

磁共振零回波时间(ZTE)序列技术研究

王聪, 王娅, 鲁毅, 孙学进

【摘要】 零回波时间(ZTE)是一种稳定、快速、低噪声的磁共振三维短 T₂ 成像技术,能直接采集短 T₂ 信号并减小扫描噪声,在一定程度上弥补了传统磁共振成像的不足。经过近年来的不断发展,ZTE 技术已经发展成为一个成像系列并广泛应用于人体各系统。本文简要回顾 ZTE 技术基本原理基础上综述近年来相关序列及其应用的新进展并对 ZTE 技术的发展进行展望。

【关键词】 零回波时间; 磁共振成像; 研究

【中图分类号】 R445. 2; R-05 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2021)10-1321-05

DOI:10. 13609/j. cnki. 1000-0313. 2021. 10. 024

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



零回波时间(zero echo time, ZTE)MR 技术作为一种三维短 T₂ 成像技术具有稳定、快速、低噪声等特点,由 Weiger 等^[1]提出。人体短 T₂ 成分主要有骨皮质、肌腱、韧带、肺、牙齿等,其信号衰减较快,常规序列受空间编码和信号采集时间限制难以有效采集短 T₂ 信号,常造成该部分组织信号的丢失,图像表现为无或低信号区^[2]。因此,目前临床应用中以中、长 T₂ 信号为主,短 T₂ 信号应用较为少见。ZTE 等短 T₂ 成像技术的出现弥补了传统 MRI 技术的不足,经过近些年的飞速发展,ZTE 序列已逐渐成熟并应用于临床。本文在简要介绍 ZTE 技术基本原理基础上综述 ZTE 相关技术及应用的新进展并对 ZTE 技术发展进行展望。

ZTE 序列原理

不同于经典自旋回波序列和梯度回波序列,ZTE 序列是基于投影重建(projection reconstruction, PR)法^[3],通过在预先开启的梯度场中激励自旋质子并直接检测自由感应衰减(free induction decay, FID)信号的短 T₂ 成像技术。虽然其数据采集受接收延迟时间的限制,但是通过缩短线圈发射/接收模式切换时间及滤波时间的方式,可缩短接收延迟时间,一定意义上实现了回波时间为零的突破,因此可有效采集短 T₂ 信号^[4,5]。

1. 常规 ZTE 序列

ZTE 序列原理可大致分为数据采集和图像重建两部分。①数据采集:目前,常规磁共振序列主要采用傅立叶变换(fourier transform, FT)法,沿直角笛卡尔轨迹填充 K 空间,受相位编码时间限制,回波时间往

往大于短 T₂ 信号的衰减时间,所以难以采集短 T₂ 信号。此外,常规序列在实施过程中首先施加射频脉冲,然后通过射频脉冲或梯度场的切换产生信号,而后对产生的信号进行编码和采集,这种先激发后编码的信号采集模式同样造成短 T₂ 信号的提前衰减。ZTE 序列采用投影重建法,在极坐标模型下,利用纯频率空间编码的方式,由中心向外周呈放射状填充 K 空间即径向填充,去除了常规序列中相位编码的延时,能以最快的速度完成对信号空间编码和数据采集^[1]。ZTE 序列的一维 K 空间数据采集原理(图 1)^[1]是在一个重复时间(repetition time, TR)周期开始前首先进行梯度场的爬升,在梯度场开启的情况下施加射频脉冲,脉冲后预先开启的梯度场立即对信号进行编码和采集,最后调整梯度场,为下一个 TR 周期做准备。ZTE 所采用的这种先编码后激发的信号采集模式,去除了常规序列中射频脉冲后的梯度切换,确保了信号产生与采集之间没有任何延迟。②图像重建:由于接收延迟时间的存在,导致 K 空间中心部分数据缺失,直接进行图像重建会产生伪影,因此,ZTE 序列的图像重建可分为数据填补和图像重建两个过程。①数据填补:常规 ZTE 序列在数据采集过程中对数据进行过采样,然后通过代数重建(algebraic reconstruction, AR)将一维数据中梯度方向相同、极性相反的两组数据组合,而后利用插值的方法填补两者之间的数据空白即 K 空间中心部分的数据,再经过反傅立叶变换获取完整的一维 K 空间数据。②图像重建:在数据填补的基础上将不同方向的一维 K 空间数据组合,对组合后完整的 K 空间数据进行标准网格化处理,形成类似笛卡尔采样数据即常规序列的 K 空间数据形式,最后通过三维傅立叶变换重建出图像^[1]。

