综述

# 磁共振指纹成像技术临 床研究进展

高凤珠 翟方兵\* 陈宏海 **大连医科大学附属第二医院放射科** (辽宁大连 116027)

【摘要】磁共振指纹(MRF)成像技术是一种新型的磁 共振(MRI)定量技术,通过非侵入性方式,同时量化 多种组织特性,以不同的生物标志物(QIB)定量成像 反映疾病的多种病理特征。该技术具有较高的稳定 性、准确性以及可重复性,可以缩短扫描时间,减 少运动伪影,从而提高患者检查舒适度和检查成功 率。本文基于MRF技术成像原理,总结近年来该项 技术在中枢神经系统疾病、心脏、腹盆部、放射治 疗计划、骨关节、肌肉组织、女性疾病、以及与人 工智能相结合等方面的应用及研究进展。

【关键词】磁共振指纹;定量技术;深度学习 【中图分类号】R445.2 【文献标识码】A DOI:10.3969/j.issn.1672-5131.2024.04.054

# Research Progress of Magnetic Resonance Fingerprinting in Clinical

GAO Feng-zhu, ZHAI Fang-bing<sup>\*</sup>, CHEN Hong-hai.

Department of Radiology, the Second Hospital of Dalian Medical University, Dalian 116027, Liaoning Province, China

ABSTRACT

Magnetic resonance fingerprinting (MRF) technology is a new quantitative technique of magnetic resonance imaging (MRI), which can quantify multiple tissue characteristics simultaneously in a non-invasion way, quantitative imaging of different biomarkers can reflect multiple pathological characteristics of diseases. This technology has high stability, accuracy and repeatability, it can also shorten the scanning time, thus reducing motion artifacts, making patients comfortable and enhancing inspection success rate. Based on the imaging principle of MRF technology, this article summarizes the application and research progress of this technology in central nervous system diseases, heart, abdomen and pelvis, radiotherapy plan, bone joints, muscle tissue, female diseases, and its combination with artificial intelligence, etc, in recent years.

Keywords: Magnetic Resonance Fingerprinting; Quantitative Technique; Deep Learning

磁共振(magnetic resonance imaging, MRI)定量技术是通过使用某些特殊序列,来 测量组织的某些特征值的技术。随着精准医疗的发展与需求,磁共振检查已由定性诊断 逐渐向定性定量诊断方向发展。MRI定量方法很多,如脂肪定量、磁共振铁定量、弥散定 量、磁共振流速测定、T<sub>1</sub>定量、磁共振蛋白定量等。磁共振指纹(magnetic resonance fingerprinting, MRF)成像作为一种定量新技术,打破了以往MRI技术定性定量成像的局 限,可以在单次扫描中同时获得多个定性定量参数,量化多种组织特性,极大的缩短了 扫描时间。本文基于MRF技术成像原理,对其在临床中的应用进展进行综述。

### 1 MRF技术概述

MRF成像技术与指纹识别技术相似,主要通过数据采集、字典生成和模式识别来产 生最佳匹配的磁共振参数。该过程首先使用射频脉冲序列对组织进行多次激发,通过伪 随机的采集方式获得组织的不同时域变化特征,即指纹;然后,生成一个包含全面信息 的字典,字典中的信号为模拟信号;最后,利用模式识别算法,将来自每个体素的时域 变化特征与字典中的一组模拟指纹相匹配,并转化为MR参数的定量图<sup>[1]</sup>。

MRF技术的新颖之处在于提出了一种用于图像采集、处理和可视化的新框架。数据采 集对信号演变曲线的形状没有规定,几乎适用于所有序列,因此可以在一次采集中将多个 序列模块进行组合;生成的字典中的信号是模拟信号,其演变灵活性较大,综合模拟可以 实现更准确的评估;具有较高容错率的模式识别,有助于将该技术应用于临床<sup>11</sup>。

