

综 述

功能磁共振成像在肾功能评估中的研究进展

遵义医科大学第五附属(珠海)医院医学影像科(广东 珠海 519180)

王 黎 陈昆涛*

【摘要】肾功能不全的早期发现及严重程度的准确区分至关重要,有助于及时采取干预措施及调整治疗方案,从而可能延缓或终止疾病进展。目前血氧水平依赖(BOLD)、扩散加权成像(DWI)、动态增强(DCE)、动脉自旋标记(ASL)等功能MRI技术已被探索用于评估肾功能,可以从氧合、扩散和灌注等微观方面对肾功能进行无创性评估,为肾脏疾病的早期诊断、疾病进展及预后评估等提供更多信息。本文就多种功能MRI技术的原理及其在肾功能评估中的研究进展予以综述。

【关键词】肾脏;肾功能;磁共振成像;扩散加权成像;灌注加权成像

【中图分类号】R322.6+1; R445.2

【文献标志码】A

DOI:10.3969/j.issn.1672-5131.2021.06.055

Research Progress of Functional Magnetic Resonance Imaging in the Assessment of Renal Function

WANG Li, CHEN Kun-tao*.

Department of Medical Imaging, the Fifth Affiliated Hospital (Zhuhai) of Zunyi Medical University, Zhuhai 519180, Guangdong Province, China

ABSTRACT

The early detection of renal insufficiency and the accurate differentiation of the severity of renal insufficiency is very important, which are helpful to take timely intervention measures and adjust the treatment plan, so as to delay or stop the progression of the disease. Therefore, it is necessary to use non-invasive technique to evaluate renal function. At present, functional MRI techniques such as diffusion-weighted imaging (DWI), blood oxygen level-dependent (BOLD), dynamic contrast-enhanced (DCE) and arterial spin labeling (ASL) have been explored to assess renal function, which can be used to evaluate renal function from the microscopic aspects of oxygenation, diffusion and perfusion, providing more information for early diagnosis, disease progression and prognosis of renal disease. This article reviews the principle of multi-functional MRI and its research progress in the assessment of renal function.

Keywords: *Kidney; Renal Function; Magnetic Resonance Imaging; Diffusion-weighted Imaging; Perfusion Weighted Imaging*

近年来,随着磁共振成像硬件的发展和后处理技术的进展,功能磁共振成像(functional magnetic resonance imaging, fMRI)得到了迅速的发展。借助血氧水平依赖(blood oxygen level dependent, BOLD)、弥散加权成像(diffusion weighted, DWI)、动态增强(dynamic contrast enhanced, DCE)和动脉自旋标记(arterial spin labeling, ASL)等fMRI技术可以从氧合、扩散及灌注等方面无创性地评估肾功能,并相互补充全面反映肾脏的病理生理变化,有着广阔的临床应用前景。本文重点介绍主要fMRI技术(BOLD、DWI、DCE、ASL)的原理以及它们在评价肾脏氧合状态、扩散及灌注功能中的研究进展。

1 肾脏氧合状态的评价

BOLD是目前唯一能够对肾脏的氧含量进行非侵入性测量的技术^[1]。该技术的原理基于血液中去氧血红蛋白的顺磁性。去氧血红蛋白可引起局部肾脏组织的磁场不均匀,并通过改变周围水分子的自旋特性缩短自旋弛豫时间,表现为T₂WI信号减低。表观自旋弛豫率R₂*根据公式($R_2^*=1/T_2^*$)计算得出,它反映组织脱氧血红蛋白水平^[2]。R₂*增加表示去氧血红蛋白含量增加、氧分压下降。BOLD对氧分压的变化检测较敏感,因此是评价肾氧合状态的理想技术。虽然使用BOLD MRI快速和非侵入性地定义肾缺氧在临床上是有吸引力的,但目前尚无统一的图像采集及分析方法。几种分析方法已用于解释BOLD图像,包括区域感兴趣区选择、隔室法、分数缺氧法、同心对象法和十二层同心对象方法^[3]。但每种分析方法都有利有弊,目前为止还没有达成共识。

