

磁共振超短回波时间序列在肺部应用

苏卉, 高依鹤, 陆瑶, 莫小小, 尹映丽, 叶靖

【摘要】 肺磁共振成像(MRI)具有极大的挑战性,因为肺实质的低质子密度,空气软组织交界面的磁化率伪影以及呼吸和心跳伪影的干扰,使用常规磁共振成像序列无法对肺组织进行成像。随着磁共振成像技术的发展,磁共振超短回波时间(UTE)序列的运用能使短 T2 组织如骨皮质、半月板、肺组织等成像。本文重点陈述 UTE 序列在肺部应用进展并分析其在肺部的运用价值和前景。

【关键词】 磁共振成像; 肺; 诊断

【中图分类号】 R445.2; R44; R322.35 **【文献标志码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2023)10-1338-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2023.10.019

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



从胸部磁共振成像首次用于临床以来,有研究者认为与 X 线 CT 和 PET/CT 相比,MR 成像在胸部疾病方面的临床应用有限,但随着 MR 脉冲序列,多线圈并行成像、对比剂的利用,以及一些后处理软件或分析方法的应用,尤其超短回波时间(ultrashort echo time, UTE)MRI 序列成像实现了 MR 在胸部检查临床运用的可行性^[1]。

肺部由于 T2 很短,所以给成像带来了很大的阻碍,UTE 序列可采集更多短 T2 组织的信号,弥补了常规 MRI 不能清晰显示短 T2 组织成像的缺陷。通过对 UTE 序列的研究和应用,研究者们进行了许多关于 UTE 在肺部磁共振成像应用的探索。

UTE 原理

UTE 是针对短 T2 组织专门设计的成像技术,能够使人体内的短 T2 组织成像,是一种采用硬脉冲激发并直接检测自由感应衰减的一种新型成像技术^[2]。传统 MR 序列对短 T2 组织无法成像,因为短 T2 组织信号衰减非常快,接受信号之前往往信号已经衰减到几乎为 0,影像上为低信号或无信号。UTE 是一种基于传统梯度回波序列(gradient echo, GRE)成像而改进的新技术。为了在超短回波时间测量 MR 信号,UTE 成像有两个先决条件:首先脉冲在激发 K 空间到达中心后立即读取信号,其次读出必须立即在采集 k 空间的中心开始。所以 UTE 的实现必依赖于特殊设计的射频激发脉冲和径向的采样方式。UTE 序列类型主要为二维 UTE(2DUTE)序列及三维 UTE 序

列(3DUTE)。2DUTE 序列通过 2 个带有相反层面选择梯度的伴 sinc 函数型 RF 脉冲进行激发,激发后立即采集自由衰减信号,两次半射频脉冲所得的回波信号相叠加填充 K 空间,数据由 K 空间中心直接开始采集,并同时呈放射状填充。在上述 2DUTE 序列设计的基础上,利用硬脉冲及数据进行三维放射状采集,由 K 空间中心向外、呈圆锥形填充可实现 3D UTE 序列^[3]。3DUTE 多优于 2DUTE,因为它提供了更高和各向同性的空间分辨率,完整的胸部覆盖和更少的运动伪影^[4]。UTE 在对短 T2 组织的成像中,其他长 T2 组织往往具有更高的信号,从而影响了短 T2 组织图像的成像,为此学者们调整参数、采用多种技术抑制长 T2 组织如预饱和技术、反转脉冲恢复技术、双回波脉冲序列等从而提高了短 T2 组织图像的对比度。

