## ・研究生展版・

# 磁共振体素内不相干运动成像和扩散峰度成像在正常肾脏成像中的初步研究

曲丽洁,周建军,丁玉芹,傅彩霞,曾蒙苏

【摘要】目的:探讨正常人肾脏磁共振体素内不相干运动成像(IVIM)和扩散峰度成像(DKI)的定量参数指标特点。 方法:对27名健康志愿者行肾脏 IVIM 和 DKI 检查,通过后处理分析,获得双肾皮髓质 IVIM 相关参数 ADC、D<sub>fast</sub>、D<sub>slow</sub>、f<sub>p</sub> 以及 DKI 相关参数 MD、MK 的测量值。分析同一测量者前后 2 次测得数据的一致性,比较正常肾脏左右侧以及同侧肾 脏不同部位 IVIM、DKI 各参数间的差异,比较正常肾脏皮质、髓质各参数均值间的差异。结果:IVIM 序列的 ADC 值、 D<sub>slow</sub>值、f<sub>p</sub>值和 DKI 序列的 MD 值、MK 值前后两次测量总体一致性较好,D<sub>fast</sub>值一致性一般;IVIM、DKI 各参数测量值在 双侧肾脏间均没有统计学差异(P 值为 0.058~0.954),同侧肾脏皮髓质不同部位各参数测量值间亦均没有统计学差异 (P 值为 0.171~0.995);正常肾脏皮质 ADC 值、D<sub>slow</sub>值高于髓质(t=7.072, P<0.05; t=10.057, P<0.05),皮髓质 D<sub>fast</sub> 值、f<sub>p</sub>值差异不具有统计学意义(P>0.05);正常肾脏皮质 MD 值高于髓质(t=10.268, P<0.05),髓质 MK 值高于肾皮质 (t=-10.228, P<0.05)。结论:正常肾脏 IVIM 和 DKI 成像能显示皮髓质间差异,反映肾脏生理功能,提示在评估肾脏 疾病具有潜在应用价值,整体检查结果具有一定稳定性。

【关键词】 磁共振成像; 肾; 对比研究

【中图分类号】R322.61; R445.2 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2016)10-0908-06

DOI:10.13609/j. cnki. 1000-0313. 2016. 10. 002

A pilot study of IVIM and DKI on normal kidney MR QU Li-jie,ZHOU Jian-jun,DING Yu-qin, et al. Shanghai Institute of Medical Imaging,Department of Radiology,Zhongshan Hospital,Fudan University,Shanghai 200032,China

[Abstract] Objective: To evaluate the characteristic parameters of intravoxel incoherent motion (IVIM) and diffusion kurtosis imaging (DKI) on normal kidney MRI. Methods: 27 healthy volunteers underwent IVIM and DKI MRI of kidneys using 1.5T scanner. Maps of apparent diffusion coefficient (ADC), pseudodiffusion coefficient ( $D_{fast}$ ), pure diffusion coefficient ( $D_{slow}$ ), perfusion fraction ( $f_p$ ), mean diffusion (MD), mean kurtosis (MK) were produced by image post processing. The IVIM and DKI parameters of renal cortex and medulla were measured. Intraclass correlation coefficient (ICC) test is adopted to check the consistency. The differences of upper, middle and lower poles were compared with analysis of variance (ANOVA). The differences between left and right kidneys, between the cortex and medulla were compared with matchedpairs t-test. Results: Among the values of the same measurer at different time, ADC, D<sub>slow</sub>, f<sub>p</sub>, MD and MK showed better measuring consistency in IVIM sequence, while D<sub>fast</sub> showed moderate measuring consistency. There were no statistically significant differences of all parameters between IVIM and DKI for measuing kidneys. ADC, D<sub>slow</sub> values obtained in the cortex were significantly higher than those in the medulla (t=7, 072, P<0, 05; t=10, 057, P<0, 05). There were no significant differences between the values of cortex and medulla in  $D_{iast}$  and  $f_p$  (P > 0.05). In DKI parametes, MD value of the medulla was lower than that of the cortex (t=10.268, P<0.05), whereas MK value of the medulla were higher than that of the cortex (t = -10, 228, P < 0, 05). Conclusion: Some functional parameters of IVIM and DKI can reveal the difference between the cortex and medulla of the kidney, which can reflect the kidney function and provide potential value in the assessment of kidney disease. The measuring results of IVIM and DKI show good consistency.

