

IVIM-MRI 在评估透明细胞肾细胞癌病理分级中的价值

康钦钦, 边云, 田冰, 李晶, 刘芳, 郝强, 陆建平

【摘要】 目的:探讨体素内不相干运动扩散加权成像(IVIM-DWI)在评估透明细胞肾细胞癌(CCRCC)病理分级中的价值,分析其相关参数与微血管密度(MVD)的相关性。**方法:**对经病理证实的 82 例 CCRCC 患者(I 级 14 例,II 级 47 例,III 级 15 例,IV 级 6 例)行 IVIM-DWI 检查,I 级+II 级归为低级别组($n=61$),III+IV 级归为高级别组($n=21$)。IVIM-DWI 检查设定 9 个 b 值(0、20、50、100、200、400、600、800、1000 s/mm²)。通过 DWI 双指数模型获得不同病理分级 CCRCC 的单纯组织扩散系数(D)、假性扩散系数(D*)和灌注分数(f)值。采用 CD34 免疫组化进行 MVD 值的测量。采用 Mann-Whitney U 检验比较高、低级别肿瘤 IVIM-DWI 参数的差异,采用 ROC 曲线分析各参数值的诊断效能并确定诊断阈值。低级别和高级别 CCRCC 的 IVIM-DWI 各参数、MVD 值及病理分级之间的相关性通过 Spearman 等级相关进行分析。**结果:**高、低级别 CCRCC 的 D* 值分别为(51.1 ± 7.6)、(944.3 ± 9.5)mm²/s ($P=0.007$),D 值分别为(1.2 ± 0.3)、(1.3 ± 0.3)mm²/s ($P=0.015$),MVD 值分别为(81.5 ± 8.8)、(67.5 ± 12.8),差异均有统计学意义($P<0.05$)。D*、D 及 MVD 值均与病理分级相关,D* 值与病理分级呈正相关($r=0.346, P<0.05$),D 值呈负相关($r=-0.315, P<0.05$),MVD 值呈正相关性($r=0.617, P>0.05$)。D、D* 值对于鉴别高、低级别 CCRC 的 ROC 曲线下面积均为 0.7。D、D* 值的诊断阈值分别为 1.2 mm²/s、44.4 mm²/s,敏感度分别为 70.0%、60.7%,特异度分别为 70%、90%。D* 及 D 值均与 MVD 存在相关性,MVD 与 D* 值呈正相关($r=0.585, P<0.05$),与 D 值呈负相关($r=-0.337, P<0.05$)。**结论:**IVIM-DWI 可提供 CCRCC 病理分级的相关信息,可用于微血管密度的无创评估。

【关键词】 体素内不相干运动;扩散加权成像;微血管密度;透明细胞肾细胞癌;肾肿瘤;病理分级;磁共振成像

【中图分类号】 R737.11; R445.2 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2022)02-0207-07

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2022.02.012

开放科学(资源服务)标识码(OSID):



Value of intravoxel incoherent motion in evaluating the pathological grade of clear cell renal cell carcinoma KANG Qin-qin, BIAN Yun, TIAN Bing, et al. Department of Radiology, Changhai Hospital, the Navy Military Medical University, Shanghai 200433, China

【Abstract】 Objective: To investigate the value of intravoxel incoherent motion-diffusion weighted imaging (IVIM-DWI) in evaluating the pathological grading of clear cell renal cell carcinoma (CCRCC), and the correlation between its parameters and microvessel density (MVD). **Methods:** A total of 82 patients who underwent IVIM-DWI examination with surgical pathology-proven CCRCC were included (14 cases of grade I, 47 cases of grade II, 15 cases of grade III, and 6 cases of grade IV). Grade I and II were classified as low-grade group ($n=61$), and grade III and IV were classified as high-grade group ($n=21$). IVIM-DWI was performed with 9 b-values (0, 20, 50, 100, 200, 400, 600, 800 and 1000 s/mm²). True diffusivity (D), pseudo-diffusion coefficient (D*) and perfusion fraction (f) of CCRCC with different pathological grades were calculated by the bi-exponential DWI. MVD was measured by CD34 immunohistochemistry staining. Mann-Whitney U test was used to compare the difference of IVIM-DWI parameters between high-grade group and low-grade group. Spearman rank correlation was used to assess the correlation between IVIM-DWI parameters, MVD and pathological grading of low-grade and high-grade CCRCC. The diagnostic efficacy of each parameter and the diagnostic