临床运用

1. 肺结构

由于 UTE 序列具有较高的分辨率并且减少了磁化率伪影,通过磁共振扫描观察肺结节、气道及间质性肺疾病从理想变为了现实。在 3DUTE 用于评估儿童患者的肺密度的研究中发现肺 UTE 图像的信号强度与肺密度有一定的相关性,这是 UTE 用于肺部结构与功能研究的基础^[5]。在对肿瘤患者中利用螺旋叠加采集的自由呼吸超短回波时间肺磁共振成像的可行性研究中发现,在 3.0T 场强下 UTE 图像中肺血管和气道的亚节段分支水平几乎一致(分别为 96.9% 和 90.6%)。>90% 的螺旋 3DUTE 图像具有可接受的或良好的纵隔评价;>80% 具有良好或优秀的整体图像质量^[6]。而早在用三维超短回波时间 MR 成像检测肺栓塞的研究中^[7]自由呼吸 3DUTE 在检测肺栓塞方面比屏气 3D MR 血管造影表现更好,为小血管和肺实质的可视化提供更好的图像质量。可知 UTE 磁共

作者单位: 225001 江苏,扬州大学(苏卉、陆瑶); 225001 江苏,苏北人民医院影像科(苏卉、高依鹤、陆瑶、莫小小、尹映丽、叶靖); 116044 大连医科大学(高依鹤、莫小小)

作者简介: 苏卉(1995—),女,江苏泰州人,在读研究生,见习医师,主要从事 UTE 序列在胸部的应用。

通讯作者: 叶靖, E-mail: 18051061289@163.com

基金项目: 江苏省“六个一”高层次人才工程项目(LGY2019032)

振序列拥有观察肺部结构较好的图像质量。

肺结节的检出与特征显示:UTE 在肺结节的检出与特征显示方面具有较高的临床价值。肺结节检出率的相关研究众多,总检出率多为 73%~90%之间,部分达 90%以上^[6-13]。Huang 等^[12]研究中发现非实性结节 UTE 序列的检出率>65%。部分实性结节的检出率>75%,螺旋 UTE 序列的实性结节的检出率为>95%。在使用 SPIRiT 算法的加速自由呼吸螺旋 3D UTE 乳腺癌患者的研究中^[13],总体结节检出率高达 90.8%,直径>7 mm 的肺结节的敏感度为 100%。此外,2~5 mm 结节的检出率为 88.1%,高于 Cha 等^[9]直径 2~5 mm 的结节检出率 76.7%。在结节大小测量方面,螺旋超短回波时间(UTE)和压缩传感体积插值屏气检查(CS-VIBE)序列检测肺结节的研究中发现^[8],螺旋 UTE 和 CS-VIBE 分别将结节尺寸低估了(0.2±1.4) mm、(0.2±1.7) mm。关于结节的影像学征象方面,Wielpütz 等^[9]发现 TE=192 μs 的 UTE 扫描图像中两名医师对征象进行评估,分叶征:敏感度为 70.6%和 54.9%,特异度为 93.2%和 96.3%;毛刺征:敏感度为 61.5%和 48.0%,特异度为 95.2%和 95.0%;胸膜牵拉征:敏感度为 87.0%和 73.3%,特异度为 93.8%和 95.0%,最后,对于内部信号,敏感度分别为 72.7%和 61.3%,特异度为 96.1%和 97.3%,得出 UTE 与 CT 在结节形态评估方面显示出较高的诊断特性且评估者间具有较高一致性。而在最新 Ohno 等^[10]在对 205 个结节患者研究中也得出 UTE 序列在肺结节的检出、结节最长直径的测量以及结节 RADS 分类与标准剂量及低剂量 CT 相当。由此可见 UTE 对肺结节检出及良恶性鉴别具有较高的临床诊断价值和运用前景。

新生儿肺病:UTE 磁共振序列作为 CT 的替代方法可监测新生儿和学龄前儿童的早期肺疾病如评估先天性肺畸形^[11]。新生儿先天性肺畸形包括几种罕见的肺异常,包括先天性肺气道畸形(CPAM)、支气管源性囊肿、支气管闭锁等,先天性肺气道畸形是最常见的先天性肺畸形,而根据目前的假设,在肺发育过程中基于气道阻塞的畸形似乎是各种先天性肺异常的发病机制^[12]。37 例婴儿(23~43 妊娠周)在 3T 场强下使用呼吸门控逐点编码时间减少与径向采集序列(PETRA)时,90%的主气道能见度良好^[13]。气管软化症(TM)发生在大约 1:2000 的其他健康儿童中,并且可能影响超过一半的高危人群,例如患有支气管肺发育不良或气管食管瘘的新生儿,TM 特征是气道壁变弱,并导致呼吸过程中气道管腔动态塌陷。在对 36 名新生儿研究发现通过 UTE 序列确定吸气末和呼气末之间气管横截面积(CSA)的百分比变化,并使用接