## 2 临床应用研究

随着MRI软硬件设备的不断发展,MRF技术在中枢神经系统、心脏、腹盆部脏器等 全身各系统应用越来越广泛。MRF技术通过非侵入性方式,同时量化多种组织特性,利 用不同的定量成像生物标志物(quantitative imaging biomarkers,QIB)反映疾病的多 种病理特征。此外,MRF技术与深度学习相结合展现了较好的应用前景。

**2.1 中枢神经系统** MRF技术可以用于描述中枢神经系统疾病的病理状况,例如:脑肿瘤、帕金森病(parkinson's disease, PD)、白质损伤<sup>[2]</sup>、多发性硬化(multiple sclerosis, MS)<sup>[3]</sup>等疾病。已有研究证明该技术在中枢神经系统表现出高度可重复性<sup>[4-6]</sup>,在多中心纵向研究中,可以定量监测疾病进展、病理变化及治疗效果。

2.1.1 脑膜瘤是颅内较常见的原发肿瘤,世界卫生组织(WHO)将其分为三级<sup>[7]</sup>。 I 级又分 为六个亚型,其中的脑膜皮细胞型脑膜瘤在手术中很少出现瘤内出血,而移行性和纤维 性脑膜瘤多合并出血<sup>[8]</sup>。Zhang R等<sup>[9]</sup>发现,应用二维MRF可将 I 级脑膜皮细胞型脑膜瘤 与后两者区分开,优于常规MRI和ADC值。Mostardeiro TR等<sup>[10]</sup>首次对脑膜瘤患者采用 体素为1mm3的各向同性三维MRF采集技术,4分38秒内覆盖全脑,较高的空间分辨率 能够提供更准确的术前诊断信息,可以进行图像三维重建或手术入路模拟导航。该研究 进一步验证了3D-MRF技术在全脑定量评估中的价值及临床应用的可行性。

2.1.2 弥漫性胶质瘤是一种恶性肿瘤,有研究表明异柠檬酸脱氢酶(isocitrate dehydrogenase, IDH)突变发生于多种类型的恶性胶质瘤中<sup>[11]</sup>, IDH突变型胶质瘤的预后优于野生型,因此预测IDH突变状况有助于治疗方案的制定。Springer E等<sup>[12]</sup>利用MRF技术发现IDH突变胶质瘤的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub>值显著高于野生型胶质瘤,而在肿瘤周围水肿  $\leq$ 1cm的范围内则相反。MRF与常规方式测量的T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>及ADC值相关性较高,在区分 IDH突变型和IDH野生型胶质瘤中有潜在价值。

2.1.3 垂体瘤是起源于垂体细胞的良性肿瘤,分为功能性和非功能性腺瘤。功能性腺瘤

会影响激素分泌,引起相关临床症状。T<sub>1</sub>值对促性腺激素瘤的检 出价值较大,王梦珂<sup>[13]</sup>在3T场强下应用MRF技术,利用促性腺激 素瘤的显著高T<sub>1</sub>值,将其与其他垂体瘤区分开。

2.1.4 PD是一种多见于中老年人的中枢神经系统变性疾病,MRI检查是该疾病最常用的影像学诊断方法之一,PD的早期诊断对治疗及预后具有重要意义,但常规MRI技术提供的信息有限,MRF技术可以提供更多的组织特征信息。黑质中多巴胺神经元和神经黑色素丢失是PD重要的病理改变。Keil VC等<sup>[14]</sup>证明了基于MRF的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub> mapping均有助于PD的诊断。回归分析表明,T<sub>1</sub> mapping应用于灰质和白质中的诊断准确率最高,达85.7%,T<sub>2</sub> mapping 在左壳核中最高,为84%。陈如诗<sup>[15]</sup>发现MRF可以监测病情进展,黑质T<sub>1</sub> map能明显区分PD患者和健康对照组,诊断效能优于R2\*和定量磁化率图(quantitative susceptibility mapping,QSM)。T<sub>1</sub> map联合"燕尾征"及QSM的诊断效能最大,AUC达0.968,敏感性为92.5%,特异性为90%。从单个序列提供的参数来看,MRF提供的参数诊断效能最高,在多技术联合应用方面,MRF技术也具有重要价值。