[Key words] Magnetic resonance imaging; Kidney; Comp study

随着磁共振功能成像(functional magnetic resonance imaging,fMRI)的发展,基于体素内不相干运动 (intravoxel incoherent motion,IVIM)的扩散加权成 像作为一种更为准确反映组织内水分子扩散运动的方 法,在肾脏领域的应用逐渐成为热点。已有的研究报 道包括肾肿瘤的鉴别<sup>[1-3]</sup>、不同原因引起的肾功能损伤 评估<sup>[4-7]</sup>等。扩散峰度成像(diffusion kurtosis imaging, DKI)由 Jensen 教授于 2005 年提出<sup>[8]</sup>。峰度参 数能反映水分子扩散非高斯位移偏离理想高斯分布的 程度,从而更好地显示组织微观结构。肾脏髓质内小 管排列和液体流动具有明显方向性,水分子扩散的非 高斯分布特征明显,故 DKI 成像可提供与肾脏组织结

作者单位:200032 上海,上海市影像医学研究所/复旦大学附属 中山医院放射科(曲丽洁、周建军、丁玉芹、曾蒙苏);518057 西门子 (深圳)磁共振有限公司(傅彩霞)

**作者简介:**曲丽洁(1990一),女,江苏南京人,硕士研究生,主要从 事泌尿系统影像学研究工作。 通讯作者:周建军,E-mail:zhou.jianjun@zs-hospital.sh.cn

构和病理生理学相关的生物学信息,而目前国内外关 于肾脏 DKI 的研究报道较少,尚处于探索阶段<sup>[9-10]</sup>。 IVIM 和 DKI 在正常肾脏的成像表现可以为进一步开 展肾脏疾病研究提供参考。因此,本研究应用 1.5T 磁共振对正常双肾行 IVIM-DWI 和 DKI 检查,探讨正 常肾脏皮髓质 IVIM 和 DKI 成像的部分功能参数特 征。

#### 材料与方法

#### 1. 研究对象

2015 年 7 月-2016 年 2 月采用 IVIM-DWI 和 DKI序列行磁共振肾脏成像的健康志愿者计 27 例, 男 11 例,女 16 例,年龄 24~60 岁,平均年龄 35 岁。 所有志愿者均无肾脏相关疾病史和原发性高血压、痛 风、糖尿病、系统性红斑狼疮等可能影响肾脏功能的病 史,近期未服用影响肾功能药物;双肾 MR 检查无阳 性发现。所有志愿者检查前均签署知情同意书。

2. MR 检查方法

采用西门子 1.5T 磁共振扫描仪(Magnetom Aera, Simens Healthcare, Erlangen, Germany) 进行检 查。检查前受试对象禁食禁水 4 h, 使用 18 通道腹部 相控阵表面线圈(A 1.5T Tim Coil Body 18),扫描野 覆盖双侧肾脏、肾上腺及部分肝脏,嘱咐患者检查时平 静均匀呼吸。扫描序列包括:冠状面 T<sub>2</sub>WI、轴面 T<sub>2</sub>WI抑脂序列、冠状面及轴面 T<sub>1</sub>WI 抑脂序列、IVIM 序列、DKI 序列。IVIM-DWI 成像采用自由呼吸下单 次激发平面回波成像(single shot-echo planar imaging,SS-EPI)序列,b值取 0、25、50、80、150、300、500、 800 s/mm<sup>2[3,11,12]</sup>,扩散敏感梯度场施加在 3 个正交方 向上,以肾门水平为中心行冠状面扫描。DKI 成像采 用自由呼吸下单次激发平面回波(SS-EPI)序列,b值 取 0、500、1000、1500、2000、2500 s/mm<sup>2</sup>, 扩散模式使 用 3D 对角模式(3D diagonal),以肾门水平为中心行 冠状面扫描。各序列具体扫描参数见表1。

3. 图像处理及数据测量

IVIM 序列的 ADC 图在扫描后自动生成;经过手动调用西门子 Aera MR 工作站的 IVIM 后处理软件

运算获得扩散相关系数  $D_{slow}$  图,微循环灌注相关系数  $D_{fast}$  图和灌注分数  $f_p$  图。将 DKI 图像经西门子公司 后处理软件(Siemens MR Body Diffusion Toolbox V1.2.0)处理,生成平均扩散系数 MD 图和平均峰度 MK 图。