收者操作曲线确定预测气管软化的最佳截止值并确定阳性和阴性预测值,无创评估新生儿气管软化,无需镇静、电离辐射风险^[14]。Yoder LM 等^[15]的研究中发现 UTEMRI 可量化新生儿支气管肺发育不良(BPD)患者的多度充气,并且肺容积随着疾病的严重程度而显著增加。而目前一种新的自由呼吸高分辨率运动校正肺 MRI 策略,称为 iMoCo UTE(迭代运动补偿重建 UTE)策略,与使用其他运动校正策略如软门控、运动分辨重建和图像配准的运动补偿重建(MoCo)相比,使用 iMoCo UTE 重建的图像提供了更清晰的解剖肺结构,以及更高的表现 SNR 和 CNR^[16],在儿科和婴儿肺部 MRI 研究中显示出巨大潜力。

阻塞性气道疾病:囊性纤维化患者(CF)由于肺部的慢性炎症导致的粘液阻塞及不断进展的支气管扩张而导致气体储留^[17]。应用 UTE 序列评估囊性纤维化患者的气道疾病已被证明在检测支气管改变方面与 CT 相当,如支气管壁增厚、支气管扩张或粘液堵塞。与 CT 相比,UTE 可提供检测和评估支气管扩张的结构图像^[18]。更先进的研究将 UTE 序列与超极化气体相结合,允许结合结构和功能 MRI,这有利于对囊性纤维化患者的随访^[19]。此外有对 CF 的研究表明异常信号强度体积的自动量化与 CF 严重程度相关,可进行可重复的横断面和纵向评估^[20]。慢性阻塞性肺病(COPD)以持续的呼吸道症状和气流限制为特征,病理改变主要包括慢性支气管炎与肺气肿。肺气肿由于较低的质子密度比正常肺组织在 UTE 上信号强度更低。UTE 与 T₂ 加权自旋回波(T₂-TSE)序列相比,它在过度充气、肺气肿、囊肿或支气管系统病变的检出具有较大的作用^[21]。此外,有研究显示 3DUTE 磁共振序列可通过定性视觉评分和全自动体积定量来确定肺气肿的程度^[22]。

2. UTE 肺功能成像

功能性肺 MRI 的临床运用通常需要静脉注射或吸入对比剂,通过超极化气体³He(氦)和¹²⁹Xe(氙)进行局部通气成像已被广泛用于评估患者的通气缺陷^[23],然后由于对专门设备的需求和惰性气体同位素的高成本,这些目前仅限于少数中心的研究应用。相比之下,氧增强磁共振(OE-MRI)使用广泛可用的氧气(O₂),并且可以使用目前广泛运用的 MRI 硬件进行,所以 OE-MRI 更加适用于临床的使用。OE-MRI 吸入 100%氧气作为对比剂,是评估局部肺功能的一种可行的替代方法。由于顺磁性氧的 T₁ 弛豫特性,吸入高氧(100%浓度氧气)会缩短组织 T₁,从而与吸入常氧(室内空气 21%氧气)相比,增加了 T₁ 加权图像上的信号强度。区域信号增强代表通气和灌注的组合^[24]。信号增强图像通过从高氧质子(100% 氧气)

图像中减去常氧(室内空气 21% 氧气)来获得,以揭示由于肺泡氧分压的变化而导致的局部对比度。产生的信号强度差异被认为主要是通气加权,并且可视化是对比度增强,然而,由于肺中的 T_2^* 是由气体和组织之间的敏感性差异决定的,氧气浓度的增加也进一步降低了 T_2^* ^[25],因此,结合已经很短的 T_2^* ,使用 UTE 序列是特别理想的氧增强肺成像技术。