作者单位: 200433 上海, 海军军医大学第一附属医院影像医学科

作者简介: 康钦钦(1988-), 女, 山东聊城人, 硕士, 主治医师, 主要从事腹部影像诊断工作。

通讯作者: 陆建平, Email: cjr.lujianping@vip.163.com

threshold were analyzed using receiver operating characteristic (ROC) curve. **Results:** The D^* values, D values and MVD values of high- and low-grade CCRCC were significant difference (51.1 ± 7.6 vs 944.3 ± 9.5 , $P=0.007$), (1.2 ± 0.3 vs 1.3 ± 0.3 , $P=0.015$), and (81.5 ± 8.8 vs 67.5 ± 12.8), respectively ($P<0.05$). D^* , D and MVD had correlation with pathological grade of CCRCC. D^* value was positively correlated with pathological grading ($r=0.346$, $P<0.05$), D value was negatively correlated ($r=-0.315$, $P<0.05$) and MVD was positively correlated ($r=0.617$, $P>0.05$). Both D^* and D had correlation with MVD. MVD was positively correlated with D^* value ($r=0.585$, $P<0.05$), but negatively correlated with D value ($r=-0.337$, $P<0.05$). The areas under the ROC curve of D and D^* for identifying high- and low-grade were both 0.7. When the diagnostic thresholds of D and D^* were $1.2 \text{ mm}^2/\text{s}$ and $44.4 \text{ mm}^2/\text{s}$, respectively, the sensitivity was 70.0% and 60.7%, respectively, and the specificity was 70% and 90%, respectively. **Conclusion:** IVIM-DWI can provide relevant information of pathological grade of CCRCC, and can be used for noninvasive assessment of MVD.

【Key words】 Intravoxel incoherent motion; Diffusion weighted imaging; Microvessel density; Clear cell renal cell carcinoma; Kidney tumor; Pathological grade; Magnetic resonance imaging

透明细胞肾细胞癌(clear cell renal cell carcinoma, CCRCC) 占所有肾细胞癌亚型的近 90%, 是预后最差、转移潜能最高的一种亚型。WHO-ISUP 病理分级系统是 CCRCC 患者独立的预后预测因素之一^[1-3]。术前肾肿瘤穿刺活检术对病理分级的诊断符合率仅 46%~64%^[4-6]。对于老年人和偶然发现的局限于肾脏的小肿瘤, 积极主动监测治疗方式在临床越来越受到推荐^[7,8], 故寻找一种能够术前预测肿瘤病理分级的影像学方法有助于指导临床的治疗计划和预后评估。体素内不相干运动扩散加权成像(intra voxel incoherent motion diffusion weighted imaging, IVIM-DWI) 所获得的表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC) 值不仅能反映水分子的随机扩散运动, 还可体现毛细血管网内的微循环灌注情况^[9-11]。本研究通过比较 IVIM-DWI 相关参数在不同病理分级 CCRCC 中的差异, 并且寻找这些参数与肿瘤微血管密度(microvascular density, MVD) 的相关性, 旨在评估 IVIM-DWI 术前预测 CCRCC 病理分级的价值。

材料与方法

1. 病例资料

本研究为前瞻性研究, 全部病例均经手术切除及病理证实。对 2013 年 1 月—2019 年 12 月间行超声或 CT 平扫检查怀疑肾占位拟行肾脏切除术的 133 例患者行 IVIM-DWI 检查, 此阶段患者的纳入标准如下: ①原发性肾占位性病变且未接受过任何治疗; ②MRI 检查后 1 个月内行肾脏手术治疗; ③所有受检者均无对比剂过敏病史、肝肾功能不全、肾脏血管性病变或其他泌尿系相关疾病。133 例患者中包括 109 例透明细胞肾细胞癌和 24 例非透明细胞肾细胞癌。初始

队列研究的排除标准如下: ①术前扫描发现肺、骨或淋巴结转移者; ②组织病理学分级不明(病理分级为 II—III 级、I—II 级或 III—IV 级); ③图像质量不佳; ④免疫组化的肿瘤组织样本不足。在 109 例 CCRCC 患者的初始队列研究中, 有 27 例患者因上述排除标准被排除在外。最终的研究队列包括 82 例 CCRCC 患者, 患者的平均年龄为 52.2 岁(范围 26~79 岁), 其中男 62 例, 平均年龄 51.8 岁(范围 26~76 岁), 女 20 例, 平均年龄 54.7 岁(范围 36~79 岁)。根据 WHO-ISUP 分级结果将患者分为 4 组, 分别为 ISUP I 级组($n=14$)、ISUP II 级组($n=47$)、ISUP III 级组($n=15$)、ISUP IV 级组($n=6$)。由于各级肿瘤样本量较小, 笔者采用 Scelo 等^[12]推荐的方法, 采用合并法将分级分为两组, 分别为高级别组(I 级和 II 级, $n=61$)和低级别组(III 级和 IV 级, $n=21$)。本研究经医院伦理委员会批准, 所有患者均签署知情同意书。

2. 检查方法

MRI 检查采用 3.0T 超导型磁共振仪(Signa HDXt, GE Healthcare, USA)。嵌入式体部线圈用于信号的激发, 8 通道体部专用相控阵线圈用于信号的接收。受检者检查前禁食 6 h, 取仰卧位, 将 8 通道体部专用相控阵表面线圈置于受检者腹壁前方, 使其中心与脐和剑突连线的中点相一致, 对受检者进行呼吸训练以减少呼吸运动伪影。

扫描序列及扫描参数: ①轴面抑脂 FSE T_2 WI, TR 6316 ms, TE 72 ms, 视野 $360 \text{ mm} \times 360 \text{ mm} \sim 400 \text{ mm} \times 400 \text{ mm}$, 矩阵 320×192 , 层厚 5 mm, 层间距 1 mm, 翻转角 90° , NEX 2, 带宽 83.3 KHz。②自由呼吸触发肾脏 SS-EPI DWI, TR 6000 ms, TE 58.6 ms, 视野 $360 \text{ mm} \times 360 \text{ mm} \sim 400 \text{ mm} \times 400 \text{ mm}$, 矩阵 130×96 , 层厚 5 mm, 层间距 1 mm, 翻转角 90° ,