ZTE 序列借助投影重建法和先编码后激发的信号采集模式,实现了回波时间为零的突破,并且能够以

作者单位:650000 云南,昆明医科大学第一附属医院医学影像科

作者简介:王聪(1993-),男,江苏东海人,在读硕士,主要从事磁共振成像技术研究。

通讯作者:孙学进, E-mail: sunxuejinkm@126. com

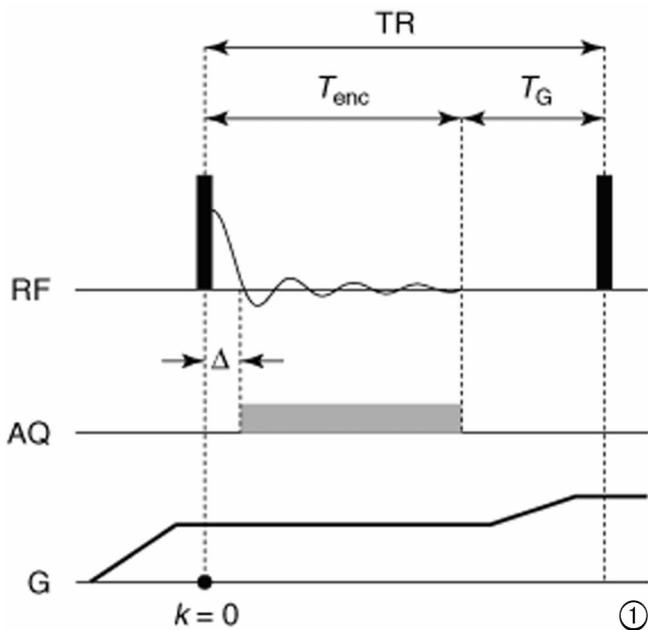


图 1 ZTE 序列一维 K 空间数据采集示意图。首先, 射频脉冲 RF 发出前投影梯度场 G 爬升至特定强度和方向并在一个重复时间 TR 内保持不变; 而后, 对自旋施加射频脉冲 RF; 经过接收延迟时间 Δ 后, 投影梯度场立即对产生的 FID 信号进行空间编码并完成数据采集 AQ。序列的重复时间 $TR = \text{编码时间}(T_{\text{enc}}) + \text{梯度准备时间}(T_G)$ 。

最大 K 空间速度对短 T2 信号进行采集。除此之外, 与常规序列相比 ZTE 序列的特点还包括^[1]: ① ZTE 序列是固有的 3D 扫描序列。由于梯度场在射频脉冲前开启, 射频脉冲激发时无法再施加层面选择梯度场, 因此 ZTE 序列只能进行 3D 扫描。② 静音扫描。在 ZTE 序列的整个信号采集过程中, 梯度场始终保持开启状态, 只在相临采集周期, 即重复时间 (repetition time, TR) 之间才会进行适当调整, 以改变采样方向, 因此该序列中梯度场只发生轻微改变, 不会造成明显噪声。③ 成像稳定性高。梯度场的轻微变化减少了硬件的涡流效应, 确保了 K 空间填充的准确性, 避免了相关伪影, 提高了成像的稳定性。④ 小翻转角 (flip angles, FA) 和短 TR。由于硬脉冲持续时间受到限制可获得的 FA 较小, 并且该序列的设计较为简单, 去除了常规序列中的梯度切换, 因此 TR 较短。⑤ 对运动伪影及流动伪影不敏感。ZTE 序列基于投影重建法, 采用纯频率编码的方式采集信号, 因此可获得最大 K 空间采集速度以减少运动及流动相关伪影对图像的影响。⑥ ZTE 序列的局限性在于受该序列自身回波时间的限制, 所获得的图像对比度较单一, 通常为质子密度加权或者 T1 加权, 并且容易受到来自线圈等硬件设备的短 T2 信号影响。