使用气体制剂的肺部功能性 MRI 成像方法正在提高我们对各种慢性肺部疾病的了解,包括哮喘、囊性纤维化(CF)及肺癌等疾病^[26-28]。3D UTE 磁共振序列支持肺结构异常的描述和评分,与 CT 不同的是 UTE 的氧增强技术能支持肺功能和结构的同时成像,能够进行全肺肺功能检测(PFT)无法实现的区域功能性通气评估。在对 18 名受试者的研究中氧增强 3DUTE 显示出信号增强和通气缺陷的高度一致性($ICC > 0.9$),表明该方法作为超极化气体通气 MRI 的替代方法的稳定性,该序列能够覆盖整个胸部,支持使用 VDP(通气缺陷百分比)定量区分患病肺和健康肺^[27]。刘慧等^[28]对 44 名病理证实为肺腺癌患者研究中,全肺平均信号增强百分比(PSE)与 FVC ($r = 0.4237, P = 0.0184$)、FEV1 ($r = 0.4044, P = 0.0260$)和 PEF ($r = 0.4368, P = 0.0120$)呈显著正相关,支持了肺腺癌患者的通气功能可以通过使用 OE-UTE 在 MRI 中可视化的假设,同时肿瘤平均 PSE 也可有助于区分不同的肺腺癌的组织学分级。在最近的一项 0.55T MRI 场强下进行氧增强肺成像的研究中^[29],可以利用比 1.5T 更高 T_1 弛豫率的 0.55T 3DUTE 成像生成 PSE 图,显示淋巴管平滑肌瘤患者(LAM)局部功能缺陷。

3. 肺疾病的定量测定

T_2^* 是获取肺实质间质结构病理变化信息的一个参数。夏艺等^[30]在超短回波时间(UTE)肺部 MR 成像对慢性阻塞性肺疾病的初步应用的研究中发现 T_2^* 值与肺功能测试(PFT)的变化、CT 容积参数存在明显负相关性,且其在 COPD 患者的不同临床分级及 CT 亚型中存在差异,肺内 T_2^* 的测量具有评估 COPD 的潜力。研究表明 T_2 -ISIV 能够重复评估特发性肺纤维化(IPF)患者间质性肺信号强度异常改变的体积范围,并与疾病严重程度相关^[31]。肺气肿大鼠模型的研究中 T_2^* 值可作为表征肺部早期病理改变的敏感生物标志物的潜在相关性指标,小鼠在 11.7T MRI 的一项研究表明 T_2^* 可能反映肺组织的病理变化^[32]。 T_2^* 也受到肺泡气体中的氧浓度的影响,是通过氧增强成像监测肺功能的额外工具^[33]。

T_1 是一个与肺组织的组成和状态相关的物理参数如血容量分数等^[34]。 T_1 的减少可能归因于肺血管

收缩和肺气肿的存在。19 个 COPD 患者的研究中显示 T_1 图上的视觉异常与动态对比增强(DCE)肺灌注 MRI 上的灌注缺陷密切相关。该研究得出 T_1 反映了局部血流并可有助于进一步区分灌注缺陷^[35]。在对肺 T_1 测绘磁共振成像评估囊性纤维化儿童肺部疾病的研究^[36]中发现 5 名 CF 儿童的平均 T_1 值同样显著低于健康志愿者,CF 中粘液堵塞和空气滞留可导致缺氧诱导的局部血管收缩和灌注异常。与肺实质相比血液的 t_1 值更高,质子密度更高,肺区域降低或几乎没有肺血流(即纤维化区域或血管收缩区域)将有较低的 T_1 值。另外有研究表明 T_1 取决于测量的重复回波时间(TE):通过使用 UTE,在 70 μs 和 2.3 ms 之间的几个 TE 中对区域 T_1 进行定量。TE1 到 TE2 观察到 T_1 显著增加,从 TE2 到 TE3、TE3 到 TE4 或 TE4 到 TE5 没有显著变化,COPD 患者肺中的 TE1 在所有 TE 中都较短,而 T_1 的增加仅在非常短的 TE 时发生。 T_1 (TE)与肺气肿和空气滞留的定量 CT 测量以及 MR 灌注评分有很强相关性,肺 T_1 (TE)取决于回声时间(TE)并反映区域肺功能^[37]。因此肺的 T_1 图谱可能进一步减少对对比剂使用,有特殊的临床运用价值。