肾移植后早期移植功能障碍表现为急性排斥反应(acute rejection, AR)和急性肾小管坏死(acute renal tubular necrosis, ATN)。BOLD可监测肾移植后功能出现的不可逆损伤。Liu等^[4]发现AR组皮质和髓质的R₂*值明显低于移植后功能正常组和ATN组,主要原因可能是发生AR时肾小球滤过率降低,因而肾小管重吸收减少,氧耗量随之下降。Bauer等^[5]研究发现发生ATN组肾髓质R₂*值低于功能正常组的。这是因为移植肾发生ATN后,肾小管上皮细胞变性、坏死或脱落,不能进行重吸收,

【第一作者】王 黎,女,主要研究方向:磁共振成像与应用。E-mail: 1985711744@qq.com

【通讯作者】陈昆涛,男,主任医师,主要研究方向:磁共振成像及应用。E-mail: zy5yyx@126.com

氧耗量减少,引起脱氧血红蛋白浓度下降,导致 $R2^*$ 值降低。慢性缺氧假说认为缺氧和间质纤维化是慢性肾脏疾病(chronic kidney disease, CKD)进展的关键因素。Prujm等^[6]发现CKD患者皮质而不是髓质氧合越低(对应于高 $R2^*$ 值),EGFR每年下降的速度越快。皮质氧和对EGFR下降的影响比髓质氧合更大,这可能与皮质血流量减少、残余肾单位代偿引起肾小球高滤过以及近端肾小管细胞代谢效率降低有关。此外,BOLD与DWI、ASL等其他fMRI技术联合的多参数分析方法可能有助于更全面评估肾功能状态及更准确了解肾缺氧机制。最近Prasad等^[7]的一项大型多中心临床试验利用BOLD和DWI评估了晚期CKD患者的肾功能,观察到CKD组皮质 $R2^*$ 值较对照组略高、ADC值较低,证实了肾皮质氧合减少和肾纤维化的存在符合慢性缺氧假说。Prasad等^[8]的另一项研究使用3T扫描仪采集BOLD、ASL和DWI数据,并用BOLD检测肾对速尿的反映,发现皮质灌注和髓质对速尿的反映与肾功能的年度损失显著正相关。而肾功能损失是与进展性CKD相关的一个参数,因此BOLD等fMRI对预测CKD的进展具有较高的敏感性。

2 肾脏扩散功能的评价

肾扩散MR是目前可以无创探测活体组中水分子扩散的唯一方法。其通过检测人体组织中水分子扩散运动的方向和程度等信息间接反映正常或病变组织微观结构的变化。目前常用的肾扩散MR有如下三种^[9]: (1)以表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)值为参数的单指数模型; (2)参数为扩散系数(D值)、假扩散系数(D^* 值)和灌注系数(f值)的双指数模型或体素不相干运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)模型; (3)扩散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)参数为各向异性分数(fractional anisotropy, FA)和平均扩散系数。这三种模型都旨在估计组织中水分子的扩散常数。

2.1 单指数与双指数模型 ADC值是反映组织微观结构最简单的定量参数之一,常用于描述肾扩散MR中不同方向的分子扩散运动的速度和范围。当氢质子扩散的快则表现为高信号,扩散的慢或者静止则表现为低信号。正常肾功能涉及水分子的多个转运过程,肾功能的恶化导致水的重吸收减少,即水分子的转运率降低,这可能会减少扩散。另外,慢性肾功能不全过程中形成的纤维化也可能限制水的扩散。已有研究证明使用单指数模型获得的肾实质ADC值与eGFR具有良好的相关性^[10]。最近Xu等^[11]在CKD患者中分析了肾ADC值与病理变化之间的关系,显示肾实质ADC值与间质纤维化程度呈负相关。Emre等^[12]在一项研究中发现CKD患者各期的肾实质ADC值都有显著差异,并且1期的肾实质ADC值高于其他期,表明肾实质ADC值与CKD患者的早期诊断和临床分期密切相关。CKD患者肾ADC值的降低与间质纤维化后阻碍增加和运动空间缩小限制水分子运动有关,因此ADC值可以是监测CKD患者肾纤维化进展的有效参数。然而在活体生物组织中不仅有水分子的自由扩散,还有微循环毛细血管灌注效应的影响。因为单指数模型没有考虑到微循环的影响,ADC值可能不足以反映体内水分子的实际扩散情况。为了更准确描述肾扩散MR中组织扩散信号的衰减,出现了更复杂的具有三个和四个参数的量化模型,即