NEX 8,带宽 250 KHz,设定 9 个 b 值分别为 0、20、50、100、200、400、600、800、1000 s/mm²。

3. 图像处理与数据采集

本研究采用 IVIM 双指数模型来计算灌注分数 f、伪扩散系数 D* 和单纯扩散系数 D。双指数模型不仅可反映组织内水分子的扩散运动,还能体现组织的微血管灌注情况,随着 b 值的增大,IVIM-DWI 图像上组织信号的衰减会受到上述这两种因素的影响。双指数模型的计算公式为: $S/S_0 = (1 - f)\exp(-b \cdot D^*) + f \exp(-b \cdot D)$,其中 S 为不同 b 值(b>0)IVIM-DWI 图像的信号强度,S₀ 表示 b 值=0 时 IVIM-DWI 图像的信号强度,f 为灌注分数,代表局部微血管灌注情况所致的扩散占全部扩散效应的百分比。D 代表单纯扩散系数,反映局部组织水分子的真实扩散情况,单位为 mm²/s。D* 代表假性扩散系数,主要反映局部组织内与微血管灌注相关的扩散情况,单位为 mm²/s^[13]。

将所有患者的图像信息上传至 GE ADW 4.4 工作站,采用其自带的后处理软件进行图像处理分析。由两位具有 5~10 年 MRI 图像阅片经验的影像科医生在不知病理分级的情况下进行图像分析并取得一致意见,在获得的后处理图像上测量灌注分数(f)、假性扩散系数(D*)及单纯扩散系数(D)值。感兴趣区(region of interest,ROI)尽可能多的包括肿瘤的实性部分,尽量避开脂肪、囊变、出血坏死区域。为减少部分容积效应的影响,尽量将 ROI 靠近肿块的中心位置。当肿瘤实体部分信号不均匀时,在 2~3 个不同的信号区域勾画肿瘤实质的 ROI,并计算以上参数的平均值,ROI 面积为 0.25~0.50 cm²。

4. 标本的采集、处理及免疫组化染色

采用 4%的中性甲醛固定溶液对标本处理后进行石蜡包埋,切片厚度为 4 μm,首先进行常规 H-E 染色,采用 WHO-ISUP 核分级系统进行病理分级。分级应遵循最高原则,即当组织内肿瘤的核分级出现异质性时,应以最高分级为准,然后采用 Envision 法进行 CD34 免疫组化染色^[14]。

根据 Weidner 等^[15]报道的方法进行 MVD 的测量,即首先在低倍镜视野内(×100)选取组织内 MVD 最高的区域,然后转到高倍镜视野(×400)计算 5 个视野的微血管数目,取平均值作为微血管密度的测量值。微血管的判断标准:高倍镜下与背景完全不同的棕色或褐色的内皮细胞或内皮细胞丛均作为 1 个血管,另外只要结构不连,分支血管也可作为 1 个血管计数。

5. 统计学分析

利用 SPSS 20.0 软件进行统计学分析。计量资料以均数±标准差表示,采用 Mann-Whitney U 检验比

较低、高级别组间肿瘤 IVIM-DWI 参数的差异。采用受试者工作特征(receiver operating characteristic, ROC)曲线评估各参数值在鉴别诊断高级别与低级别组 CCRCC 中的效能并确定诊断阈值。低级别和高级别组 CCRCC 的 MVD 与 IVIM-DWI 各参数的相关性以及 IVIM-DWI 各参数与病理分级之间的相关性通过 Spearman 等级相关进行分析。以 P<0.05 为差异具有统计学意义。

结 果

不同病理分级 CCRCC 的 IVIM 相关参数值及 MVD 测量值见表 1。高级别与低级别组 CCRCC 的 D* 值分别为(51.1±7.6)、(44.3±9.5) mm²/s,D 值分别为(1.2±0.3)、(1.3±0.3) mm²/s,MVD 测量值分别为(81.5±8.8)、(67.5±12.8),差异均有统计学意义(P 值均<0.05)。灌注分数(f)在两组间差异无统计学意义(P>0.05,图 1)。

IVIM-DWI 参数、ISUP 分级及 MVD 的相关性分析结果见表 2。D*、D 及 MVD 值均与透明细胞癌的病理分级相关,其中 D* 值与病理分级呈正相关(r=0.346,P<0.05),D 值与病理分级呈负相关(r=-0.315,P<0.05)。MVD 值与病理分级呈显著正相关(r=0.617,P<0.05)。灌注分数与透明细胞癌的病理分级无明显相关性。D* 值及 D 值均与 MVD 存在相关性,其中 D* 值与 MVD 呈显著正相关(r=0.585,P<0.05),而 D 值与 MVD 呈负相关(r=-0.337,P<0.05,图 2~5)。

ROC 曲线分析结果显示,D 值、D* 值鉴别高、低级别 CCRCC 的 ROC 曲线下面积均为 0.7(图 6)。D 值、D* 值的诊断阈值分别为 1.2 mm²/s、44.4 mm²/s,敏感度分别为 70.0%、60.7%,特异度分别为 70%、90%。