4. 肺灌注成像

传统的肺增强 MRA(cMRA)已经成为 CT 血管造影的一种有吸引力的替代方法,可不使用电离辐射诊断肺栓塞(PE)^[38]。动态对比增强(DCE)肺灌注 MRI 跟踪对比剂(如钆 gd)通过肺血管,可显示肺内的灌注缺陷。然而,传统 MRA 对肺实质的描述较差,应用 gd 造影与 UTEMRI 成像结合可将时间分辨率提高到约 1 s,空间分辨率提高到约 1.5 mm^[39]。Gd 对比剂注射后,CT 作为参考的标准,自由呼吸 3DUTE 在肺栓塞动物模型中对于栓塞特别是亚节段动脉的检测表现优于梯度回波血管造影技术^[40]。但是钆的对比剂在一些患者中存在禁忌,如孕妇或钆过敏患者。此外钆对比剂会增加肾脏系统性纤维化的风险^[41]。为了克服这些问题,替代对比剂或无造影技术逐渐受到临床重视。在一项对钆和铁氧醇增强常规和超短回声时间血管造影对肺血管描述的比较研究中发现铁氧醇(Fe)是一种超小型超顺磁性氧化铁(USPIO),可作为一种超标记的对比剂,具有良好的 t_1 缩短特性,自由呼吸铁氧醇增强 UTE-MRA 作为钆增强常规 MRA 的替代方法,对肺血管系统的评估是可行的^[42]。

此外,无对比剂 UTE-MRI 灌注检查方法主要为动脉自旋标记(ASL)、黑血技术。ASL 允许在不使用对比剂的情况下通过获取两个自旋回波图像来使血流可视化,一个具有切片选择性 180° 反转,另一个具有非选择性 180° 反转,两个图像之间的差异表示在采集

之间流入切片的血液,因此是血流的量度^[43]。一项针对 8 名使用 ASL 的肺动脉高压(PAH)患者的研究表明与健康志愿者相比,肺动脉高压患者的血流量较低^[44]。Delacoste 等^[45]研究利用运动敏感驱动平衡技术(MSDE)与自由呼吸自导航 UTE 序列组合,生成高分辨率 3D 肺部黑血图像,证实了来自动脉管腔的信号显著下降,与涡轮自旋回波序列(BLADE)采集相比,血液信号受到的抑制明显更大更均匀。此外,该序列还能得到减影图像,整个胸腔血管系统至少直到节段动脉的可视化,而无需注射对比剂,减影图像与黑血图像的比较有助于确认支气管内是否存在粘液性嵌塞,通过减影图像还可评估这些患者的脉管系统,特别是检测扩张的全身支气管和非支气管动脉,这可能会对患者的治疗具有重要价值。

5. ZTE

随着技术发展,零回波时间序列(ZTE)也逐渐被众多研究中们探索,ZTE 序列是另一种可以使超短 T_2/T_2^* 成像的 MRI 成像技术,ZTE 可以提供较 UTE 更好的肺部成像的信噪比(SNR)和对比噪声比(CNR)^[46]。研究证明 ZTE 对于 4 mm 以下的肺病灶的诊断性能优于常规 PET/MRI,这在肺部肿瘤患者中具有较大应用前景^[47]。刘倩云等^[48]与 CT 相比,ZTE 肺部成像在评估实体肺结节或肿块方面的研究中发现对于 >1 cm 的实性肺结节或肿块,ZTE 在形态学特征方面与 CT 完全一致。而 Bae 等^[49]研究证明 4D ZTE 能提供稳健的肺实质图像,无论患者的肺功能如何,与 3D ZTE 相比 4D ZTE 具有更好的 SNR 和 CNR。ZTE 在未来的超短回波序列成像方面将有更好的临床运用前景。