所有图像数据测量均在 Siemens 1.5T Aera MR 工作站上进行。在 IVIM-ADC 图、 $D_{fast}$  图、 $D_{slow}$  图、 $f_p$ 图以及 DKI-MD 图、MK 图上选择近肾门水平作为测 量层面,以同层面冠状面 T<sub>2</sub>WI、冠状面抑脂 T<sub>1</sub>WI 序 列图像作为肾脏皮髓质分布参考,在各个参数图像上 双肾上极、中极、下极的皮质、髓质区域手动划取感兴 趣区(region of interest, ROI),尽量避开伪影和肾窦 的影响。皮质和髓质的 ROI 均为依照轮廓勾画的不 规则区域,皮质 ROI 大小为 18~30 px,髓质 ROI 大小 为 10~15 px,为了保证不同图像的双肾 ROI 放置在 同一位置,采取复制、粘贴的方法(图 1)。每个参数图 都得到左右侧、皮髓质、上中下极 12 组数据,所有参数 由同一名放射科医师测量,间隔 1 周后以同种方法测 量第 2 次。

4. 统计学分析

所有数据采用 SPSS 20.0 统计软件分析,各参数 值用平均值±标准差(x±s)表示,P<0.05 认为有统 计学意义。对同一测量者前后两次测得的各组数据采 用组内相关系数(intraclass correlation coefficient, ICC)进行一致性评价,ICC>0.80 认为一致性好, 0.61<ICC<0.80 认为较好,0.41<ICC<0.60 认为 一致性一般,0.21<ICC<0.40 认为一致性较差<sup>[11]</sup>。 各组数据用 Kolmogorov-Smirnov 法进行正态性检 验,用 Levene 法进行方差齐性检验。双肾上、中、下极 各数据使用单因素方差分析(ANOVA)比较三者间的 差异,使用配对 t 检验对肾脏皮质和髓质以及左、右肾 各参数进行检验(如果数据不符合方差齐性检验,则使 用 Welch-Satterthwaite 近似 t 检验)。

#### 结 果

### 1. IVIM 和 DKI 序列图像表现 正常肾脏 IVIM序列的 ADC图、f。图和 DKI序

在1 ML 但且有口油小为相人参数						
序列	IVIM SS-EPI	DKI SS-EPI	冠状面 T <sub>2</sub> WI HASTE	轴面抑脂 T <sub>2</sub> WI TSE-FS	冠状面、轴面 抑脂 T <sub>1</sub> WI VIBE-FS	
TR/TE(ms)	6000/77	7300/66	1400/92	3220/96	4.36/2.00	
层厚(mm)	5	5	5	5	5	
FOV(mm)	$380 \times 380$	$380 \times 380$	$380 \times 380$	$380 \times 380$	$380 \times 380$	
带 宽 ( Hz)	1732	1698	698	260	400	
b 值(s/mm²)	0、25、50、80、150、 300、500、800	0、500、1000、 1500、2000、2500	_	_	_	

表1 MR 检查各扫描序列相关参数

列的 MD 图、MK 图质量较好, 伪影较少, 肾脏轮廓显 示清楚, ADC 图、f<sub>p</sub> 图和 MD 图可以大致分清皮质和 髓质; D<sub>slow</sub>图和 MK 图肾脏轮廓显示清楚, 但皮髓质分 界欠清; D<sub>fast</sub>图信噪比低, 肾脏轮廓及皮髓分界均显示 欠佳(图 1)。

2. IVIM 和 DKI 参数测量稳定性分析

对 IVIM 和 DKI 序列每个参数图的左右侧、皮髓 质、上中下极 12 组数据前后两次测量值进行组内相关 系数分析,评价各参数测量的稳定性(表 2)。IVIM 序 列的 ADC 值、 $D_{slow}$ 值、 $f_p$  值和 DKI 序列的 MD 值、MK 值前后两次测量总体一致性较好(ICC 中位值分别为 0.751、0.671、0.710、0.670、0.675),提示测量稳定性 较好; $D_{fast}$ 值前后两次测量总体一致性一般(ICC 中位 值为 0.598),提示测量稳定性一般。

表 2 IVIM 和 DKI 各参数前后两次测量组内相关系数(ICC)

