar imaging DWI[J]. The British Journal of Radiology, 2021, 94 (1119): 20200427.
- [5] 夏琬君, 贾艺璇, 赵敏, 等. MUSE DWI和常规DWI在乳腺良恶性病变中的研究[J]. 中国 CT和MRI杂志, 2024, 22 (4): 80-81.
- [6] BRUCE I P, PETTY C, SONG A W. Simultaneous and inherent correction of B0 and eddy-current induced distortions in high-resolution diffusion MRI using reversed polarity gradients and multiplexed sensitivity encoding (RPG-MUSE) [J]. NeuroImage, 2018, 183: 985.
- [7] JOHANSSON J, LAGERSTRAND K, IVARSSON L, et al. Brain diffusion MRI with multiplexed sensitivity encoding for reduced distortion in a pediatric patient population[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2022, 87: 97-103.
- [8]HOLDSWORTH S J,O'HALLORAN R,SETSOMPOP K. The quest for high spatial resolution diffusion-weighted imaging of the human brain in vivo[J].NMR

in Biomedicine, 2019, 32(4): e4056.

- [9] GRÄFE D, PÄTS A, MERKENSCHLAGER A, et al. STEAM-DWI as a robust alternative to EPI-DWI: evaluation in pediatric brain MRI[J]. PloS One, 2022, 17 (5): e026852.
- [10] MERREM A, HOFER S, VOIT D, et al. Rapid Diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the brain without susceptibility artifacts: singleshot STEAM with radial undersampling and iterative reconstruction[J]. Investigative Radiology, 2017, 52 (7): 428-433.
- [11] VOIT D, KALENTEV O, FRAHM J. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging (MRI) without susceptibility artifacts: single-shot stimulated echo acquisition mode (STEAM) MRI with iterative reconstruction and spatial regularization[J]. Quantitative Imaging in Medicine and Surgery, 2021, 11 (2): 831-837.
- [12] MÜLLER S J, KHADHRAOUI E, KUBE J M V, et al. Diagnostic value of diffusion-weighted STEAM-MRI in ischemic stroke[J]. European Journal of Radiology, 2021, 139: 109677.
- [13] 闵朋,杨锐. MRI联合DWI成像评估早期脑梗死缺血半暗带患者价值分析[J].中国CT 和MRI杂志, 2024, 22(6): 19-20, 30.
- [14]李晓敏,张清恒,张海三.DCE-MRI和DWI检查在术前诊断脑胶质瘤病变恶性程度中的应用价值[J]. 罕少疾病杂志,2024,31(1):16-18.
- [15] MÜLLER S J, KHADHRAOUI E, VOIT D, et al. Comparison of EPI DWI and STEAM DWI in early postoperative MRI controls after resection of tumors of the central nervous system[J]. Clinical Neuroradiology, 2023, 33 (3): 677-685.
- [16] ANDICA C, KAMAGATA K, HATANO T, et al.MR biomarkers of degenerative brain disorders derived from diffusion imaging[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging, 2020, 52 (6): 1620-1636.
- [17] 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.
- [18] BAGDASARIAN F A, YUAN X, ATHEY J, et al. NODDI highlights recovery mechanisms in white and gray matter in ischemic stroke following human stem cell treatment [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2021, 86 (6): 3211-3223.
- [19] KAMIYA K, HORI M, AOKI S. NODDI in clinical research [J]. Journal of Neuroscience Methods, 2020, 346: 10890.
- [20] TUCH D S, REESE T G, WIEGELL M R, et al. High angular resolution diffusion imaging reveals intravoxel white matter fiber heterogeneity[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2002, 48 (4): 577-582.