DTI和IVIM。

与单指数模型不同,采用双指数拟合模型的IVIM-MRI可以估计组织的毛细血管灌注。因此用IVIM-MRI评估肾功能和微观结构可能比单指数模型更敏感和准确。Wittsack等^[13]证明双指数模型比单指数模型更能描述肾扩散MR数据。Mao等^[14]对CKD患者进行IVIM-MRI以评估其功能和病理改变,研究发现肾脏D、 D^* 和f值与CKD分期呈负相关,CKD各期肾实质f值均明显低于正常,提示IVIM-MRI可发现早期CKD。而CKD的肾实质D、 D^* 和f值明显低于健康对照组,这主要与肾小球硬化及肾小管损伤等病理变化有关。最近Feng等^[15]应用IVIM-MRI评估2型糖尿病患者早期肾功能,研究发现正常到轻度蛋白尿组平均ADC值没有改变,而平均肾皮质和髓质f、 D^* 值显著升高,原因可能是糖尿病患者在检测到异常蛋白尿之前存在异常升高的微循环灌注,提示IVIM-MRI参数值在检测早期肾功能变化方面比单指数模型、白蛋白/肌酐比值更敏感。

2.2 DTI DTI是在单指数模型的基础上,在6~55个线性方向上施加至少6个非共线性方向上的扩散敏感梯度而获取的图像,梯度方向的增加使图像变得更精细、准确^[16]。除了用ADC反映组织中水分子扩散的强度外,DTI还能够通过FA表示水扩散的方向性。肾髓质由放射状排列的肾小管及直小血管组成,并且肾小球滤过液及血液在肾小管、血管中的流动均存在方向性即各向异性。肾脏DTI可显示这种各向异性的细微异常。DTI的纤维束示踪术可重建出肾髓质纤维束的形态,从而反映肾小管及集合管的结构变化。

Ries等^[17]首次对肾脏进行DTI分析,证实了髓质相对于皮质的各向异性差异。进一步的研究表明,健康肾脏髓质的FA值高于皮质^[18]。此外,由于DTI不需要注射造影剂,它适用于肾功能不全者的成像。最近的研究表明DTI能够检测CKD^[19]、肾小球肾炎^[20]和肾纤维化^[21]等的肾功能损伤,这些研究的结果均显示肾组织FA值降低。FA值的减少可能归因于肾脏病理改变,包含肾小球硬化、间质纤维化、肾小管损伤和炎症细胞浸润等,这会改变对齐良好的小管的各向异性。Ye等^[22]研究发现糖尿病合并早期CKD患者肾皮质和髓质FA值显著降低,且皮质和髓质的FA值随CKD的阶段增加而下降。结果提示在检测到EGFR下降或大量蛋白尿之前,糖尿病非常早期就存在生理功能障碍和病理改变。DTI还应用于肾移植后的受试者,研究移植肾与健康肾脏扩散参数的差异以及与估计的肾小球滤过率等临床参数的相关性。Deger等^[23]发现发生AR的移植肾髓质FA值显著低于功能正常的移植肾,而两组间皮质FA值差异无统计学意义。肾髓质细胞组成高,对AR和ATN等病理事件比较敏感。AR患者髓质FA值可能由于不同的组织学因素而降低,包括肾小管萎缩、肾纤维化、肾血流灌注减少以及炎症细胞浸润等。