参数	ICC	ICC 中位值
ADC 值	0.392~0.941	0.751
D <sub>fast</sub> 值	0.413~0.717	0.598
D <sub>slow</sub> 值	0.439~0.972	0.671
f <sub>p</sub> 值	0.377~0.894	0.710
MD 值	0.320~0.924	0.670
MK 值	0.400~0.788	0.675

3. 正常肾脏左右侧以及同侧不同部位 IVIM、DKI 各参数间差异分析

IVIM 和 DKI 各参数在双侧上中下极的测量值间 均没有统计学差异, P 值为 0.058~0.954(表 3)。 IVIM、DKI 各参数在同侧上中下极的测量值间亦均没





图1 a~e为双肾皮髓质 IVIM 和 DKI 各参数值的测定方法和图像表现。a) 常规 T<sub>2</sub>WI,该序列显示肾脏皮髓质清楚,可作为其他序列皮髓质区分的参考, 在该图双肾上中下极的皮髓质分别放置 ROI 并复制到其他图像,以保持一致 性; b) ADC 图可大致分清肾脏皮质和髓质; c) D<sub>slow</sub> 图肾脏皮质和髓质显示欠 清; d) D<sub>fast</sub> 图信噪比较低,肾脏轮廓及皮髓分界均显示欠佳; e) f<sub>p</sub> 图可大致分 清肾脏皮质和髓质; f) DKI 成像的 MD 图,图质量较好,伪影较少,肾脏轮廓显 示清楚;g) DKI 成像的 MK 图像质量较好,伪影较少,但肾脏皮髓质分界显示 欠清。

有统计学差异,P值为0.171~0.995(表4)。

表 3 IVIM、DKI 各参数在双侧肾脏皮髓质上中下极的测量值分析

<i>牟 私</i>	右上极-左上极		右中极-左中极		右下极一左下极	
今致	t	Р	t	Р	t	Р
ADC 值						
皮质	1.538	0.136	1.693	0.102	0.811	0.425
髓质	0.219	0.828	1.954	0.062	0.675	0.506
D <sub>fast</sub> 值						
皮质	0.547	0.589	0.598	0.555	0.334	0.741
髓质	0.134	0.894	1.359	0.186	1.202	0.240
D <sub>slow</sub> 值						
皮质	1.657	0.110	0.548	0.589	1.946	0.062
髓质	1.210	0.237	0.127	0.900	1.880	0.071
f <sub>p</sub> 值						
皮质	0.568	0.575	0.181	0.858	1.981	0.058
髓质	1.823	0.080	0.313	0.756	0.688	0.497
MD 值						
皮质	1.339	0.192	0.634	0.532	1.016	0.319
髓质	0.523	0.606	0.251	0.804	0.525	0.604
MK 值						
皮质	0.322	0.750	0.121	0.905	0.059	0.954
髓质	0.396	0.695	0.094	0.926	0.153	0.880
± 1 11/1		1 允兆十日	ᆒᆙᆇᆎ	账 斤 丨 山 -	- 加山川目	且佔八北

表 4	IVIM,DKI	各参数在同	侧肾脏皮髓质上中	个极的测量值分析
-----	----------	-------	----------	----------

长 粉	右侧上	中下极	左侧上中下极		
今级	F	P	F	Р	
ADC 值					
皮质	0.340	0.713	1.804	0.171	
髓质	0.863	0.426	0.041	0.960	
D <sub>fast</sub> 值					
皮质	1.236	0.296	0.619	0.541	
髓质	1.721	0.186	0.593	0.555	
D <sub>slow</sub> 值					
皮质	0.509	0.603	0.407	0.667	
髓质	0.720	0.490	0.588	0.558	
f <sub>p</sub> 值					
皮质	0.172	0.842	0.088	0.916	
髓质	0.803	0.452	0.315	0.731	
MD 值					
皮质	0.064	0.938	0.205	0.815	
髓质	0.010	0.990	0.046	0.955	
MK 值					
皮质	0.005	0.995	0.026	0.975	
髓质	0.009	0.991	0.033	0.968	