- [21] KAMAGATA K, HATANO T, OKUZUMI A, et al. Neurite orientation dispersion and density imaging in the substantia nigra in idiopathic Parkinson disease[J]. European Radiology, 2016, 26 (8): 2567-2577.
- [22] GIACHETTI I, PADELLI F, AQUINO D, et al. Role of NODDI in the MRI Characterization of Hippocampal Abnormalities in Temporal Lobe Epilepsy[J]. Neurology, 2022, 98 (17): e1771-e1782.
- [23] PARKER C S, VEALE T, BOCCHETTA M, et al. Not all voxels are created equal: reducing estimation bias in regional NODDI metrics using tissueweighted means [J]. NeuroImage, 2021, 245: 11874.
- [24] GONG T, TONG Q, HE H, et al. MTE-NODDI: multi-TE NODDI for disentangling non-T2-weighted signal fractions from compartment-specific T2 relaxation times [J]. NeuroImage, 2020, 217: 116906.
- [25] ALSAMEEN M H, GONG Z, QIAN W, et al. C-NODDI: a constrained NODDI model for axonal density and orientation determinations in cerebral white matter [J]. Frontiers in Neurology, 2023, 14: 120542.
- [26] PALOMBO M, IANUS A, GUERRERI M, et al. SANDI: A compartment-based model for non-invasive apparent soma and neurite imaging by diffusion MRI[J]. Neuroimage, 2020, 215: 11683.
- [27] WEDEEN V J, HAGMANN P, TSENG W Y I, et al. Mapping complex tissue architecture with diffusion spectrum magnetic resonance imaging[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2005, 54 (6): 1377-1386
- [28]毛椿平,毛家骥,张翔,等.磁共振弥散频谱成像机遇和挑战——中国十年来发展成 果及展望[J].磁共振成像,2022,13(10):37-45.
- [29] BAETE S H, BOADA F E. Accelerated radial diffusion spectrum imaging using a multi-echo stimulated echo diffusion sequence[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2018, 79 (1): 306-316.
- [30] JONES R, MAFFEI C, AUGUSTINACK J, et al. High-fidelity approximation of grid- and shell-based sampling schemes from undersampled DSI using compressed sensing: post mortem validation[J]. NeuroImage, 2021, 244: 118621.
- [31] RADHAKRISHNAN H, ZHAO C, SYDNOR V J, et al. Establishing the validity of compressed sensing diffusion spectrum imaging[J]. bioRxiv, 2023: 2023. 02. 22. 529546.
- [32] YEH C H, CHO K H, LIN H C, et al. Reduced encoding diffusion spectrum imaging implemented with a bi-Gaussian model[J]. IEEE Transactions on Medical Imaging, 2008, 27 (10): 1415-1424.
- [33] WAN X, XIAO Y, LIU Z. Diffusion spectrum imaging of patients with middle cerebral artery stenosis [J]. NeuroImage Clinical, 2022, 36: 10313.
- [34] SZCZEPANKIEWICZ F, VAN WESTEN D, ENGLUND E, et al. The link between diffusion MRI and tumor heterogeneity: mapping cell eccentricity and density by diffusional variance decomposition (DIVIDE) [J]. NeuroImage, 2016, 142: 522-53.
- [35] SZCZEPANKIEWICZ F, WESTIN C F, NILSSON M. Gradient waveform design for tensor-valued encoding in diffusion MRI[J]. Journal of Neuroscience

#### **中国CT和MRI杂志** 2024年9月 第22卷 第9期 总第179期

Methods, 2021, 348: 10900.