3 肾脏灌注功能的评价

肾灌注是监测肾功能的关键指标之一。两种主要的磁共振成像技术可以用来检测和评估肾组织灌注。第一种通过引入外源性的对比剂改变血液磁化率,即DCE-MRI;另一种通过对内源性的动脉血进行磁性标记,即ASL。

3.1 DCE-MRI 许多成像方式广泛采用注射外源性对比剂以增强影像观察效果,在肾功能评估中最成熟的技术是使用放射性核素 ^{99m}Tc -DTPA的肾动态显像。与肾动态显像相比,肾脏的DCE-MRI具有无辐射暴露、固有的3D采集以及更高的空间分辨率等多方面优势。并且DCE-MRI能够在一次成像过程中无创地量化肾小球滤过率和肾脏灌注,在揭示活体肾脏的功能特征方面有很大潜力。DCE-MRI是用来记录对比剂流经感兴趣组织的过程。采集的图像通过示踪动力学建模进行处理和量化以获得功能参数。用于GFR估计的药代动力学模型需要肾脏的信号强度时间曲线,可以使用肾脏分段图从DCE-MRI数据中获得。为了将参数的测量误差降到最低,许多研究已经提出了一种改进的后处理方法,使用合适的示踪剂动力学模型来分析动态图像。目前用于量化肾功能参数的数学模型有Baumann-Rudin、Rutland-Patlak和二/三室模型等。其中二/三室模型能进行肾小球滤过率和肾脏灌注的同时测量,在临床和临床前研究中应用较广泛^[24]。

作为MR尿路成像的一种创新方案,Jiang等^[25]在DCE-MRI中用饱和恢复快照-快速小角度激发的快速 T_1 测量方法来示踪钆动力学,并提出了一种改进的二室模型来估算GFR和肾脏灌注。结果显示该方法提供了小鼠单肾肾小球滤过率和肾脏灌注的测量,与异硫氰酸荧光素菊粉清除率和ASL方法非常一致,并且改进的二室模型与肾实质中的钆的动态变化非常吻合。作为MR尿路成像的另一种创新方案,Yoruk等^[26]提出了一种基于计算机视觉和机器学习的自动肾分段技术,利用这种技术和二室模型来估计儿童肾小球滤过率,发现该方法与使用手动分段技术获得的GFR估计值几乎相同,同时将分段时间从每个患者的几个小时缩短到45s。有一种趋势是将功能评估纳入肾脏疾病患者既定的临床MRI检查方案中。对于尿道阻塞性先天性异常的儿童,Damasio等^[27]利用DCE-MRI通过时间强度-排水曲线评估阻塞,通过曲线下面积和Rutland-Patlak方法测定单侧肾功能,结果显示,该方法不仅可以测量分肾功能,而且能在无辐射暴露下提供高分辨率多平面解剖细节。

3.2 ASL ASL是通过对流入特定区域的动脉血液质子进行磁性标记并成像的技术。这种方法使用内源性水作为示踪剂,通过施加射频脉冲以反转血液中质子的磁化方向来产生标记。质子标记有三种主要方法,即连续标记、脉冲标记和伪连续标记。大多数肾ASL研究采用脉冲标记技术,使用血流敏感性交替反转恢复方案^[28]。在血流敏感性交替反转恢复方案中,通常需要采集磁化及对照各一组图像,两组图像的信号差别与磁化反转的量和流入的血流呈正比。若成像时所有被标记的血液均已流入感兴趣区,则信号差与肾血流量呈正比。

用ASL评估肾血流灌注似乎是一项很有前途的应用。ASL能够检测健康肾脏和患病肾脏之间的灌注差异,如CKD。Li等^[29]研究发现,与年龄和体质指数匹配的健康对照组相比,CKD患者的皮质和髓质血流量明显减少且与eGFR呈正相关,提示随着CKD的进展流向肾脏的血流量减少。Mora-Gutiérrez等^[30]发现与健康的志愿者相比,处于糖尿病肾病早期阶段的患者的肾灌注明显减少,而他们的肾小球滤过率没有明显差异。这是由于2型糖尿病患者肾小球滤过率正常,肾灌注却受