2. 非常规 ZTE 序列

随着 ZTE 技术的不断发展, 人们为了增加翻转角度, 减少接收延迟时间对图像质量的影响, 开发出多种 ZTE 技术相关序列, 主要通过改变射频脉冲类型, 优化填补 K 空间中心数据的方式, 有以下 3 种常用序列:

(1) 傅立叶变换扫描成像 (sweep imaging with Fourier transformation, SWIFT) 序列: 常规 ZTE 序列中由于脉冲持续时间有限可获得最大射频脉冲场 B1 的振幅较小, 因此常规硬脉冲所产生的翻转角度受限。SWIFT 序列中^[6-8]提出了采用经过振幅和频率调制的射频脉冲, 其属于绝热脉冲的一种, 通过分时方法在激励脉冲后的几微秒对信号进行采集, 依次对不同频率进行扫描并进行数据采集。数据采集完成后, 经过 3D 反投影重建或者标准网格化的方法完成数据的处理, 最终获得扫描图像^[6]。

SWIFT 技术有效克服了常规 ZTE 序列翻转角较小的问题, 协调了长脉冲与短接收延迟时间的关系, 通过快速切换线圈的激励与接收模式实现激发与接收的准同时进行。该序列的局限性在于高时间分辨率对线圈性能要求较高, 并不适用于所有临床扫描仪; 特殊吸收率 (specific absorption rate, SAR) 高于常规序列^[6]。

(2) 逐点编码时间减少与径向采集 (pointwise encoding time reduction with radial acquisition, PETRA) 序列: PETRA 序列类似于钥匙孔技术, 采用径向采集和笛卡尔单点采集两种成像方法组合的方式, 将 K 空间的数据采集分成中心和外周两部分。K 空间的外周部由 ZTE 序列通过径向采集填充, K 空间中心部由单点成像 (single-point imaging, SPI) 序列^[9]通过笛卡尔轨迹逐点填充。完成数据采集后将两组数据合并, 经过重建生成图像。

该方法混合了 ZTE 和 SPI 两种序列, 中心信号采集时间稍长, 但图像具有较好的均匀性和信噪比, 在成像性能上优于常规 ZTE 序列且对硬件无特殊要求, 可很好的应用于临床 MRI 扫描仪^[9,10]。

(3) 水和脂肪抑制质子投影成像 (water- and fat-suppressed proton projection imaging, WASPI) 序列: WASPI 序列具有抑制水和脂肪信号的作用, 只保留短 T2 信号。WASPI 序列中首先通过预脉冲选择性饱和水和脂肪成分, 饱和脉冲之后施加扰相梯度场, 使水和脂肪的信号失相位有效抑制了水和脂肪的信号^[11]。WASPI 技术中 K 空间中心数据是通过降低梯度场强度, 增加额外的径向采集以实现 K 空间中心数据的采样, 弥补了数据缺失^[12]。该方法通过调整投影的角密度, 时间分辨率通常高于 PETRA 序列。

综上所述,常规 ZTE 序列由于设计简单且梯度场变化小具有很好的稳定性,在使用非氢质子材料制作的线圈及接收延迟时间较小的情况下性能较好,但其对射频系统及线圈要求较高;SWIFT 序列有效克服了常规 ZTE 序列翻转角较小的问题;PETRA 序列在接收延迟时间较长时可减少图像伪影;WASPI 序列在成像组织的 T2 衰减时间较接收延迟时间足够长时分辨率更高^[13]。此外,线圈等硬件产生的背景信号通常不会影响常规序列,而对 ZTE 序列影响较大,因此,需要通过增加预脉冲^[14]或使用专用线圈^[15]来抑制背景信号。