4. 正常肾脏皮质、髓质 IVIM、DKI 各参数均值及 比较结果

由于正常肾脏左右侧以及同侧不同部位 IVIM 和 DKI 各参数间不存在统计学差异,故将 IVIM 和 DKI 各参数测量值分别取平均值作为双肾整体的代表。正 常肾脏皮质、髓质 IVIM 和 DKI 各参数均值及比较结 果见表 5。正常肾脏皮髓质间的 ADC 值、 $D_{slow}$  值差异 具有统计学意义(P < 0.05),且皮质高于髓质;肾髓质 的  $D_{fast}$  值、 $f_p$  值略高于肾皮质,但差异不具有统计学意 义。正常肾脏皮髓质间的 MD 值、MK 值具有统计学 差异(P < 0.05),肾皮质的 MD 值高于肾髓质,肾皮质 的 MK 值低于肾髓质。

#### 讨论

fMRI不仅可以反映肾脏形态学特征,而且无需

表 5 正常肾脏皮髓质各 IVIM、DKI 参数均值及比较结果

参数	皮质	髓质	t	P
$ADC(10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$	$1.85 \pm 0.09$	$1.76 \pm 0.10$	7.072	0.000*
$D_{fast}(10^{-3} mm^2/s)$	$18.13 \pm 3.09$	$18.29 \pm 4.28$	-0.252	0.803
$D_{slow}(10^{-3} mm^2/s)$	$1.60 \pm 0.10$	$1.50 \pm 0.12$	10.057	0.000*
$f_{p}(\frac{0}{0})$	26.91 $\pm$ 3.38	$27.62 \pm 4.43$	-1.361	0.185
$MD(10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s})$	$2.68 \pm 0.17$	$2.31 \pm 0.22$	10.268	0.000*
MK	$0.58 \pm 0.04$	$0.62 \pm 0.05$	-10.228	0.000*

注:\*差异有统计学意义。

外源对比剂就能提供扩散、灌注、血氧供应等分肾功能 信息。既往肾脏 fMRI 研究主要集中在血氧水平依赖 (blood oxygenation level dependent, BOLD) 成像<sup>[13]</sup> 和扩散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)<sup>[14]</sup>。 近年,IVIM-DWI和DKI成为腹部磁共振成像的研究 热门,并在肾脏成像中有所应用。IVIM 成像可量化 分离 DWI 图像中扩散和灌注两种运动成分,从分子水 平为研究活体病变提供了一种检测手段,具有十分重 要的临床价值。1999年,Yamada<sup>[15]</sup>首次报道了正常 肾实质 IVIM 成像的 ADC 值、D<sub>slow</sub>值和 f<sub>b</sub> 值, ADC 值 显著高于真性扩散系数 D<sub>slow</sub>值,提示常规 DWI 成像 ADC 值高估了肾脏水分子的真实扩散状况。Bane 等<sup>[16]</sup>的研究表明肾脏皮质和髓质的 ADC 值、D<sub>fast</sub>值、 f。值存在差异,认为将皮髓质 IVIM 参数分开测量有 利于更加准确了解肾脏不同部位的生理学特点及病理 改变。本研究正常肾脏 IVIM 检查所得各参数图像基 本可以区分皮质与髓质,并分别测量了皮髓质的 ADC 值、D<sub>fast</sub>值、D<sub>slow</sub>值和 f<sub>o</sub>值。统计结果表明双侧肾脏、 同侧肾脏不同部位的 IVIM 参数无差异,肾脏皮髓质 D<sub>fast</sub>、D<sub>slow</sub>和 f<sub>p</sub> 值与 Filli 等<sup>[11]</sup>研究结果大致相仿,而 ADC 值、D<sub>fast</sub>值、D<sub>slow</sub>值则低于 Sigmund 等<sup>[17]</sup>的研究。 正常肾脏皮髓质 IVIM 各参数对比结果表明,皮质 ADC 值、D<sub>slow</sub>值均高于髓质目具有统计学意义,皮髓 质 f。 值无明显差异, 与 Sigmund 的报道相符; 原因可 能是肾髓质主要由呈放射状规律排列的小管构成,水 分子的扩散运动受限,且肾皮质毛细血管微循环灌注 高于肾髓质,因此皮质的 ADC 值、D<sub>slow</sub>值高于肾髓质。 本研究中虽然皮髓质 D<sub>fast</sub> 值没有统计学差异, 但髓质 D<sub>fast</sub>值略高于皮质,与髓质肾小管袢内液体高流量和 水分子转运活跃的生理学特点相符。多数相关文 献<sup>[12,16,17]</sup>的 IVIM 灌注参数(D<sub>fast</sub>值、f<sub>b</sub>值)差异较大, 推测主要与其测量的稳定性不高有关。本研究中同一 测量者前后两次测得的 IVIM 各参数 ICC 值表明 ADC 值、D<sub>slow</sub>值、f<sub>p</sub>值测量稳定性好,D<sub>fast</sub>测量稳定性 一般,与 Sigmund<sup>[17]</sup>的结果相仿。低 b 值(b≤ 100s/mm<sup>2</sup>)的灌注相关参数图像信噪比偏低,会导致 测量数值有较大标准差且组间测量一致性欠佳。有文 献<sup>[2,16]</sup>研究表明  $D_{fast} \times f_p$  这一参数较单一  $D_{fast}$  值、 $f_p$  值 有更高的测量准确性,可替代增强检查作为造影剂慎 用患者肾脏灌注水平的评价指标。Koh 等<sup>[12]</sup>提出 IVIM 参数值大小及其准确性与 b 值数目及分布、参 数拟合的数学模型、图像数据分析的应用软件有关,但 磁场强度的影响在该文献中并未提及。b 值数量增多 会延长检查时间,兼顾临床应用的可行性,IVIM 检查 取 6~8 个 b 值即能满足要求,但为保证准确计算灌注 参数,低 b 值(≤200s/mm<sup>2</sup>)至少需要设置 4 个<sup>[12]</sup>。