损。而ASL能够检测到糖尿病患者不同CKD阶段肾脏灌注的微小变化。另外,由于肾灌注损伤是移植肾功能延迟恢复发病机制的一个标志,ASL可能是评估移植后早期同种异体移植功能障碍的有价值的方法。在具有明显纤维化的同种异体排斥小鼠模型中^[31],ASL检测到的肾灌注较功能正常的异体移植肾显著减少。对于肾异体移植患者,Hueper等^[32]应用相同的ASL方法观察到移植肾功能延迟恢复组的灌注值低于移植肾功能良好组且与肾功能显著相关。早期灌注受损预示着早期移植肾功能延迟恢复的发展和需要透析的可能性,因此肾灌注测量可能有助于对患者进行风险分层,有助于评估移植后早期肾功能不全的原因。

4 其他fMRI技术在肾脏功能评价中的研究

本文重点介绍了肾fMRI研究的一些主要领域。许多其他技术也在探索阶段,如化学交换饱和转移(chemical exchange saturation transfer, CEST)MRI评价肾脏pH值、 ^{23}Na -MRI研究皮-髓质钠梯度。

4.1 CEST-MRI 急性肾损伤后肾功能的迅速下降会导致酸碱平衡紊乱,这将加快CKD的进展,并增加透析患者的发病率和死亡率。因此PH值的检测对于急性肾损伤的早期诊断、疾病进展及预后评估具有重要的临床意义。CEST-MRI对PH值的改变敏感,并能进行肾小球滤过率及肾PH值的综合评价。已有研究证实CEST-MRI是一种新的有前途的肾功能评估和监测技术,可以识别早期肾损伤并区分中、重度急性肾损伤^[33]。

4.2 ^{23}Na -MRI 肾脏重吸收水分和浓缩尿液的功能主要由细胞外 Na^+ 的浓度来调节,可见肾钠分布与其功能密切相关。因为 ^{23}Na -MRI可以实现肾钠浓度的定量测定及皮-髓质钠梯度的评估,表明这种技术可用于检测肾功能。先前使用 ^{23}Na -MRI的研究显示,功能正常的肾脏的皮-髓质钠梯度得以维持,而患病肾脏的发生了改变^[34]。最近,Moon等^[35]使用双调谐质子/钠线圈对原有肾与移植肾进行 ^{23}Na -MRI,显示移植肾脏的钠浓度和皮-髓质钠梯度低于原有肾,但发生AR移植肾与正常肾之间的钠浓度和皮-髓质钠梯度没有显著差异。

5 结论与展望

肾功能具有氧合、扩散及灌注等不同的生理特征。磁共振成像在无创评估这些肾组织特征方面显示出很大的潜力。fMRI通过使用内源性或外源性对比剂提供不同侧面的肾脏功能参数,如脱氧血红蛋白(用于氧合)、水质子(用于灌注和扩散)、钆螯合物(用于灌注和滤过)。其临床价值在于在早期阶段发现肾功能受损、区分肾功能损伤程度及测定单侧肾功能。然而fMRI目前仍存在一定的局限性和挑战性,其局限和挑战可能来源于呼吸运动干扰、磁化率伪影、成像技术不统一及后处理技术不成熟等。未来,随着MRI软硬件技术的发展,有望突破现有限制并将fMRI广泛应用于临床实践,从而使更多患者受益。