表 1 不同 CCRCC 的 IVIM-DWI 各参数值及 MVD 值比较

参数	低级别组 (n=61)	高级别组 (n=21)	P 值
D* 值	44.3±9.5	51.1±7.6	0.007
D 值	1.3±0.3	1.2±0.3	0.015
f 值	35.3±6.6	34.0±5.8	0.169
MVD	67.5±12.8	81.5±8.8	0.000

表 2 IVIM-DWI 参数、ISUP 分级、MVD 之间的相关性分析

参数	ISUP 分级	MVD
D* 值	0.346 (0.001)	0.585 (0.000)
D 值	-0.315 (0.004)	-0.337 (0.002)
f 值	-0.071 (0.526)	0.008 (0.942)
MVD	0.617 (0.000)	

注:采用 Spearman 相关分析,数值为相关系数,括号内为 P 值

讨 论

本研究首先对 82 例 CCRCC 患者进行 IVIM-

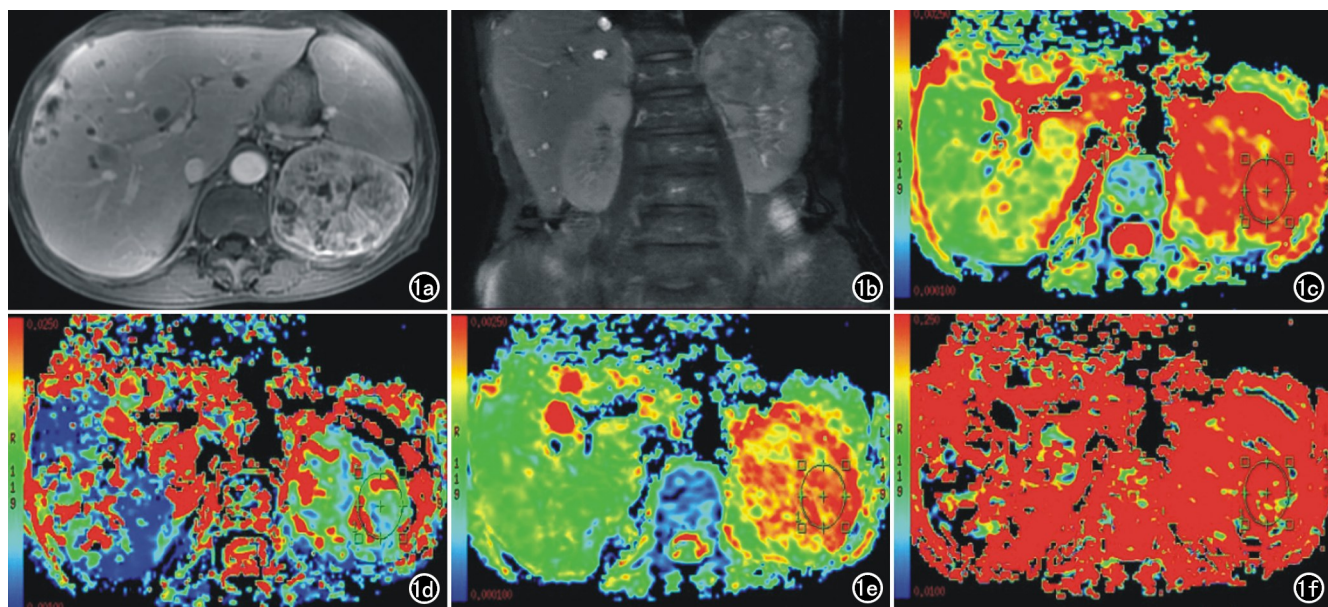


图1 CCRCC患者,女,65岁,WHO-ISUPⅢ级,体检发现左肾上极占位1周,近几日肉眼血尿间歇出现,时轻时重。a) T_2 WI图像;b)增强扫描实质期图像;c)单b值DWI图像;d)IVIM- D^* 图像,相应的 D^* 值为 $42.35\text{mm}^2/\text{s}$;e)D图,相应的D值为 $1.23\text{mm}^2/\text{s}$;f)f图,相应的f值为41.75%。

DWI研究,获得了能够反映肿瘤组织水分子扩散情况的参数即单纯扩散系数(D)、肿瘤组织内微循环血管灌注情况所导致的水分子扩散参数即假性扩散系数(D^*)以及反映肿瘤组织内微血管血流灌注情况的参数即灌注分数(f);然后对上述82例CCRCC患者的病理切片进行CD34免疫组化分析以量化肿瘤组织内MVD,以评估IVIM-DWI所获得的相关参数与不同级别透明细胞癌MVD的相关性。本研究结果显示 D^* 及D值在不同病理分级CCRCC中差异有统计学意义,且两者均与WHO-ISUP分级有一定相关性。通过免疫组化分析,本研究发现不同病理分级透明细胞癌的MVD差异有统计学意义,且与 D^* 值呈明显正相关,与D值呈负相关,与f值无明显相关性。