2.1.5 Su P等<sup>[16]</sup>首次发现基于MRF的动脉自旋标记(arterial spin labeling, ASL)技术对TR模式有显著依赖性, MRF-ASL与动态磁 化率对比(dynamic susceptibility contrast, DSC)MRI的脑血流量 (cerebral blood flow, CBF)和团块抵达时间(bolus arrival time, BAT)map相关性较高,分别为0.79和0.91。与传统MRI技术相比,

MRF-ASL不仅可以同时评估B<sub>1</sub>+和T<sub>1</sub>值,还可以评估灌注参数CBF 和BAT,与DSC相比,该技术时间分辨率较高。有研究<sup>117</sup>表明,扫 描设计优化及回归分析可以有效提高MRF-ASL精度。

2.1.6 MRF技术与深度学习相结合在中枢神经系统中亦有研究。 在最新研究中,Cohen O等<sup>[18]</sup>将EPI与深度学习相结合,在脑 肿瘤中采用化学交换饱和转移磁共振指纹(chemical exchange saturation transfer magnetic resonance fingerprinting, CEST-MRF)技术,可以区分肿瘤水肿区、实质区及坏死区,扫描时间小 于2分钟。CEST-MRF技术与传统MRF和CEST的参数具有高度一致 性,白质和灰质的相关系数均为0.98。该研究使用DRONE重建的 深度学习,使后处理时间由4小时缩短为30分钟,并且可以提高 信噪比,降低归一化均方根误差。该技术采集速度快,准确性高 并且可重复。虽然该序列只扫描一层,限制了在较大肿瘤中的应 用,但其在病理诊断方面仍有极大潜力。在基于MRF信号的机器 学习(machine learning,ML)分类方法中,Moinian S等<sup>[19]</sup>证明了 7T场强下大脑皮层自动分割的可行性,基于邻域的特征提取方法 提高了预测的准确性,最高预测分数达0.85。

在扫描时间及后处理时间方面,Khajehim M等<sup>[20]</sup>引入的新型 流线型MRF(streamlined magnetic resonance fingerprintings, sMRF)框架合并同时多层面(simultaneous multi-slice,SMS)快速 采集,可以在约三分钟内覆盖全脑,其使用的深度神经网络(deep neural network,DNN)使参数估算时间缩短到5秒/层,字典大小 降低为360KB,分别减少了1000倍和2500倍。Hong JS 等<sup>[21]</sup>提出 的两阶段深度学习模型及Hermann R等<sup>[2]</sup>在白质损伤评估中使用的 卷积神经网络(convolutional neural network,CNN)均能缩短后 处理时间,后者可将时间缩短到5秒。

**2.2 心脏** 近年来,心脏疾病的发病率逐年升高,早期对心脏疾病进行全面评估有着非常重要的临床意义。心脏MRI是左心室功能评估的金标准。复杂的扫描使得检查非常耗时,采用MRF技术可以极大缩短扫描时间,提高检查成功率。Lima da Cruz GJ等<sup>[22]</sup>采用心脏MRF(cardiac MRF, cMRF)扫描,在18秒屏气时间内同时获得T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>、T<sub>2</sub>\*和FF(fat fraction)mapping。Velasco C等<sup>[23]</sup>采用梯度回波ECG触发cMRF序列,16秒内同时定量T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>和T<sub>1</sub>ρ。还有研究<sup>[24]</sup>采用Dixon cMRF技术,15秒可测得心肌T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>和FF mapping。Hamilton JI等<sup>[25]</sup>采用自由呼吸和回顾性门控的方式行3T电影MRF(cine MRF)采集,10.9秒屏气可扫描24个心脏时相。Hamilton JI的另一项研究<sup>[26]</sup>同时获得心肌T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>和M<sub>0</sub>(proton spin density)mapping,该研究在cMRF扫描中引入自监督深度学习,将屏气时间缩短到5秒,舒张采集窗口缩短到150ms。采集时间的极大缩短,减少了心肌的模糊效应,同时减轻了噪声及K空间