研究正常肾脏 IVIM 参数指标的变化特点,有助 于为研究临床病变提供基础材料。Rheinheimer<sup>[7]</sup>研 究发现移植肾功能不全患者肾皮质 IVIM 参数值均低 于健康对照组,而移植肾功能正常者肾皮质 ADC 值、 Dslow值也低于对照组,提示移植肾存在缺血再灌注损 伤及肾单位纤维化。慢性肾病 IVIM 成像研究显 示<sup>[18]</sup>患者肾皮质 ADC 值、D<sub>fast</sub>值、D<sub>slow</sub>值以及肾髓质 D<sub>fast</sub>值、D<sub>slow</sub>值均低于正常值,且随肾功能下降而数值 减低:皮髓质f。值与肌酐清除率存在相关性<sup>[19]</sup>。 Rheinheimer 等<sup>[2]</sup>对肾肿瘤行 IVIM 检查发现肾透明 细胞癌 ADC 值和 D<sub>slow</sub> 值明显低于正常肾皮质, f<sub>p</sub> 值 明显升高,证明f。值具有评价肿瘤血管生成情况的潜 在价值,该研究还发现病灶 D<sub>slow</sub>值、f<sub>o</sub> 值与肾透明细 胞癌的肿瘤分级存在正相关性。尽管肾脏 IVIM 灌注 参数具有很大的临床价值,但其局限性在于无法进一 步区分微循环的血流量与小管液水流量各自的变化情 况[12,16,17],综合多种功能成像方法(如动脉自旋标记成 像)或有助于两者区分<sup>[20]</sup>。

组织微观结构的复杂(细胞异型性和血管丰富程 度)会导致局部水分子扩散不符合高斯分布,在使用更 高 b 值(1000~2000s/mm<sup>2</sup>)成像时, IVIM 模型无法 反映真实水分子扩散情况。为了评估水分子运动偏离 高斯分布的程度,出现了扩散峰度成像模型[8],公式为  $S=S0 \times exp(-b \times D+b^2 \times D^2 \times K/6)$ 。其中K值可 量化偏离高斯分布的程度,K值越大代表组织微观构 成越复杂,非高斯分布水分子扩散运动受限越明显;D 值则是指矫正过的 ADC 值,代表单纯水分子扩散。 由于 DKI 扫描时间较短,能提供比常规 DWI 更精确 的组织扩散信息,因此在腹盆器官成像中有较大的潜 在应用价值。其中,有关肝脏和前列腺疾病研究较多, 然而对肾脏 DKI 成像进行报道的文献少见<sup>[9,10]</sup>。本 研究应用 1.5T MR 行正常肾脏 DKI 检查,结果表明 双侧肾脏、同侧肾脏不同部位的 DKI 参数无差异,肾 皮髓质的 MD 值分别为(2.68±0.17)×10<sup>-3</sup>和 (2.31±0.22)×10<sup>-3</sup>mm<sup>2</sup>/s,皮质明显高于髓质;肾皮 髓质的 MK 值分别为 0.58±0.04、0.62±0.05, 髓质 明显高于皮质。肾髓质结构复杂,其内肾小管和集合 管排列具有明显方向性,水分子扩散受管壁等多种因 素限制,因此肾髓质水分子运动偏离高斯分布更明显,