D、 D^* 值与病理分级:本研究结果显示, D^* 值在不同病理分级CCRCC中存在统计学差异,且与CCRCC分级呈正相关($P<0.05$)。以往诸多研究报道D、 D^* 值均与细胞密度相关,细胞密度越大,D和 D^* 值越小^[16,17]。然而,另有研究报道ADC值与细胞密度无明显相关性^[18]。本研究结果显示,不同病理分级CCRCC之间有明显的D和 D^* 值差异,高级别CCRCC的 D^* 值较低级别CCRCC高,而D值较低级别CCRCC略低。笔者分析其原因可能是肿瘤的病理分级越高,血供越丰富,血流微循环所致的 D^* 值越大,但高分级肿瘤组织的细胞粘度或细胞膜的屏障作用加强,从而使得组织内水分子的扩散运动受限,故D值减低^[19,20]。本研究结果显示,D和 D^* 值鉴别诊断高级别与低级别CCRCC的最佳阈值分别为

$1.2\text{mm}^2/\text{s}$ 和 $44.4\text{mm}^2/\text{s}$,诊断敏感度分别为70%、60%,特异度分别为90%、70%。

灌注分数与病理分级:本研究结果显示,f值与CCRCC的病理分级无明显相关性(相关系数 $r=-0.071$, $P=0.526$)。但也有研究发现f值与CCRCC分级呈明显相关性,这可能是由于高级别透明细胞癌血供更丰富,血容量较低级别透明细胞癌增加的缘故^[21]。由于90%以上的肾脏血容量存在于肾脏皮质内,肾皮质的平均灌注分数(f)值明显高于肾髓质^[22]。本研究得出两者无相关性结论的原因可能与高级别CCRCC的患者数量较少有关,未来还需要加大样本量行进一步研究。

D、 D^* 值与MVD:相关研究分析了基于单指数模型DWI所获得的ADC值与肿瘤组织内MVD之间的关系^[23],但其所使用的单指数模型只能反映水分子的总体扩散情况,并不能将血流灌注情况所导致的水分子扩散运动的差异表现出来。而根据Huuse等^[23]研究的双指数模型,可以更好地描述组织中信号的衰减程度与不断增加的b值之间的关系,并且能分别得到单纯反映水分子组织扩散率的参数和反映组织微循环灌注情况的定量IVIM参数。本研究结果显示, D^* 和D值均与肿瘤组织的MVD显著相关。此外,尽管恶性肿瘤的生物学行为类似,但相关研究发现 D^* 值和f值在不同器官组织肿瘤间存在明显差异^[24],笔者推测这种差异是由于血管灌注情况不同所导致的;本研究结果也证实了这一点,MVD与 D^* 值显著相关, D^* 值代表组织内毛细血管的微循环灌注情况,表明