欠采样伪影。Jaubert O等<sup>[27]</sup>提出了一种新型非ECG触发的MRF序列,该序列和常规Cine 2D射血分数间具有良好一致性。

**2.3 腹盆部脏器** 在腹盆部脏器检查中,病理活检是金标准,因 其有创、存在采样误差等缺点,不适合做为随访检查的常规方 法。具有定性、定量特点的MRF技术可替代其做为随访检查的 常规方法。优化MRF序列,建立组织病理学和MRF测量之间的关 联,辨识与之相对应的形态学结构,使其更好的区分不同病理类 型的疾病。

2.3.1 肝脏组织T<sub>1</sub>提供的附加信息可以提高多参数肝组织表征的诊断能力,尤其是存在肝纤维化时。Wyatt CR等<sup>[28]</sup>采用自旋锁准备(spin lock preparations, SLPs)将T<sub>1</sub>p弛豫纳入MRF框架中,发现常规序列和MRF序列之间有很强的相关性,在模型和健康志愿者中的相关系数分别为ICC>0.9和ICC>0.8。Velasco C等<sup>[29]</sup>采用八回波MRF序列,18秒内同时获得肝脏组织的T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>、T<sub>2</sub>\*、T<sub>1</sub>及FFmap。Jaubert O等<sup>[30]</sup>采用九回波MRF序列行肝脏扫描,在单次屏气13.9秒内,同时获得肝脏组织的T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>、T<sub>2</sub>和FFmapping。

2.3.2 有研究<sup>[31]</sup>使用基于EPI的MRF序列行肾脏扫描,单次屏气15.4 秒内可同时获得肾脏组织的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub>\* mapping,但仅扫描四层,覆 盖范围偏小。MacAskill CJ等<sup>[32]</sup>在3T场强下采用二维MRF技术,15 秒内得到肾脏组织准确且可重复的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub> map,并且无需B<sub>1</sub>校正。 2.3.3 Serrao EM等<sup>[33]</sup>的研究首次证明了1.5T和3.0T场强下,2.4–

2.3.3 Serrad EM等 的研究自次证明 1.31和3.01场强下,2.4-3.6分钟胰腺扫描时间内,实现自由呼吸下的非门控冠状面MRF采 集的可行性。

2.3.4 MRF技术有助于区分前列腺组织的不同病理表现。Shiradkar R等<sup>[34]</sup>的研究首次证明,前列腺癌(prostate cancer, PCa)和前列 腺炎的平均T<sub>2</sub>在移行带(transition zone, TZ)和外周带(peripheral zone, PZ)均有显著差异(P<0.01),而平均T<sub>1</sub>仅在TZ显著 (P=0.02)。Han D等<sup>[35]</sup>采用3D MRF序列扫描前列腺,发现健康志愿者PZ的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub>值显著高于TZ,采集时间仅3分48秒,虽然信噪比较2D偏低,但3D MRF可以获得更薄层厚,可以进行三维重建,具有较高的时间分辨率和空间分辨率,在前列腺等小器官的应用具有显著优势。目前已有研究<sup>[36]</sup>提出,注射钆造影剂(gadoliniumbased contrast agent, GBCA)会限制T<sub>1</sub>识别TZ病变的能力。因此,需在动态对比增强前采集MRF T<sub>1</sub>,以确保对病变的检出。LoWC等<sup>[37]</sup>的研究验证前列腺MRF技术具有良好的多中心重复性和可再现性。