参考文献

[1] Niendorf T, Pohlmann A, Arakelyan K, et al. How bold is blood

- oxygenation level-dependent (BOLD) magnetic resonance imaging of the kidney? Opportunities, challenges and future directions[J]. *Acta Physiol (Oxf)*, 2015, 213(1): 19-38.
- [2] 王志远, 李淑豪, 喻思思, 等. 磁共振血氧水平依赖成像在糖尿病肾病的研究进展[J]. *磁共振成像*, 2020, 11(5): 382-385.
- [3] Chen F, Li S, Sun D. Methods of blood oxygen level-dependent magnetic resonance imaging analysis for evaluating renal oxygenation[J]. *Kidney Blood Press Res*, 2018, 43(2): 378-388.
- [4] Liu G, Han F, Xiao W, et al. Detection of renal allograft rejection using blood oxygen level-dependent and diffusion weighted magnetic resonance imaging: a retrospective study[J]. *BMC Nephrol*, 2014, 15: 158.
- [5] Bauer F, Wald J, Bauer F J, et al. Detection of acute tubular necrosis using blood oxygenation level-Dependent (BOLD) MRI[J]. *Kidney Blood Press Res*, 2017; 42(6): 1078-1089.
- [6] Pruijm M, Milani B, Pivin E, et al. Reduced cortical oxygenation predicts a progressive decline of renal function in patients with chronic kidney disease[J]. *Kidney Int*, 2018, 93(4): 932-940.
- [7] Prasad P V, Li W, Raj D S, et al. Multicenter study evaluating intrarenal oxygenation and fibrosis using magnetic resonance imaging in individuals with advanced CKD[J]. *Kidney Int Rep*, 2018, 3(6): 1467-1472.
- [8] Prasad P V, Li L P, Thacker J M, et al. Cortical perfusion and tubular function as evaluated by magnetic resonance imaging correlates with annual loss in renal function in moderate chronic kidney disease[J]. *Am J Nephrol*, 2019, 49(2): 114-124.
- [9] Y. Ding, Q. Tan, W. Mao, 等. 鉴别良恶性肾肿瘤: IVIM和扩散峰度成像是否优于DWI? [J]. *国际医学放射学杂志*, 2020, 43(1): 125.
- [10] Lin F, Li Z, Gan Y, et al. Relationship between renal apparent diffusion coefficient values and glomerular filtration rate in infants with congenital hydronephrosis[J]. *Biosci Trends*, 2014, 8(5): 274-279.
- [11] Xu X, Palmer S L, Lin X, et al. Diffusion-weighted imaging and pathology of chronic kidney disease: initial study[J]. *Abdom Radiol (NY)*, 2018, 43(7): 1749-1755.
- [12] Emre T, Kilickesmez O, Buker A, et al. Renal function and diffusion-weighted imaging: a new method to diagnose kidney failure before losing half function[J]. *Radiol Med*, 2016, 121(3): 163-172.
- [13] Wittsack H J, Lanzman R S, Mathys C, et al. Statistical evaluation of diffusion-weighted imaging of the human kidney[J]. *Magn Reson Med*, 2010, 64(2): 616-622.
- [14] Mao W, Zhou J, Zeng M, et al. Chronic kidney disease: Pathological and functional evaluation with intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2018, 47(5): 1251-1259.
- [15] Feng Y Z, Chen X Q, Yu J, et al. Intravoxel incoherent motion (IVIM) at 3.0T: evaluation of early renal function changes in type 2 diabetic patients[J]. *Abdom Radiol (NY)*, 2018, 43(10): 2764-2773.
- [16] Borrelli P, Cavaliere C, Basso L, et al. Diffusion tensor imaging of the kidney: design and evaluation of a reliable processing pipeline[J]. *Sci Rep*, 2019, 9(1): 12789.
- [17] Ries M, Jones R A, Basseau F, et al. Diffusion tensor MRI of the human kidney[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2001, 14(1): 42-49.
- [18] Zheng Z, Shi H, Zhang J, et al. Renal water molecular diffusion characteristics in healthy native kidneys: assessment with diffusion tensor MR imaging[J]. *PLoS One*, 2014; 9(12): e113469.
- [19] Kaimori J Y, Isaka Y, Hatanaka M, et al. Visualization of kidney fibrosis in diabetic nephropathy by long diffusion tensor imaging MRI with spin-echo sequence[J]. *Sci Rep*, 2017, 7(1): 5731.