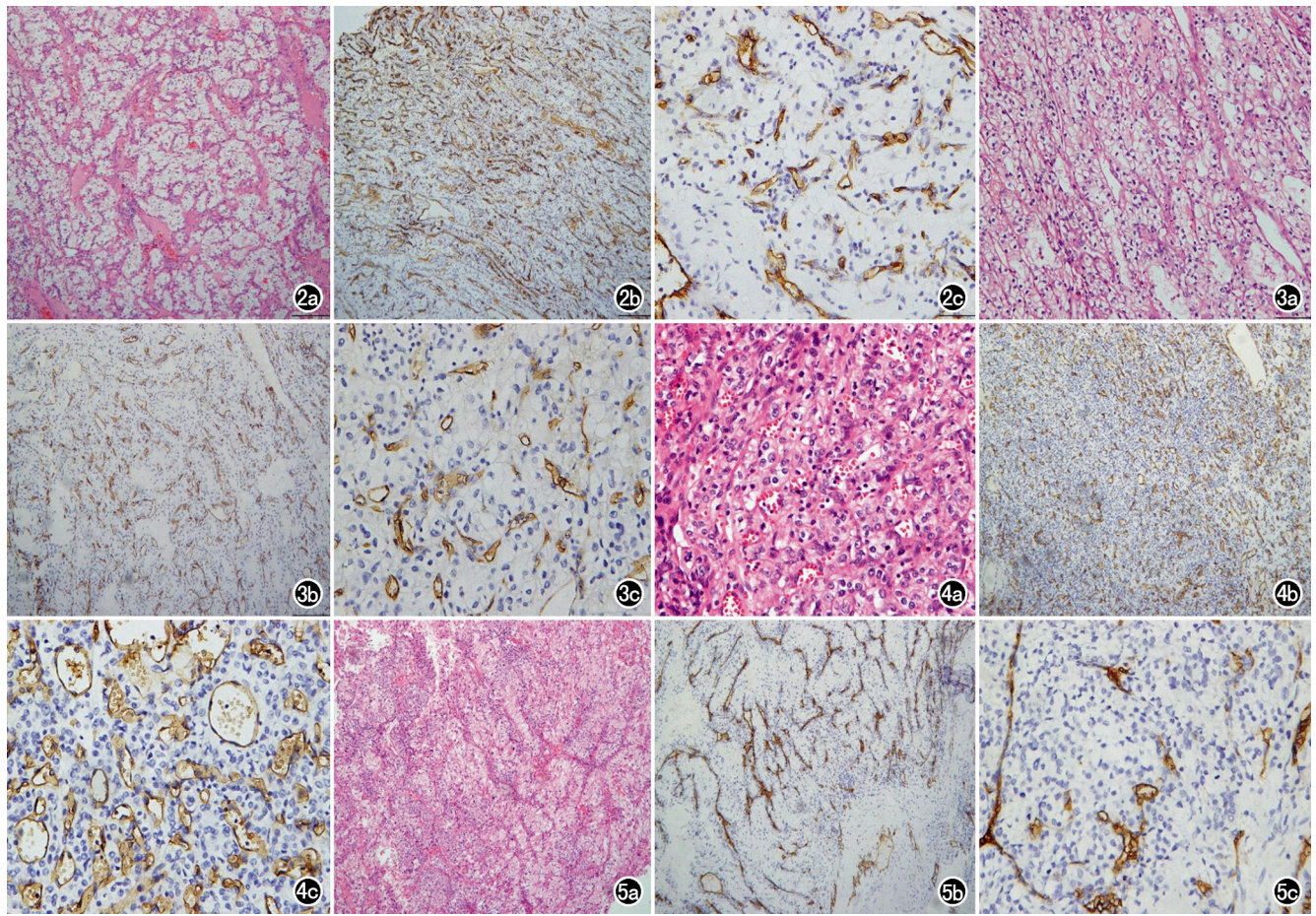


图 2 a)透明细胞肾细胞癌 WHO-ISUP I 级的 HE 染色图像;b)低倍镜视野($\times 100$)的 CD34 染色图像;c)高倍镜视野($\times 400$)的 CD34 染色图像。图 3 a)透明细胞肾细胞癌 WHO-ISUP II 级的 HE 染色图像;b)低倍镜视野($\times 100$)的 CD34 染色图像;c)高倍镜视野($\times 400$)的 CD34 染色图像。图 4 a)透明细胞肾细胞癌 WHO-ISUP III 级的 HE 染色图像;b)低倍镜视野($\times 100$)的 CD34 染色图像;c)高倍镜视野($\times 400$)的 CD34 染色图像。图 5 a)透明细胞肾细胞癌 WHO-ISUP IV 级的 HE 染色图像;b)低倍镜视野($\times 100$)的 CD34 染色图像;c)高倍镜视野($\times 400$)的 CD34 染色图像。

MVD 与肿瘤的血流灌注密切相关。

灌注分数与 MVD:本研究结果表明灌注分数(f)值与 MVD 值无明显相关性,反映了肿瘤组织的血容量与其微血管密度无明显相关性,肿瘤组织体积较大时,其微血管密度减低,但其血容量可能并不会低于低级别肿瘤。此外,在不同的组织器官恶性肿瘤中,D 值的差异性并不明显,这可能从侧面印证了恶性肿瘤的单纯水分子扩散特征可能是相似的。

MVD 与组织病理学分级:肿瘤的组织病理学分级目前是 CCRCC 预后模型中唯一的一种基于组织学的预后指标^[25]。MVD 可简单量化肿瘤组织的血管生成能力,CCRCC 的血供非常丰富,故肿瘤的 MVD 为透明细胞癌比较标志性的免疫组化指标。MVD 也是 CCRCC 不同病理分级的独立预测指标。既往研究表明,不同病理分级透明细胞癌 CT 增强模式的差异是由血管生成能力所导致,与肿瘤组织的 MVD 密切相

关^[26]。本研究结果显示,肿瘤组织的 MVD 与病理 Fuhrman 分级呈正相关,MVD 越高,Fuhrman 分级越高,这与之前的研究结果不同^[27]。原因可能是本研究将 Fuhrman III 及 IV 级患者归为高级别组且 Fuhrman IV 级的患者仅有 6 例,免疫组化结果显示 Fuhrman IV 级患者的 MVD 值最小,Fuhrman III 级的 MVD 较 II 级肿瘤略高,故导致 MVD 值与病理 Fuhrman 分级呈正相关的结果。在以后的研究中笔者还将扩大 I 级和 IV 级患者的样本量进行四种病理分级的研究。

另外有一些研究表明,利用不需外源性示踪剂的 MRI 技术,如动脉自旋标记成像(arterial spin labeling, ASL),也可用于肾脏肿瘤良恶性及不同病理分级的鉴别诊断,但 ASL 的扫描技术及对 MR 灌注参数的计算较 IVIM-DWI 更具挑战性^[26]。未来笔者可以将 ASL-DWI 联合扫描技术用于肾肿瘤的病理分级及良恶性的评估研究中,可能会进一步阐释肾脏肿瘤特