应用

1. 牙齿

目前,牙科成像的金标准依然是 CT,其成像速度快、成本低,但软组织对比度较差,存在电离辐射。相比之下,随着 ZTE 等超短回波序列的应用, MRI 图像可同时提供牙髓质及牙釉质的对比度,并且无电离辐射。Ute 等^[16]应用一种无线、电感耦合口腔内线圈提高 MRI 图像中牙齿软组织分辨率。在体外、体内牙齿成像实验中证实 MRI 可获得与 CT 相似质量的图像,并且体内高分辨率扫描仅用时 4 min。Djaudat 等^[17]对比 SWIFT、梯度回波、CT 对牙齿裂缝显示的敏感度分别对两颗体外牙齿进行成像,已知两颗牙齿上裂缝的部位及宽度,结果显示 SWIFT 序列可显示仅 20 μm 宽的牙齿裂缝,远小于成像像素尺寸,而梯度回波序列及 CT 成像却难以显示该裂缝。该研究提示 SWIFT 序列可以有效检测牙齿微裂纹。与此同时,小孔径专用磁体、高温超导导线等硬件的开发能降低磁共振设备的安装、运行成本,为将来牙科专用 MRI 设备的普及创造了可能^[18]。因此,软件和硬件的发展使牙科诊断更加准确,有望改善龋齿等病变的早期诊断,避免了不必要的电离辐射,提高了被检者的舒适度。

2. 血管成像

零回波时间磁共振血管造影是将 ZTE 与连续式动脉自旋标记(arterial spin labeling, ASL)技术相结合的磁共振血管成像新技术^[19],无需注射对比剂,因此采集时间窗不受对比剂通过时间的限制,通过调整标记时间即可实现动态血管造影的效果。翟茂雄等^[20]以 CE-MRA 血管成像为标准对 47 例患者行 3D TOF-MRA 与 ZTE-MRA 头颈部血管成像,对比分析 3D TOF-MRA 与 ZTE-MRA 图像质量及颈内动脉分支显示情况。结果显示 ZTE-MRA 血管成像的图像质量明显优于 3D TOF-MRA,提示 ZTE-MRA 头颈部动脉成像可替代 CE-MRA,具有较好临床应用价值。

3. 骨肌系统

人体内的短 T2 组织大多集中在骨肌系统如骨皮质、肌腱、韧带等。由于 ZTE 技术可直接显示短 T2 成分,相对于常规序列能提供更多的骨质成分信息。其中,在对骨质疏松患者的诊断及骨折风险评估方面,ZTE 技术不仅可采集骨内矿物质成分信号,同时可获取骨内水和有机质成分信号,弥补了传统骨质疏松诊断中双能 X 线骨密度仪无法量化骨骼内水及有机质成分的不足,提高了骨质疏松的诊断及骨折风险评估的准确性^[21]。Ryan 等^[22,23]将 ZTE 序列应用于肩关节及髋关节的检查中,分别从骨对比度和关节形态等方面与 CT 检查比较。研究表明 ZTE 序列提供了与 CT 相一致的骨对比度,骨内病变的显示较 CT 更敏感,并且关节形态学上与 CT 存在显著的一致性。提示磁共振 ZTE 序列可以有效替代 CT 检查。Sung 等^[24]将 PETRA 序列及常规序列相结合有效提高了膝关节紊乱及半月板损伤的检出率。并且,ZTE 技术还应用于肌腱、韧带等损伤研究。

除此之外,长 T2 抑制序列^[25]及同相位零回波时间(in-phase zero echo time, ipZTE)序列^[26]的开发提高了 MRI 骨肌系统中短 T2 信号的对比度,减少了伪影对图像质量的影响,为 PET/MR 衰减校正和 MRI 引导放射治疗计划制定的实现奠定基础。