**2.4 其他**目前,MRF技术在放射治疗、骨关节、肌肉、女性疾病等亦有应用研究。

2.4.1 呼吸对肿瘤位置的影响在放射治疗中至关重要。有研究<sup>[38]</sup>采用4D扩展心脏躯干(extended cardiac-torso, XCAT)模型成功生成 了呼吸规则和不规则的TR-MRF图。规则和不规则呼吸模式的肿瘤 体积误差、运动幅度的平均绝对差异及膈肌运动幅度差异分别为 1.3±2.2%和1.6±2.7%,0.3±0.6mm和0.3±0.7mm,3.5±0.9% 和4.1±0.9%;与不规则呼吸相比,正常呼吸下的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub>map的信 噪比通常更高。TR-MRF技术能够对呼吸运动进行成像,并且可以 同时量化多参数图,该技术是开发4D-MRF的关键一步。

2.4.2 在骨关节及肌肉组织等疾病相关研究中,Sharafi A等<sup>[39]</sup>采 用全平衡自旋锁(totally-balanced-spin-lock,TB-SL)MRF序列 研究肌肉成分,其另两项研究分别阐述了MRF在区分轻度骨关节 炎患者和健康志愿者中的作用<sup>[40]</sup>以及研究髋关节早期生化软骨退 化的可能性<sup>[41]</sup>。研究表明,胫骨近端关节软骨的T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>和T<sub>1</sub>p弛豫 时间及股骨远端关节软骨的T<sub>2</sub>弛豫时间在对照组和轻度骨关节炎 患者中存在显著差异<sup>[40]</sup>,且MRF技术可以获得双侧髋关节的T<sub>1</sub>、 T<sub>2</sub>、T<sub>1</sub>p弛豫时间及B<sub>1</sub>+map,有助于骨肌系统的疾病诊断<sup>[41]</sup>。

脂肪组织会对肌肉的测量产生一定影响,Kirsten Koolstr 等<sup>[42]</sup>在踝关节跖屈运动后,采用共轭相位重建(conjugate phase reconstruction,CPR)的水脂分离技术,将采集时间缩 短到15秒,与非水脂分离技术相比,该研究的肌肉T<sub>1</sub>值显著升 高,T<sub>2</sub>值显著降低,最大限度地减少了脂肪在肌肉T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub>定量 中导致的偏差,实现了运动研究中的肌肉恢复评估。Marty B等 <sup>[43]</sup>研究发现用于水和脂肪分数定量的MRF序列在获得神经肌肉 疾病患者的肌肉内脂肪替代和疾病活动的定量成像标记物方面 2.4.3 在女性相关疾病研究中,有研究<sup>[44]</sup>发现,在富含纤维腺组 织和脂肪组织的女性乳房检查中,采用MRF技术三点Dixon水脂 分离进行二维螺旋模糊校正,可以改善图像质量。模糊校正消除 了T<sub>1</sub>/T<sub>2</sub>上脂肪结构附近约7-8mm宽的边缘的脂肪偏差。

Stout JN等<sup>[45]</sup>采用MRF技术9s内同时获得了胎盘的T<sub>1</sub>和T<sub>2</sub>, 发现高氧的变化与氧饱和度的净增加一致,母体高氧状态下, 胎盘T<sub>2</sub>会显著升高。MRF技术在3T场强下可用于区分宫颈癌 (cervical cancer, CC)和正常宫颈组织,并在正常宫颈中表现出 良好的可重复性<sup>[46]</sup>。

**2.5 存在的问题** 目前MRF技术仍处于研究阶段,现阶段主要存 在以下问题:容易受到磁场不均匀的影响;虽然MRF总体扫描时 间较常规检查缩短,但在部分检查中,单个MRF序列的扫描时间 仍较长;字典所需存储空间较大,计算时间过长,不能做到实时 处理等。这些都是MRF技术广泛应用于临床亟需解决的问题。

#### 3 结 语

MRF技术在一次扫描中可以同时量化T<sub>1</sub>、T<sub>2</sub>、T<sub>2</sub>\*、T<sub>1</sub> mapping等多个参数,提供丰富准确的组织信息。该技术具有较 高的稳健性、准确性及可重复性,可以缩短扫描时间,减少运动 伪影,从而提高患者检查舒适度和检查成功率。