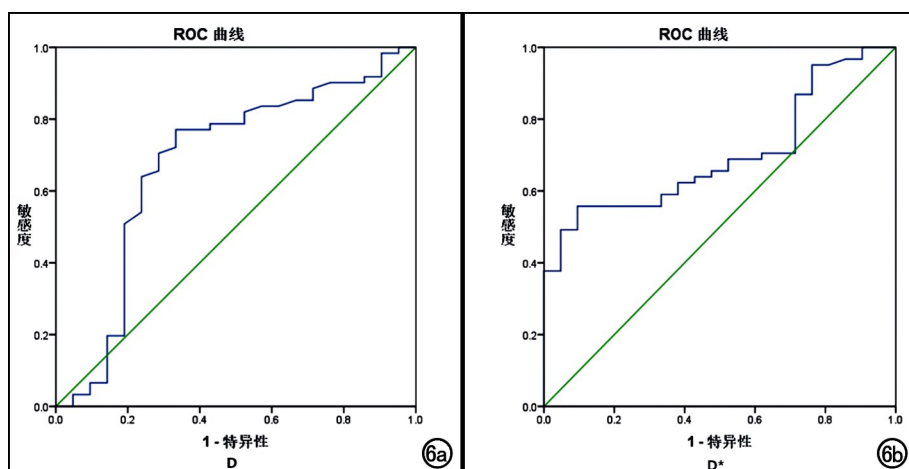


图 6 a)D 值鉴别诊断高、低级别 CCRCC 的 ROC 曲线;b)D* 值鉴别诊断高、低级别 CCRCC 的 ROC 曲线。

别是 CCRCC 的微环境。

本研究存在以下局限性:首先,本研究样本量较小,尤其 Fuhrman IV 级患者只有 6 例,主要是多数 IV 级 CCRCC 患者发现时已经发生转移或伴静脉癌栓,未来还需更大样本量的前瞻性研究来评估验证我们的初期结论。其次,虽然当肿瘤信号不均匀时,笔者选择 2~3 个实性部分区域进行 ROI 的勾画,取其平均值,但为了减少容积效应尽量将 ROI 放置于肿瘤的中心位置,导致获取的参数不能充分评估肿瘤组织的异质性。最后,本研究仅对肿瘤实性部分进行了 IVIM-DWI 分析,忽略了肿瘤的囊变坏死区域对 IVIM-DWI 参数的影响。故以后在对肾脏肿瘤定量影像特征的研究中还需将全肿瘤 ROI 技术纳入研究并进行分析比较。

综上所述,基于 IVIM-DWI 参数在不同病理分级 CCRCC 之间的差异及其与 MVD 的相关性,笔者认为 IVIM-DWI 可作为一种无创评估术前不同病理分级 CCRCC 的影像手段,达到术前评估预后的目的。DWI 成像速度快且不需要使用外源性对比剂,对于一部分合并有侵袭性基础疾病、适合随访的肾脏小肿瘤、老年人或肝肾功能不全患者具有良好的应用前景,可为临床随访或主动监测提供一种无创的影像方法。

参考文献:

- [1] Padala SA, Barsouk A, Thandra KC, et al. Epidemiology of renal cell carcinoma[J]. World J Oncol, 2020, 11(3): 79-87.
- [2] Gan CL, Dudani S, Heng D. Prognostic and predictive factors in metastatic renal cell carcinoma: current perspective and a look into the future[J]. Cancer J, 2020, 26(5): 365-375.
- [3] Parker WP, Cheville JC, Frank I, et al. Application of the stage, size, grade, and necrosis (SSIGN) score for clear cell renal cell carcinoma in contemporary patients[J]. Eur Urol, 2017, 71(4): 665-673.

- [4] 康钦钦, 田冰, 边云, 等. 基于影像特征对透明细胞肾细胞癌病理分级的预测研究[J]. 影像诊断与介入放射学, 2021, 30(2): 103-110.
- [5] Silverman SG, Israel GM, Trinh QD. Incompletely characterized incidental renal masses: emerging data support conservative management[J]. Radiology, 2015, 275(1): 28-42.
- [6] Coy H, Young JR, Douek ML, et al. Association of qualitative and quantitative imaging features on multiphase multidetector CT with tumor grade in clear cell renal cell carcinoma[J]. Abdom Radiol (NY), 2019, 44(1): 180-189.
- [7] Mattar K, Jewett MA. Watchful waiting for small renal masses[J]. Curr Urol Rep, 2008, 9(1): 22-25.
- [8] Jewett MA, Mattar K, Basiuk J, et al. Active surveillance of small renal masses: progression patterns of early stage kidney cancer[J]. Eur Urol, 2011, 60(1): 39-44.
- [9] Li YT, Cercueil JP, Yuan J, et al. Liver intravoxel incoherent motion (IVIM) magnetic resonance imaging: a comprehensive review of published data on normal values and applications for fibrosis and tumor evaluation[J]. Quant Imaging Med Surg, 2017, 7(1): 59-78.
- [10] Guui B, Petit JM, Capitan V, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging in nonalcoholic fatty liver disease: a 3.0T MR study[J]. Radiology, 2012, 265(1): 96-103.
- [11] Chevallier O, Zhou N, Cercueil JP, et al. Comparison of tri-exponential decay versus bi-exponential decay and full fitting versus segmented fitting for modeling liver intravoxel incoherent motion diffusion MRI[J]. NMR Biomed, 2019, 32(11): e4155.
- [12] Scelo G, Larose TL. Epidemiology and risk factors for kidney cancer[J]. J Clin Oncol, 2018, 36(36): JCO2018791905.
- [13] Znaor A, Lortet-Tieulent J, Laversanne M, et al. International variations and trends in renal cell carcinoma incidence and mortality[J]. Eur Urol, 2015, 67(3): 519-530.
- [14] Zhang YH, Yang Q, Cui W, et al. Correlation of microvascular density and clinicopathological factors in different subtypes of renal cell carcinoma[J]. Zhonghua Zhong Liu Za Zhi, 2010, 32(2): 117-122.
- [15] Weidner N. Chapter 14. Measuring intratumoral microvessel density[J]. Methods Enzymol, 2008, 444(3): 305-323.
- [16] Dodelzon K, Mussi TC, Babb JS, et al. Prediction of growth rate of solid renal masses: utility of MR imaging features-preliminary experience[J]. Radiology, 2012, 262(3): 884-893.
- [17] Yuan Q, Kapur P, Zhang Y, et al. Intratumor heterogeneity of perfusion and diffusion in clear-cell renal cell carcinoma: correlation with tumor cellularity[J]. Clin Genitourin Cancer, 2016, 14(6): e585-e594.
- [18] Sadeghi N, Haene N, Decaestecker C, et al. Apparent diffusion coefficient and cerebral blood volume in brain gliomas: relation to tumor cell density and tumor microvessel density based on stereotactic biopsies[J]. AJNR Am J Neuroradiol, 2008, 29(3): 476-