4. 放射治疗计划

放射治疗中为提高放射靶区勾画的准确性和放射治疗计量的精准性,治疗计划的制定依赖于 MRI 和 CT 图像。为获取患者的 MRI 与 CT 图像,需要对患者进行两次独立的图像采集,这种模式存在着固有缺陷^[27]。随着 CT 技术^[28]及 ZTE 等超短回波序列的开发和应用, MRI 可以获取用于放射治疗计划的电子密度分布和骨质信息, Centre 等^[29]在使用同一种计算方法的前提下以真实 CT 值为标准比较常规序列 T1 图像与 ZTE 图像计算出的伪 CT 值。结果显示利用 ZTE 图像得出的伪 CT 值与真实 CT 值之间的平均绝对误差为 20 HU,较常规序列 T1 图像准确性提高,提示 ZTE 序列的应用提高了伪 CT 图像的准确性。

因此,仅使用 MRI 的放射治疗计划流程是可行的,并且可充分发挥 MRI 高软组织对比度的优势,减少了靶区勾画的模糊性、简化工作流程、提高了患者福利。

5. 肺

由于 ZTE 技术中信号采集时间短,有效地避免了呼吸运动对图像的影响,能在较短的时间内提供高分辨率的肺部结构信息,具有较好的信噪比和对比度^[30]。与 CT 相比 ZTE 技术在肺部的应用具有很大的潜力,能够提高肺纤维化等肺部疾病早期诊断的特

异性^[31]。

6. 静音扫描

随着磁共振设备的普及, MRI 已作为常规检查手段,但其噪声对被检者的影响逐渐引起人们的重视。调查显示在 MRI 检查中噪声是导致患者无法忍受检查的最主要原因,尤其对于焦虑患者以及婴幼儿被检者^[32]。

ZTE 序列中梯度场在几乎整个 TR 周期内保持不变,并且在每个 TR 周期末仅有轻微调整,而不会关闭,梯度线圈的变形和振动可以忽略不计。因此,ZTE 序列中梯度线圈不会产生明显噪声。随着 ZTE 序列的不断发展如 ZTE-BURST^[33]、looping star^[34] 等组合序列可在小噪声的情况下获得较高质量的颅脑 T₂、T₂* 加权图像。除此之外,ZTE 技术在静音 fMRI^[8]、静音 T₁WI^[35] 等方面已经取得一定进展。

近年来,ZTE 序列的发展迅速,具有诸多优势,在各个系统中都拥有广阔的应用前景,并在许多领域已经取得了一定的进展,如在骨和骨内矿物质量化成像中的应用,可定量测量骨质成分用于骨质疏松的诊断^[36]。临床研究除了静音扫描、骨肌系统、牙齿和放射治疗外还用于脑血管、肺实质、血管斑块以及钠成像^[20,37-39]。除此之外,ZTE 技术还具有直接显示和量化髓鞘的潜力^[40]。

总之,ZTE 序列的开发与应用,不仅在成像方面弥补了传统磁共振检查的不足,实现了对骨皮质等短 T₂ 组织的成像,而且降低了磁共振扫描噪声,提高了磁共振检查的舒适度,在一定程度上拓展了磁共振成像的应用范围。虽然 ZTE 序列的应用受到自身回波时间及线圈等硬件性能要求的限制,但是通过配合其他成像序列以及高性能的硬件设备,可在一定程度上弥补其不足,以便更好的发挥该序列的特点。目前,ZTE 技术的临床应用方兴未艾,有望在未来磁共振成像中得到广泛应用,使磁共振成像进入新时代。

参考文献:

- [1] Pruessmann MW & KP. MRI with zero echo time[J]. eMagRes. 2012,1(12):311-322.
- [2] Garwood M. MRI of fast-relaxing spins[J]. J Magn Reson, 2013, 229(4):49-54.
- [3] Wright KL, Hamilton JI, Griswold MA, et al. Non-cartesian parallel imaging reconstruction[J]. J Magn Reson Imaging, 2014, 40(5):1022-1040.
- [4] Brunner DO, Furrer L, Weiger M, et al. Symmetrically biased T/R switches for NMR and MRI with microsecond dead time[J]. J Magn Reson, 2016, 263(2):147-155.
- [5] Marjanovic J, Weiger M, Reber J, et al. Multi-rate acquisition for dead time reduction in magnetic resonance receivers: application to imaging with zero echo time[J]. IEEE Trans Med Imaging, 2018, 37(2):408-416.
- [6] Schieban K, Weiger M, Hennel F, et al. ZTE imaging with enhanced flip angle using modulated excitation[J]. Magn Reson Med, 2015, 74(3):684-693.
- [7] Zhang J, Idiyatullin D, Corum CA, et al. Gradient-modulated SWIFT[J]. Magn Reson Med, 2016, 75(2):537-546.
- [8] Lehto LJ, Idiyatullin D, Zhang J, et al. MB-SWIFT functional MRI during deep brain stimulation in rats[J]. Neuroimage, 2017, 159(16):443-448.
- [9] Grodzki DM, Jakob PM, Heismann B. Ultrashort echo time imaging using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA)[J]. Magn Reson Med, 2012, 67(2):510-518.
- [10] Lee YH, Suh JS, Grodzki D. Short T₂ tissue imaging with the Pointwise Encoding Time reduction with Radial Acquisition (PETRA) sequence; the additional value of fat saturation and subtraction in the meniscus[J]. Magn Reson Imaging, 2015, 33(4):385-389.
- [11] Larson PE, Han M, Krug R, et al. Ultrashort echo time and zero echo time MRI at 7T[J]. MAGMA, 2016, 29(3):359-370.
- [12] Huang C, Ouyang J, Reese TG, et al. Continuous MR bone density measurement using water- and fat-suppressed projection imaging (WASPI) for PET attenuation correction in PET-MR[J]. Phys Med Biol, 2015, 60(20):N369-381.
- [13] Froidevaux R, Weiger M, Brunner DO, et al. Filling the dead-time gap in zero echo time MRI; principles compared[J]. Magn Reson Med, 2018, 79(4):2036-2045.
- [14] Dreher W, Bardenhagen I, Huang L, et al. On the suppression of background signals originating from NMR hardware components. Application to zero echo time imaging and relaxation time analysis[J]. Magn Reson Imaging, 2016, 34(3):264-270.
- [15] Weiger M, Brunner DO, Schmid T, et al. A virtually ¹H-free birdcage coil for zero echo time MRI without background signal[J]. Magn Reson Med, 2017, 78(1):399-407.
- [16] Ludwig U, Eisenbeiss AK, Scheifele C, et al. Dental MRI using wireless intraoral coils[J]. Sci Rep, 2016, 6(1):23301.
- [17] Idiyatullin D, Garwood M, Gaalaas L, et al. Role of MRI for detecting micro cracks in teeth[J]. Dentomaxillofac Radiol, 2016, 45(7):20160150.
- [18] Piao R, Iguchi S, Hamada M, et al. High resolution NMR measurements using a 400MHz NMR with an (RE) Ba₂Cu₃O_{7-x} high-temperature superconducting inner coil; towards a compact super-high-field NMR[J]. J Magn Reson, 2016, 263(2):164-171.
- [19] Song Y, Qi P, Huang J, et al. Application of zero echo time MR angiography in follow-up of intracranial aneurysm remnant and in-stent lumen after embolization; a comparison study with digital subtraction angiography[J]. Acta Radiol, 2020, 61(4):480-486.
- [20] 翟茂雄, 李武超, 唐斌, 等. 零 TE 技术在头颈血管的临床应用初探[J]. 临床放射学杂志, 2019, 38(2):351-354.
- [21] Marcon M, Weiger M, Keller D, et al. Magnetization transfer imaging of cortical bone in vivo using a zero echo time sequence in mice at 4.7T: a feasibility study[J]. MAGMA, 2016, 29(6):853-862.
- [22] Breighner RE, Endo Y, Konin GP, et al. Technical developments: zero echo time imaging of the shoulder; enhanced osseous detail