MRF技术在中枢神经系统疾病诊断中可以准确评估不同疾病 的病理类型,将MRF 技术用于区分不同PD亚型、不同种类的垂 体瘤等疾病,将更有助于治疗方案的选择。缩短扫描时间,一次 屏气采集多个层面或实现3D大范围腹部脏器MRF成像也将是MRF 技术发展方向之一。

MRF技术与深度学习、机器学习、神经网络相结合,将是今后的发展方向和研究热点。进一步缩短扫描及后处理时间,提高 信噪比,降低归一化均方根误差,将使该项技术越来越完善。 研究的可重复性、较短的扫描及后处理时间是MRF技术应用于临 床的关键。随着3D MRF技术不断发展与完善,其图像的信噪比、 空间分辨率及定量精准度将进一步提高,可能为临床提供更多准 确有效的信息。

#### 参考文献

- [1] Ma D, Gulani V, Seiberlich N, et al. Magnetic resonance fingerprinting [J]. Nature, 2013, 495 (7440): 187-192.
- [2] Hermann I, Martínez-Heras E, Rieger B, et al. Accelerated white matter lesion analysis based on simultaneous T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub> quantification using magnetic resonance fingerprinting and deep learning[J]. Magn Reson Med, 2021, 86 (1): 471-486.
- [3] Mostardeiro TR, Panda A, Campeau NG, et al. Whole brain 3D MR fingerprinting in multiple sclerosis: a pilot study [J]. BMC Med Imaging, 2021, 21 (1): 88.
- [4] Nunez-Gonzalez L, Kotek G, G ómez PA, et al. Accuracy and repeatability of QRAPMASTER and MRF-vFA[J]. Magn Reson Imaging, 2021, 196-207.
- [5] Fujita S, Cencini M, Buonincontri G, et al. Simultaneous relaxometry and morphometry of human brain structures with 3D magnetic resonance fingerprinting: a multicenter, multiplatform, multifield-strength study[J]. Cereb Cortex, 2022: bhac096.
- [6] Buonincontri G, Kurzawski JW, Kaggie JD, et al. Three dimensional MRF obtains highly repeatable and reproducible multi-parametric estimations in the healthy human brain at 1.5T and 3T[J]. Neuroimage. 2021. 226: 117573.
- [7] Lamszus K. Meningioma pathology, genetics, and biology [J]. J Neuropathol Exp Neurol, 2004, 63 (4): 275-286.
- [8] Gajbhiye S, Gosal JS, Pandey S, et al. Apoplexy inside a giant Medial sphenoid wing meningothelial (grade I) meningioma: an extremely rare but a potentially dangerous complication [J]. Asian J Neurosurg, 2019, 14 (3): 961-963.
- [9] Zhang R, Shen Y, Bai Y, et al. Application of magnetic resonance fingerprinting to differentiate grade I transitional and fibrous meningiomas from meningothelial meningiomas [J]. Quant Imaging Med Surg, 2021, 11 (4): 1447-1457.
- [10] Mostardeiro TR, Panda A, Witte RJ, et al. Whole-brain 3D MR fingerprinting brain imaging: clinical validation and feasibility to patients with meningioma [J]. MAGMA, 2021, 34 (5): 697-706.
- [11] Yan H, Parsons DW, Jin G, et al. IDH1 and IDH2 mutations in gliomas [J]. N Engl J Med, 2009, 360 (8): 765-773.
- [12] Springer E, Cardoso PL, Strasser B, et al. MR fingerprinting-a radiogenomic marker for diffuse gliomas [J]. Cancers (Basel), 2022, 14 (3): 723.
- [13]王梦珂.磁共振弹性成像技术与磁共振指纹成像技术在垂体瘤病理分型和软硬度中的应用[D].郑州大学,2021.
- [14] Keil VC, Bakoeva SP, Jurcoane A, et al. A pilot study of magnetic resonance fingerprinting in Parkinson's disease[J]. NMR Biomed, 2020, 33(11):e4389. [15] 時たは、常見を保護による社会なた意意能に使用「同一期」となっつの。
- [15] 陈如诗.磁共振成像新技术在帕金森病诊断中的应用[D].郑州大学,2020.
- [16] Su P, Fan H, Liu P, et al. MR fingerprinting ASL: sequence characterization and comparison with dynamic susceptibility contrast (DSC) MRI[J]. NMR Biomed, 2020, 33(1): e4202.