使得肾髓质 MK 值大于皮质。Huang 等<sup>[9]</sup> 报道皮髓 质 MD 值分别为 3.88×10<sup>-3</sup> 和 2.88×10<sup>-3</sup> mm<sup>2</sup>/s,皮 髓质 MK 值分别为 0.375、0.560,本研究髓质的测量 数值与该报道大致相仿。Pentang 等<sup>[10]</sup>研究显示肾脏 皮质 MD 值范围在 2.91×10<sup>-3</sup>~3.60×10<sup>-3</sup> mm<sup>2</sup>/s, 髓质为 2.66×10<sup>-3</sup>~3.80×10<sup>-3</sup> mm<sup>2</sup>/s,皮质 MK 值 范围为 0.91~0.94, 髓质为 0.74~0.86, 各参数值高 于本研究。分析各研究间肾脏皮髓质 DKI 参数值差 异,可能主要在于 b 值选取不同。如果最大 b 值选取 不够高,DKI成像中有较大的 IVIM 成分,与非高斯运 动曲线拟合不良,无法真正反映组织非高斯运动特 征<sup>[21,22]</sup>。研究表明<sup>[23,24]</sup>当体部 DKI 成像的最大 b 值 选取范围在1500~2000s/mm<sup>2</sup>时,既能满足图像质量 又能很好地拟合高 b 值下非高斯运动曲线。Pentang<sup>[10]</sup>研究最高 b 值为 600s/mm<sup>2</sup>, Huang<sup>[9]</sup>的研究 的最高 b 值为 1000s/mm<sup>2</sup>, 而本研究高 b 值有 1000、 1500、2000、2500s/mm<sup>2</sup>,涵盖推荐范围,故本研究所得 测量值可能较前两篇文献更能真实反映正常肾脏的水 分子非高斯运动特征。本研究 DKI 成像 MD 值、MK 值的 ICC 中位值分别为 0.670、0.675, 一致性在较好 范围,但略低于 Huang<sup>[9]</sup>的研究。本研究采用自由呼 吸检查方式,运动伪影的存在可能是 ICC 偏低的原 因。正常肾脏 DKI 成像能显示肾脏皮髓质间的差异、 反映组织微结构特征,预示其在评估移植肾功能、慢性 肾病及肾肿瘤化疗后肾功能评估等方面具有潜在应用 价值,值得深入研究。

本研究纳入正常志愿者的样本量不大,故未就性 别和年龄作相关性分析,有待后续研究征集更多志愿 者,做进一步分析。目前,IVIM和DKI成像中自由呼 吸、屏气扫描、呼吸门控等扫描方式均有涉及,不同方 式对各参数值的稳定性和可重复性会有影响;扫描参 数设置方面,不同b值(诸如数量、间隔、最大值等)选 择对参数值也有较大影响,在将来研究中有待深入比 较并逐步形成统一的优化扫描方案。

#### 参考文献:

- [1] Chandarana H.Lee VS.Hecht E.et al. Comparison of biexponential and monoexponential model of diffusion weighted imaging in evaluation of renal lesions: preliminary experience[J]. Invest Radiol,2011,46(5):285-291.
- [2] Rheinheimer S, Stieltjes B, Schneider F, et al. Investigation of renal lesions by diffusion-weighted magnetic resonance imaging applying intravoxel incoherent motion-derived parameters-initial experience[J]. Eur J Radiol, 2012, 81(3):e310-e316.
- [3] Gaing B.Sigmund EE, Huang WC, et al. Subtype differentiation of renal tumors using voxel-based histogram analysis of intravoxel incoherent motion parameters[J]. Invest Radiol, 2015, 50(3):144-152.
- [4] Kim JW, Lee CH, Yoo KH, et al. Intravoxel incoherent motion

magnetic resonance imaging to predict vesicoureteral reflux in children with urinary tract infection[J]. Eur Radiol, 2016, 26(6): 1670-1677.