总结和展望

超短回波序列使实现肺磁共振成像成为可能。在对结节检测及良恶性鉴别、新生儿先天性肺畸形、慢性阻塞性气道疾病的诊断、阻塞性肺病的功能成像、肺疾病的定量测定以及无对比剂灌注技术方面均具有独特的临床价值。作为 CT 的替代方法,可用于肺部疾病形态学变化的纵向随访方法,特别是作为 MRI 独特功能成像的补充,在实现磁共振对肺部结构与功能成像的研究方面迈出了重大一步。

参考文献:

- [1] Tanaka Y, Ohno Y, Hanamatsu S, et al. State-of-the-art MR imaging for thoracic diseases[J]. Magn Reson Med Sci, 2022, 21(1): 212-234.
- [2] 李莎, 张艺宝, 吴昊, 高嵩. 核磁共振超短回波时间序列技术研究进展[J]. 中国医学物理学杂志, 2019, 36(1): 55-59.
- [3] 刘俊谷, 张进. 超短回波时间磁共振成像技术在骨科系统中的应用进展[J]. 磁共振成像, 2020, 11(2): 158-160.

- [4] Geiger J, Zeimpekis KG, Jung A, et al. Clinical application of ultra-short echo-time MRI for lung pathologies in children[J]. Clin Radiol, 2021, 76(9): 708.e9-708.e17.
- [5] Zeimpekis KG, Geiger J, Wiesinger F, et al. Three-dimensional magnetic resonance imaging ultrashort echo-time cones for assessing lung density in pediatric patients[J]. Pediatr Radiol, 2021, 51(1): 57-65.
- [6] Cha MJ, Park HJ, Paek MY, et al. Free-breathing ultrashort echo time lung magnetic resonance imaging using stack-of-spirals acquisition: A feasibility study in oncology patients[J]. Magn Reson Imaging, 2018, 51: 137-143.
- [7] Bannas P, Bell LC, Johnson KM, et al. Pulmonary embolism detection with three-dimensional ultrashort echo time MR imaging: experimental study in canines[J]. Radiology, 2016, 278(2): 413-421.
- [8] Huang YS, Niisato E, Su MM, et al. Applying compressed sensing volumetric interpolated breath-hold examination and spiral ultrashort echo time sequences for lung nodule detection in MRI[J]. Diagnostics (Basel), 2021, 12(1): 93.
- [9] Wielpütz MO, Lee HY, Koyama H, et al. Morphologic characterization of pulmonary nodules with ultrashort TE MRI at 3T[J]. AJR Am J Roentgenol, 2018, 210(6): 1216-1225.
- [10] Ohno Y, Takenaka D, Yoshikawa T, et al. Efficacy of ultrashort echo time pulmonary MRI for lung nodule detection and lung-RADS classification[J]. Radiology, 2022, 302(3): 697-706.
- [11] Geiger J, Zeimpekis KG, Jung A, et al. Clinical application of ultrashort echo-time MRI for lung pathologies in children[J]. Clin Radiol, 2021, 76(9): 708.e9-708.e17.
- [12] Langston C. New concepts in the pathology of congenital lung malformations[J]. Semin Pediatr Surg, 2003, 12(1): 17-37.
- [13] Niwa T, Nozawa K, Aida N. Visualization of the airway in infants with MRI using pointwise encoding time reduction with radial acquisition (PETRA)[J]. J Magn Reson Imaging, 2017, 45: 839-844.
- [14] Hysinger EB, Bates AJ, Higano NS, et al. Ultrashort echo-time MRI for the assessment of tracheomalacia in neonates[J]. Chest, 2020, 157(3): 595-602.
- [15] Yoder LM, Higano NS, Schapiro AH, et al. Elevated lung volumes in neonates with bronchopulmonary dysplasia measured via MRI[J]. Pediatr Pulmonol, 2019, 54(8): 1311-1318.
- [16] Zhu X, Chan M, Lustig M, et al. Iterative motion-compensation reconstruction ultra-short TE (iMoCo UTE) for high-resolution free-breathing pulmonary MRI[J]. Magn Reson Med, 2020, 83(4): 1208-1221.
- [17] Wielpütz MO, Eichinger M, Biederer J, et al. Imaging of cystic fibrosis lung disease and clinical interpretation [J]. Fortschr Röntgenstr, 2016, 188: 834-845.
- [18] Dournes G, Grodzki D, Macey J, et al. Quiet submillimeter MR imaging of the lung is feasible with a PETRA sequence at 1.5T[J]. Radiology, 2015, 276: 258-265.
- [19] Woods JC, Wild JM, Wielpütz MO, et al. Current state of the art MRI for the longitudinal assessment of cystic fibrosis[J]. J Magn Reson Imaging, 2020, 52(5): 1306e20.
- [20] Benlala I, Point S, Leung C, et al. Volumetric quantification of lung MR signal intensities using ultrashort TE as an automated score in cystic fibrosis[J]. Eur Radiol, 2020, 30(10): 5479-5488.