- [17] Lahiri A, Fessler JA, Hernandez-Garcia L. Optimizing MRF-ASL scan design for precise quantification of brain hemodynamics using neural network regression[J]. Magn Reson Med, 2020, 83(6):1979-1991.
- [18] Cohen O, Yu VY, Tringale KR, et al. CEST MR fingerprinting (CEST-MRF) for brain tumor quantification using EPI readout and deep learning reconstruction [J]. Magn Reson Med, 2023, 89 (1): 233-249.
- [19] Moinian S, Vegh V, Reutens D. Towards automated in vivo parcellation of the human cerebral cortex using supervised classification of magnetic resonance fingerprinting residuals [J]. Cereb Cortex, 2022 : bhac155.
- [20] Khajehim M, Christen T, Tam F, et al. Streamlined magnetic resonance fingerprinting: Fast whole-brain coverage with deep-learning based parameter estimation [J]. Neuroimage, 2021, 238: 118237.
- [21] Hong JS, Hermann I, Zöllner FG, et al. Acceleration of magnetic resonance fingerprinting reconstruction using denoising and selfattention pyramidal convolutional neural network [J]. Sensors (Basel), 2022, 22 (3): 1260.
- [22]Lima da Cruz GJ, Velasco C, Lavin B, et al. Myocardial T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, T<sub>2</sub>\*, and fat fraction quantification via low-rank motion-corrected cardiac MR fingerprinting [J]. Magn Reson Med, 2022, 87 (6): 2757-2774.
- [23] Velasco C, Cruz G, Lavin B, et al. Simultaneous T<sub>1</sub>, T2, and T<sub>1</sub> p cardiac magnetic resonance fingerprinting for contrast agent-free myocardial tissue characterization [J]. Magn Reson Med, 2022, 87 (4): 1992-2002.
- [24] Jaubert O, Cruz G, Bustin A, et al. T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, and fat fraction cardiac MR fingerprinting: preliminary clinical evaluation [J]. J Magn Reson Imaging, 2021, 53 (4): 1253-1265.
- [25] Hamilton JI, Jiang Y, Eck B, et al. Cardiac cine magnetic resonance fingerprinting for combined ejection fraction, T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub> quantification[J]. NMR Biomed, 2020, 33(8): e4323.
- [26] Hamilton JI. A self-supervised deep learning reconstruction for shortening the breathhold and acquisition window in cardiac magnetic resonance fingerprinting[J]. Front Cardiovasc Med, 2022, 9: 928546.
- [27] Jaubert O, Cruz G, Bustin A, et al. Free-running cardiac magnetic resonance fingerprinting: joint T<sub>1</sub>/T<sub>2</sub> map and cine imaging [J]. Magn Reson Imaging, 2020, 68: 173-182.
- [28] Wyatt CR, Barbara TM, Guimaraes AR.  $T_1\,\rho\,$  magnetic resonance fingerprinting [J]. NMR Biomed, 2020, 33(5): e4284.
- [29] Velasco C, Cruz G, Jaubert O, et al. Simultaneous comprehensive liver T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, T<sub>2</sub>, T<sub>1</sub> p, and fat fraction characterization with MR fingerprinting [J]. Magn Reson Med, 2022, 87 (4): 1980-1991.
- [30] Jaubert O, Arrieta C, Cruz G, et al. Multi-parametric liver tissue characterization using MR fingerprinting: simultaneous T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, T<sub>2</sub>\*, and fat fraction mapping [J]. Magn Reson Med, 2020, 84 (5): 2625-2635.
- [31] Hermann I, Chacon-Caldera J, Brumer I, et al. Magnetic resonance fingerprinting for simultaneous renal T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub>\* mapping in a single breath-hold [J]. Magn Reson Med, 2020, 83 (6): 1940-1948.