- 482.
- [19] Nativ O, Sabo E, Reiss A, et al. Clinical significance of tumor angiogenesis in patients with localized renal cell carcinoma[J]. Urology, 1998, 51(5): 693-696.
- [20] MacLennan GT, Bostwick DG. Microvessel density in renal cell carcinoma: lack of prognostic significance[J]. Urology, 1995, 46(1): 27-30.
- [21] Taouli B, Thakur RK, Mannelli L, et al. Renal lesions: characterization with diffusion-weighted imaging versus contrast-enhanced MR imaging[J]. Radiology, 2009, 251(2): 398-407.
- [22] Oto A, Yang C, Kayhan A, et al. Diffusion-weighted and dynamic contrast-enhanced MRI of prostate cancer: correlation of quantitative MR parameters with Gleason score and tumor angiogenesis[J]. AJR Am J Roentgenol, 2011, 197(6): 1382-1390.
- [23] Huuse EM, Moestue SA, Lindholm EM, et al. In vivo MRI and histopathological assessment of tumor microenvironment in luminal-like and basal-like breast cancer xenografts[J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 35(5): 1098-1107.
- [24] Ding Y, Tan Q, Mao W, et al. Differentiating between malignant and benign renal tumors: do IVIM and diffusion kurtosis imaging perform better than DWI[J]. Eur Radiol, 2019, 29(12): 6930-6939.
- [25] Ouyang AM, Wei ZL, Su XY, et al. Relative computed tomography (CT) enhancement value for the assessment of microvascular architecture in renal cell carcinoma[J]. Med Sci Monit, 2017, 23(7): 3706-3714.
- [26] Garcia-Figueiras R, Padhani AR, Beer AJ, et al. Imaging of tumor angiogenesis for radiologists—Part 1: biological and technical basis[J]. Curr Probl Diagn Radiol, 2015, 44(5): 407-424.
- [27] Cioca A, Muntean D, Bungardean C. CD105 as a tool for assessing microvessel density in renal cell carcinoma[J]. Indian J Pathol Microbiol, 2019, 62(2): 239-243.

(收稿日期: 2021-03-15 修回日期: 2021-06-09)

欢迎订阅 2022 年《放射学实践》

《放射学实践》是由国家教育部主管, 华中科技大学同济医学院主办, 与德国合办的全国性影像学期刊, 创刊至今已 37 周年。遵照同行评议、价值导向、等效应用原则, 国内各大学会、协会、组织机构通过科技工作者推荐、专家评议、结果公示等规定程序, 《放射学实践》杂志入选中国科协发布 10 大领域《我国高质量科技期刊分级目录》业内认可的较高水平期刊。《放射学实践》杂志再次入选 2020 年版北京大学和北京高校图书馆期刊工作研究会共同主持的国家社会科学基金项目“学术期刊评价及文献计量学研究”研究成果——《中国核心期刊要目总览》。

本刊坚持服务广大医学影像医务人员的办刊方向, 关注国内外影像医学的新进展、新动态, 全面介绍 X 线、CT、磁共振、介入放射及放射治疗、超声诊断、核医学、影像技术学等医学影像方面的新知识、新成果, 受到广大影像医师的普遍喜爱。

本刊为中国科学引文数据库(CSCD)核心库来源期刊、《中文核心期刊要目总览》收录期刊、中国科技核心期刊、中国高质量科技期刊分级目录临床医学领域医学影像学期刊, 并在中国学术期刊分区中位列 Q1 区。

主要栏目: 论著、继续教育园地、专家荐稿、研究生展版、图文讲座、本刊特稿、实验研究、传染病影像学、影像技术学、外刊摘要、学术动态、请您诊断、病例报道、知名产品介绍、信息窗等。

本刊为月刊, 每册 25 元, 全年定价 300 元。

国内统一刊号: ISSN 1000-0313/CN 42-1208/R 邮政代号: 38-122

电话: (027) 69378385

E-mail: fsxsjzz@163.com 网址: <http://www.fsxsj.net>

编辑部地址: 430199 武汉市蔡甸区中法新城同济医院专家社区别墅 C 栋