- [21] Gräfe D, Anders R, Prenzel F, et al. Pediatric MR lung imaging with 3D ultrashort-TE in free breathing: are we past the conventional T₂ sequence? [J]. *Pediatr Pulmonol*, 2021, 56(12): 3899-3907.
- [22] Benlala I, Berger P, Girodet PO, et al. Automated volumetric quantification of emphysema severity by using ultrashort echo time MRI: validation in participants with chronic obstructive pulmonary disease[J]. *Radiology*, 2019, 292(1): 216-225.
- [23] Kern AL, Vogel-Claussen J. Hyperpolarized gas MRI in pulmonology[J]. *Br J Radiol*, 2018, 91(1084): 20170647.
- [24] Kruger SJ, Nagle SK, Couch MJ, et al. Functional imaging of the lungs with gas agents[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2016, 43(2): 295-315.
- [25] Pracht ED, Arnold JFT, Wang T, et al. Oxygen-enhanced proton imaging of the human lung using T₂* [J]. *Magn Reson Med*, 2005, 53: 1193-1196.
- [26] Jakob PM, Wang T, Schultz G, et al. Assessment of human pulmonary function using oxygen-enhanced T₁ imaging in patients with cystic fibrosis[J]. *Magn Reson Med*, 2004, 51(5): 1009-1016.
- [27] Zha W, Kruger SJ, Johnson KM, et al. Pulmonary ventilation imaging in asthma and cystic fibrosis using oxygen-enhanced 3D radial ultrashort echo time MRI[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2018, 47(5): 1287-1297.
- [28] Liu H, Zheng L, Shi G, et al. Pulmonary functional imaging for lung adenocarcinoma: combined MRI assessment based on IVIM-DWI and OE-UTE-MRI[J]. *Front Oncol*, 2021, 11: 677942.
- [29] Bhattacharya I, Ramasawmy R, Javed A, et al. Oxygen-enhanced functional lung imaging using a contemporary 0.55T MRI system [J]. *NMR Biomed*, 2021, 34(8): e4562.
- [30] 夏艺, 管宇, 刘士远, 等. 超短回波时间(UTE)肺部 MR 成像对慢性阻塞性肺疾病的初步应用[J]. *临床放射学杂志*, 2018, 37(3): 401-405.
- [31] Benlala I, Albat A, Blanchard E, et al. Quantification of MRI T₂ interstitial lung disease signal-intensity volume in idiopathic pulmonary fibrosis: a pilot study[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2021, 53(5): 1500-1507.
- [32] Balasch A, Metze P, Li H, et al. Tiny golden angle ultrashort echo-time lung imaging in mice[J]. *NMR Biomed*, 2021, 34(11): e4591.
- [33] Triphan SM, Breuer FA, Gensler D, et al. Oxygen enhanced lung MRI by simultaneous measurement of T₁ and T₂* during free breathing using ultrashort TE[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2015, 41(6): 1708-1714.
- [34] Triphan SMF, Stahl M, Jobst BJ, et al. Echo time-dependence of observed lung T₁ in patients with cystic fibrosis and correlation with clinical metrics[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2020, 52(6): 1645-1654.
- [35] Jobst BJ, Triphan SMF, Sedlaczek O, et al. Functional lung MRI in chronic obstructive pulmonary disease: comparison of T₁ mapping, oxygen-enhanced T₁ mapping and dynamic contrast enhanced perfusion[J]. *PLoS One*, 2015, 10(3): e0121520.