- [36] MARTINEZ-HERAS E, GRUSSU F, PRADOS F, et al. Diffusion-weighted imaging: recent advances and applications [J]. Seminars in Ultrasound, CT and MRI, 2021, 42 (5): 490-506.
- [37]LAMPINEN B, SZCZEPANKIEWICZ F, LÄTT J, et al. Probing brain tissue microstructure with MRI: principles, challenges, and the role of multidimensional diffusion-relaxation encoding[J]. NeuroImage, 2023: 120338.
- [38] BRABEC J, DURMO F, SZCZEPANKIEWICZ F, et al. Separating glioma hyperintensities from white matter by diffusion-weighted imaging with spherical tensor encoding [J]. Frontiers in Neuroscience, 2022, 16: 842242.
- [39] NILSSON M, EKLUND G, SZCZEPANKIEWICZ F, et al. Mapping prostatic microscopic anisotropy using linear and spherical b-tensor encoding: A preliminary study[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2021, 86 (4): 2025-2033.
- [40] COTTAAR M, SZCZEPANKIEWICZ F, BASTIANI M, et al. Improved fibre dispersion estimation using b-tensor encoding[J]. NeuroImage, 2020, 215: 116832.
- [41] NERY F, SZCZEPANKIEWICZ F, KERKELÄ L, et al. In vivo demonstration of microscopic anisotropy in the human kidney using multidimensional diffusion MRI[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2019, 82 (6): 2160-2168.
- [42] LASI S, SZCZEPANKIEWICZ F, DALL' ARMELLINA E, et al. Motion compensated b - tensor encoding for in vivo cardiac diffusion - weighted imaging[J]. Nmr in Biomedicine, 2020, 33 (2): e4213.
- [43] MAEKAWA T, HORI M, MURATA K, et al. Time-dependent diffusion in brain abscesses investigated with oscillating-gradient spin-echo[J]. Magnetic Resonance in Medical Sciences, 2021, 21 (4): 525-530.
- [44] JIANG X, LI H, DEVAN S P, et al. MR cell size imaging with temporal diffusion spectroscopy [J]. Magnetic Resonance Imaging, 2021, 77:109-123.
- [45] KAKKAR L S, BENNETT O F, SIOW B, et al. Low frequency oscillating gradient spin-echo sequences improve sensitivity to axon diameter: an experimental study in viable nerve tissue[J]. NeuroImage, 2018, 182: 314-328.
- [46] DAI E, ZHU A, YANG G K, et al. Frequency-dependent diffusion kurtosis imaging in the human brain using an oscillating gradient spin echo sequence and a high-performance head-only gradient [J]. NeuroImage, 2023, 279: 120328.

- [47] ZHU A, SHIH R, HUANG R Y, et al. Revealing tumor microstructure with oscillating diffusion encoding MRI in pre-surgical and post-treatment glioma patients [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2023, 90 (5): 1789-1801.
- [48] TAN E T, SHIH R Y, MITRA J, et al. Oscillating diffusion-encoding with a high gradient-amplitude and high slew-rate head-only gradient for human brain imaging [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2020, 84 (2): 950-965.
- [49] XU J. Probing neural tissues at small scales: Recent progress of oscillating gradient spin echo (06SE) neuroimaging in humans[J]. Journal of Neuroscience Methods, 2021, 349: 109024.
- [50] MAZZOLI V, MOULIN K, KOGAN F, et al. Diffusion tensor imaging of skeletal muscle contraction using oscillating gradient spin echo[J]. Frontiers in Neurology, 2021, 12: 608549.
- [51] BORSOS K B, TSE D H Y, DUBOVAN P I, et al. Tuned bipolar oscillating gradients for mapping frequency dispersion of diffusion kurtosis in the human brain [J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2023, 89 (2): 756-766.
- [52] WU D, LIU D, HSU Y C, et al. Diffusion-prepared 3D gradient spin-echo sequence for improved oscillating gradient diffusion MRI[J]. Magnetic Resonance in Medicine, 2021, 85 (1): 78-88.
- [53] TÉTREAULT P, HARKINS K D, BARON C A, et al. Diffusion time dependency along the human corpus callosum and exploration of age and sex differences as assessed by oscillating gradient spin-echo diffusion tensor imaging[J]. NeuroImage, 2020, 210: 116533.
- [54] LI H, ZU T, HSU Y C, et al. Inversion-recovery-prepared oscillating gradient sequence improves diffusion-time dependency measurements in the human brain[J]. Journal of Magnetic Resonance Imaging: JM RI, 2023, 57 (2): 446-453.