- [32] MacAskill CJ, Markley M, Farr S, et al. Rapid B1-insensitive MR fingerprinting for quantitative kidney imaging[J]. Radiology, 2021, 300 (2): 380-387.
- [33]Serrao EM, Kessler DA, Carmo B, et al. Magnetic resonance fingerprinting of the pancreas at 1.5 T and 3.0 T[J]. Sci Rep, 2020, 10(1):17563.
- [34] Shiradkar R, Panda A, Leo P, et al. T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub> MR fingerprinting measurements of prostate cancer and prostatitis correlate with deep learning-derived estimates of epithelium, lumen, and stromal composition on corresponding whole mount histopathology [J]. Eur Radiol, 2021, 31 (3):1336-1346.
- [35] Han D, Choi MH, Lee YJ, et al. Feasibility of novel three-dimensional magnetic resonance fingerprinting of the prostate gland: phantom and clinical studies [J]. Korean J Radiol, 2021, 22 (8):1332-1340.
- [36] Sushentsev N, Kaggie JD, Buonincontri G, et al. The effect of gadoliniumbased contrast agent administration on magnetic resonance fingerprinting-based T1 relaxometry in patients with prostate cancer[J]. Sci Rep, 2020, 10(1): 20475.
- [37] Lo WC, Bittencourt LK, Panda A, et al. Multicenter repeatability and reproducibility of MR fingerprinting in phantoms and in prostatic tissue. Magn Reson Med, 2022, 88 (4): 1818-1827.
- [38]Li T, Cui D, Hui ES, et al. Time-resolved magnetic resonance fingerprinting for radiotherapy motion management [J]. Med Phys, 2020, 47 (12): 6286-6293.
- [39] Sharafi A, Medina K, Zibetti MWV, et al. Simultaneous T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, and T<sub>1</sub>ρ relaxation mapping of the lower leg muscle with MR fingerprinting[J]. Magn Reson Med, 2021, 86(1): 372-381.
- [40] Sharafi A, Zibetti MVW, Chang G, et al.MR fingerprinting for rapid simultaneous  $T_1, T_2$ , and  $T_1 \rho$  relaxation mapping of the human articular cartilage at 3T[J]. Magn Reson Med, 2020, 84 (5): 2636-2644.
- [41] Sharafi A, Zibetti MVW, Chang G, et al. Simultaneous bilateral T<sub>1</sub>, T<sub>2</sub>, and T1ρ relaxation mapping of the hip joint with magnetic resonance fingerprinting [J]. NMR Biomed, 2022, 35(5): e4651.
- [42] Koolstra K, Webb AG, Veeger TTJ, et al. Water-fat separation in spiral magnetic resonance fingerprinting for high temporal resolution tissue relaxation time quantification in muscle[J]. Magn Reson Med, 2020, 84 (2): 646-662.
- [43] Marty B, Reyngoudt H, Boisserie JM, et al. Water-fat separation in MR fingerprinting for quantitative monitoring of the skeletal muscle in neuromuscular disorders [J]. Radiology, 2021, 300 (3): 652-660.
- [44] Nolte T, Gross-Weege N, Doneva M, et al. Spiral blurring correction with water-fat separation for magnetic resonance fingerprinting in the breast [J]. Magn Reson Med, 2020, 83 (4): 1192-1207.
- [45]Stout JN, Liao C, Gagoski B, et al. Quantitative T<sub>1</sub> and T<sub>2</sub> mapping by magnetic resonance fingerprinting (MRF) of the placenta before and after maternal hyperoxia[J]. Placenta, 2021, 114: 124-132.
- [46]Wang M, Perucho JAU, Cao P, et al. Repeatability of MR fingerprinting in normal cervix and utility in cervical carcinoma[J]. Quant Imaging Med Surg, 2021, 11 (9): 3990-4003.

(收稿日期: 2024-01-27)