- [36] Neemuchwala F, Ghadimi Mahani M, Pang Y, et al. Lung T₁ mapping magnetic resonance imaging in the assessment of pulmonary disease in children with cystic fibrosis: a pilot study[J]. *Pediatr Radiol*, 2020, 50(7): 923-934.
- [37] Triphan SMF, Weinheimer O, Gutberlet M, et al. Echo time-dependent observed lung T₁ in patients with chronic obstructive pulmonary disease in correlation with quantitative imaging and clinical indices[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2021, 54(5): 1562-1571.
- [38] Schiebeler ML, Nagle SK, Francois CJ, et al. Effectiveness of MR angiography for the primary diagnosis of acute pulmonary embolism: clinical outcomes at 3 months and 1 year[J]. *J Magnetic Resonance Imaging: JMRI*, 2013, 38(4): 914-925.
- [39] Bauman G, Johnson KM, Bell LC et al. Three-dimensional pulmonary perfusion MRI with radial ultrashort echo time and spatial-temporal constrained reconstruction[J]. *Magnetic Resonance in Medicine*, 2015, 73: 555-564.
- [40] Bannas P, Bell LC, Johnson KM, et al. Pulmonary embolism detection with three-dimensional ultrashort echo time MR imaging: experimental study in canines[J]. *Radiology*, 2015, 278: 413-421.
- [41] Padhani AR. Dynamic contrast-enhanced MRI in clinical oncology: current status and future directions[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2002, 16(4): 407-422. DOI: 10.1002/jmri.10176
- [42] Knobloch G, Colgan T, Schiebeler ML, et al. Comparison of gadolinium-enhanced and ferumoxytol-enhanced conventional and UTE-MRA for the depiction of the pulmonary vasculature[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 82(5): 1660-1670.
- [43] Saunders LC, Hughes PJC, Alabed S, et al. Integrated cardiopulmonary MRI assessment of pulmonary hypertension[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2022, 55(3): 633-652.
- [44] Prisk G, Elliott AR, Pazar B, et al. The pulmonary blood flow distribution measured with MRI shows large regions with undetectable flow in PAH patients[J]. *Am J Resp Crit Care*, 2018, 197.
- [45] Delacoste J, Feliciano H, Yerly J, et al. A black-blood ultra-short echo time (UTE) sequence for 3D isotropic resolution imaging of the lungs[J]. *Magn Reson Med*, 2019, 81(6): 3808-3818.
- [46] 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.
- [47] Zeng F, Nogami M, Ueno YR, et al. Diagnostic performance of zero-TE lung MR imaging in FDG PET/MRI for pulmonary malignancies[J]. *Eur Radiol*, 2020, 30(9): 4995-5003.
- [48] Liu Q, Feng Z, Liu WV, et al. Assessment of solid pulmonary nodules or masses using zero echo time MR lung imaging: a prospective head-to-head comparison with CT [J]. *Front Oncol*, 2022, 12: 812014.
- [49] Bae K, Jeon KN, Hwang MJ, et al. Respiratory motion-resolved four-dimensional zero echo time (4D ZTE) lung MRI using retrospective soft gating: feasibility and image quality compared with 3D ZTE[J]. *Eur Radiol*, 2020, 30(9): 5130-5138.

(收稿日期: 2022-07-04 修回日期: 2022-12-12)