#### (收稿日期: 2023-10-11) (校对编辑:姚丽娜)

(上接第169页)

- [14] Hamid S, Nasir MU, So A, et al. Clinical applications of dual-energy CT[J]. Korean J Radiol, 2021, 22 (6): 970-982.
- [15] 李敏, 王化. 双能量CT在肺癌诊断中的应用进展 [J]. 中国医学影像学杂志, 2022, 30 (3): 301-305.
- [16] 王永丽,杨帆,刘文亚.能谱CT多参数定量分析预测原发性肺癌病理类型[J].中国 医学影像技术,2021,37(6):899-903.
- [17] Zhang ZT, Zou HY, Yuan AM, et al. A single enhanced dual-energy CT scan may distinguish lung squamous cell carcinoma from adenocarcinoma during the venous phase [J]. Academic Radiology, 2020, 27 (5): 624-629.
- [18] Le X, Nilsson M, Goldman J, et al. Dual EGFR-VEGF pathway inhibition: a promising strategy for patients with EGFR-mutant NSCLC[J]. Journal of Thoracic Oncology, 2021, 16 (2): 205-215.
- [19]Lin Ly, Cheng Jj, Tang Dq, et al. The associations among quantitative spectral CT parameters, Ki-67 expression levels and EGFR mutation status in NSCLC[J]. Scientific Reports, 2020, 10(1): 3436.
- [20] Li M, Zhang L, Tang W, et al. Identification of epidermal growth factor receptor mutations in pulmonary adenocarcinoma using dual-energy spectral computed tomography [J]. European Radiology, 2019, 29 (6): 2989-2997.
- [21]Wu F, Zhou H, Li F, et al. Spectral CT imaging of lung cancer: quantitative analysis of spectral parameters and their correlation with tumor characteristics [J]. Academic Radiology, 2018, 25 (11): 1398-1404.
- [22] Duma N, Santana-Davila R, Molina JR. Non-small cell lung cancer: epidem iology, screening, diagnosis, and treatment [J]. Mayo Clinic Proceedings, 2019, 94 (8): 1623-1640.
- [23]Li M, Zhang L, Tang W, et al. Quantitative features of dual-energy spectral computed tomography for solid lung adenocarcinoma with EGFR and KRAS mutations, and ALK rearrangement: a preliminary study[J]. Translational Lung Cancer Research, 2019, 8 (4): 401-412.
- [24]Li M, Zhang L, Tang W, et al. Dual-energy spectral CT characteristics in surgically resected lung adenocarcinoma: comparison between Kirsten rat sarcoma viral oncogene mutations and epidermal growth factor receptor mutations [J]. Cancer Imaging, 2019, 19 (1): 77.

- [25] Zhao Y, Guo S, Deng J, et al. VEGF/VEGFR-targeted therapy and immunotherapy in non-small cell lung cancer: targeting the tumor microenvironment [J]. International Journal of Biological Sciences, 2022, 18 (9): 3845-3858.
- [26]Li Q,Li X,Li XY, et al. Spectral CT in lung cancer: usefulness of Iodine concentration for evaluation of tumor angiogenesis and prognosis[J]. AJR American Journal of Roentgenology, 2020, 215 (3): 595-602.
- [27]Li GJ, Gao J, Wang GL, et al. Correlation between vascular endothelial growth factor and quantitative dual-energy spectral CT in non-smallcell lung cancer[J]. Clinical Radiology, 2016, 71 (4): 363-368.
- [28] Uy NF, Merkhofer CM, Baik CS. HER2 in non-small cell lung cancer: a review of emerging therapies [J]. Cancers (Basel), 2022, 14 (17): 4155.
- [29] 左孟哲, 骆磊, 张臻, 等. 人工智能CT定量分析对肺腺癌Ki-67LI的预测研究[J]. 中国CT和MRI杂志, 2023, 21 (2): 64-67.
- [30] Carter BW, Glisson BS, Truong MT, et al. Small cell lung carcinoma: staging, imaging, and treatment considerations [J]. Radiographics : a Review Publication of the Radiological Society of North America, Inc, 2014, 34 (6): 1707-1721.
- [31] 窦沛沛,赵恒亮,王晨,等.能谱衰减曲线预测肺癌Ki-67表达:评估最佳keV及能谱 曲线斜率[J].临床放射学杂志,2020,39(12):2435-2440.