- [20] Feng Q, Ma Z, Wu J, et al. DTI for the assessment of disease stage in patients with glomerulonephritis -correlation with renal histology[J]. *Eur Radiol*, 2015, 25(1): 92-98.
- [21] Yan Y Y, Hartono S, Hennedige T, et al. Intravoxel incoherent motion and diffusion tensor imaging of early renal fibrosis induced in a murine model of streptozotocin induced diabetes[J]. *Magn Reson Imaging*, 2017, 38(Complete): 71-76.
- [22] Ye X J, Cui S H, Song J W, et al. Using magnetic resonance diffusion tensor imaging to evaluate renal function changes in diabetic patients with early-stage chronic kidney disease[J]. *Clin Radiol*, 2019, 74(2): 116-122.
- [23] Deger E, Celik A, Dheir H, et al. Rejection evaluation after renal transplantation using MR diffusion tensor imaging[J]. *Acta Radiol*, 2018, 59(7): 876-883.
- [24] Zhang J L, Conlin C C, Carlston K, et al. Optimization of saturation-recovery dynamic contrast-enhanced MRI acquisition protocol: monte carlo simulation approach demonstrated with gadolinium MR renography[J]. *NMR Biomed*, 2016, 29(7): 969-977.
- [25] Jiang K, Tang H, Mishra P K, et al. Measurement of murine single-kidney glomerular filtration rate using dynamic contrast-enhanced MRI[J]. *Magn Reson Med*, 2018, 79(6): 2935-2943.
- [26] Yoruk U, Hargreaves B A, Vasanawala S S. Automatic renal segmentation for MR urography using 3D-GrabCut and random forests[J]. *Magn Reson Med*, 2018, 79(3): 1696-1707.
- [27] Damasio M B, Bodria M, Dolores M, et al. Comparative study between functional MR urography and renal scintigraphy to evaluate drainage curves and split renal function in children with congenital anomalies of kidney and urinary tract (CAKUT) [J]. *Front Pediatr*, 2020, 7: 527.
- [28] Buchanan C E, Cox E F, Francis S T. Evaluation of 2D imaging schemes for pulsed arterial spin labeling of the human kidney cortex[J]. *Diagnostics (Basel)*, 2018, 8(3): 43.
- [29] Li L P, Tan H, Thacker J M, et al. Evaluation of renal blood flow in chronic kidney disease using arterial spin labeling perfusion magnetic resonance imaging[J]. *Kidney Int Rep*, 2017, 2(1): 36-43.
- [30] Mora-Gutiérrez J M, Garcia-Fernandez N, Slon Roblero M F, et al. Arterial spin labeling MRI is able to detect early hemodynamic changes in diabetic nephropathy[J]. *J Magn Reson Imaging*, 2017, 46(6): 1810-1817.
- [31] Hueper K, Hensen B, Gutberlet M, et al. Kidney transplantation: multiparametric functional magnetic resonance imaging for assessment of renal allograft pathophysiology in mice[J]. *Invest Radiol*, 2016, 51(1): 58-65.
- [32] Hueper K, Gueler F, Brasen J H, et al. Functional MRI detects perfusion impairment in renal allografts with delayed graft function[J]. *Am J Physiol Renal Physiol*, 2015, 308(12): 1444-1451.
- [33] Longo D L, Cutrin J C, Michelotti F, et al. Noninvasive evaluation of renal pH homeostasis after ischemia reperfusion injury by CEST-MRI[J]. *NMR Biomed*, 2017, 30(7): e3720.
- [34] Atthe B K, Babsky A M, Hopewell P N, et al. Early monitoring of acute tubular necrosis in the rat kidney by ^{23}Na -MRI[J]. *Am J Physiol Renal Physiol*, 2009, 297(5): F1288-F1298.
- [35] Moon C H, Furlan A, Kim J H, et al. Quantitative sodium MR imaging of native versus transplanted kidneys using a dual-tuned proton/sodium ($^1\text{H}/^{23}\text{Na}$) coil: initial experience[J]. *Eur Radiol*, 2014, 24(6): 1320-1326.

(收稿日期: 2020-09-04)