- by using MR imaging[J]. *Radiology*, 2018, 286(3):960-966.
- [23] Breighner RE, Bogner EA, Lee SC, et al. Evaluation of osseous morphology of the hip using zero echo time magnetic resonance imaging[J]. *American Journal of Sports Medicine*, 2019, 47(14):3460-3468.
- [24] Kim SK, Kim D, Lee SJ, et al. Clinical value of pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA) MR sequence in assessing internal derangement of knee[J]. *Clin Imaging*, 2018, 51(5):260-265.
- [25] Li C, Magland JF, Zhao X, et al. Selective in vivo bone imaging with long-T₂ suppressed PETRA MRI[J]. *Magn Reson Med*, 2017, 77(3):989-997.
- [26] Engström M, McKinnon G, Cozzini C, et al. In-phase zero TE musculoskeletal imaging[J]. *Magn Reson Med*, 2020, 83(1):195-202.
- [27] Kerkmeijer L, Maspero M, Meijer GJ, et al. Magnetic resonance imaging only workflow for radiotherapy simulation and planning in prostate cancer[J]. *Clin Oncol (R Coll Radiol)*, 2018, 30(11):692-701.
- [28] Shafai-Erfani G, Wang T, Lei Y, et al. Dose evaluation of MRI-based synthetic CT generated using a machine learning method for prostate cancer radiotherapy[J]. *Med Dosim*, 2019, 44(4):e64-e70.
- [29] Boydev C, Demol B, Pasquier D, et al. Zero echo time MRI-only treatment planning for radiation therapy of brain tumors after resection[J]. *Phys Med*, 2017, 42(10):332-338.
- [30] Bae K, Jeon KN, Hwang MJ, et al. Comparison of lung imaging using three-dimensional ultrashort echo time and zero echo time sequences; preliminary study[J]. *Eur Radiol*, 2019, 29(5):2253-2262.
- [31] Liszewski MC, Ciet P, Lee EY. MR imaging of lungs and airways in children: past and present[J]. *Magn Reson Imaging Clin N Am*, 2019, 27(2):201-225.
- [32] Cosottini M, Frosini D, Biagi L, et al. Short-term side-effects of brain MR examination at 7T: a single-centre experience[J]. *Eur Radiol*, 2014, 24(8):1923-1928.
- [33] Schulte RF, Buonincontri G, Costagli M, et al. Silent T2* and T2 encoding using ZTE combined with BURST[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 81(4):2277-2287.
- [34] Wiesinger F, Menini A, Solana AB. Looping star[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 81(1):57-68.
- [35] Holdsworth SJ, Macpherson SJ, Yeom KW, et al. Clinical evaluation of silent T1-weighted MRI and silent MR angiography of the brain[J]. *AJR Am J Roentgenol*, 2018, 210(2):404-411.
- [36] Manhard MK, Nyman JS, Does MD. Advances in imaging approaches to fracture risk evaluation[J]. *Transl Res*, 2017, 181(3):1-14.
- [37] Biederer J. Using lung MRI and elastic registration to assess pulmonary fibrosis[J]. *Radiology*, 2019, 291(2):493-494.
- [38] Edelman RR, Flanagan O, Grodzki D, et al. Projection MR imaging of peripheral arterial calcifications[J]. *Magn Reson Med*, 2015, 73(5):1939-1945.
- [39] Blunck Y, Moffat BA, Kolbe SC, et al. Zero-gradient-excitation ramped hybrid encoding (zGRF-RHE) sodium MRI[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 81(2):1172-1180.
- [40] Seifert AC, Li C, Wilhelm MJ, et al. Towards quantification of myelin by solid-state MRI of the lipid matrix protons[J]. *Neuroimage*, 2017, 163(20):358-367.

(收稿日期:2020-05-26 修回日期:2020-08-09)