- [5] Ebrahimi B,Rihal N,Woollard JR, et al. Assessment of renal artery stenosis using intravoxel incoherent motion diffusion-weighted magnetic resonance imaging analysis[J]. Invest Radiol, 2014, 49(10):640-646.
- [6] Lee CH, Yoo KH, Je BK, et al. Using intravoxel incoherent motion MR imaging to evaluate cortical defects in the first episode of upper urinary tract infections: preliminary results[J]. J Magn Reson Imaging, 2014, 40(3); 545-551.
- [7] Rheinheimer S, Schneider F, Stieltjes B, et al. IVIM-DWI of transplanted kidneys: reduced diffusion and perfusion dependent on cold ischemia time[J]. Eur J Radiol, 2012, 81(9):e951-e956.
- [8] Jensen JH, Helpern JA, Ramani A, et al. Diffusional kurtosis imaging: the quantification of non-Gaussian water diffusion by means of magnetic resonance imaging [J]. Magn Reson Med, 2005, 53 (6):1432-1440.
- [9] Huang Y, Chen X, Zhang Z, et al. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion in normal human kidney: a diffusional kurtosis imaging study[J]. NMR Biomed, 2015, 28(2):154-161.
- [10] Pentang G, Lanzman RS, Heusch P, et al. Diffusion kurtosis imaging of the human kidney: a feasibility study[J]. Magnetic Resonance Imaging, 2014, 32(5):413-420.
- [11] Filli L, Wurnig MC, Luechinger R, et al. Whole-body intravoxel incoherent motion imaging [J]. Eur Radiol, 2015, 25(7): 2049-2058.
- [12] Koh DM, Collins DJ, Orton MR. Intravoxel incoherent motion in body diffusion-weighted MRI: reality and challenges [J]. AJR, 2011,196(6):1351-1361.
- [13] 任涛,李琼,陈丽华,等. BOLD MRI 对早期移植肾急性排异反应 鉴别价值的初步研究[J]. 放射学实践,2015,30(5):525-530.
- [14] 张大福,丁莹莹,王关顺.扩散张量成像在肾脏的应用进展[J]. 放射学实践,2014,29(12):1486-1488.
- [15] Yamada I, Aung W, Himeno Y, et al. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesions: evaluation with intravoxel incoherent motion echo-planar MR imaging[J]. Radiology, 1999,

210(3):617-623.

- [16] Bane O, Wagner M, Zhang JL, et al. Assessment of renal function using intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging and dynamic contrast-enhanced MRI[J]. J Magn Reson Imaging, 2016,44(2),317-326.
- [17] Sigmund EE, Vivier P, Sui D, et al. Intravoxel incoherent motion and diffusion-tensor imaging in renal tissue under hydration and furosemide flow challenges [J]. Radiology, 2012, 263 (3): 758-769.
- [18] Ichikawa S, Motosugi U, Ichikawa T, et al. Intravoxel incoherent motion imaging of the kidney: alterations in diffusion and perfusion in patients with renal dysfunction[J]. Magn Reson Imaging, 2013,31(3):414-417.
- [19] Eisenberger U, Thoeny HC, Binser T, et al. Evaluation of renal allograft function early after transplantation with diffusionweighted MR imaging[J]. Eur Radiol, 2010, 20(6):1374-1383.
- [20] Wang JJ, Fernández-Seara MA, Wang SM, St Lawrence KS. When perfusion meets diffusion: in vivo measurement of water permeability in human brain [J]. J Cereb Blood Flow Metab, 2007,27(4):839-849.
- [21] Rosenkrantz AB, Padhani AR, Chenevert TL, et al. Body diffusion kurtosis imaging: basic principles, applications, and considerations for clinical practice[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 42 (5):1190-1202.
- [22] Rosenkrantz AB, Sigmund EE, Winnick A, et al. Assessment of hepatocellular carcinoma using apparent diffusion coefficient and diffusion kurtosis indices: preliminary experience in fresh liver explants[J]. Magn Reson Imaging,2012,30(10):1534-1540.
- [23] Tamura C, Shinmoto H, Soga S, et al. Diffusion kurtosis imaging study of prostate cancer:preliminary findings[J]. JMRI, 2014, 40 (3):723-729.
- [24] Suo S, Chen X, Ji X, et al. Investigation of the non-Gaussian water diffusion properties in bladder cancer using diffusion kurtosis imaging: a preliminary study[J]. J Comput Assist Tomogr, 2015, 39(2):281-285.

(收稿日期:2016-04-04 修回日期:2016-06-17)