

## ❖ 实验研究

## Comparative analysis between 3.0T RESOLVE-DWI and SS-EPI DWI in rats with brain glioma

BAI Yan<sup>1</sup>, JIANG Xingyue<sup>1\*</sup>, ZHANG Jie<sup>1</sup>, SHI Qinglei<sup>2</sup>,  
NIE Taiming<sup>1</sup>, YANG Mingrui<sup>1</sup>, ZHENG Lei<sup>1</sup>

(1. Department of Radiology, Binzhou Medical University Hospital, Binzhou 256603, China;

2. China Healthcare Sector MR Business Group of Siemens Ltd, Beijing 100102, China)

**[Abstract]** **Objective** To explore the applicative value of readout segmentation of long variable echo-trains DWI (RESOLVE-DWI) in rats with brain glioma. **Methods** Twenty Wistar rats were collected to establish C6 glioma model. Conventional MRI, RESOLVE-DWI, and single-shot echo planer imaging (SS-EPI) DWI were performed. SNR, CNR and ADC value of SS-EPI DWI and RESOLVE-DWI were calculated, and the distortion of the images were evaluated. Statistical analysis was carried out. **Results** The anatomical structure of RESOLVE-DWI was displayed regular, and it was more close to the real brain structure. SNR and CNR of RESOLVE-DWI were higher than those of SS-EPI DWI ( $P < 0.05$ ). The subjective score of RESOLVE-DWI was obviously higher than that of SS-EPI DWI ( $P < 0.05$ ). ADC values of tumor and contralateral normal brain tissue between RESOLVE-DWI and SS-EPI DWI had no statistical difference (both  $P > 0.05$ ). ADC values of tumor were higher than those of contralateral normal brain tissue in both of RESOLVE-DWI and SS-EPI DWI (both  $P < 0.05$ ). **Conclusion** RESOLVE-DWI can provide DWI and ADC images which meet the needs of clinical diagnosis, and image quality is higher than that of SS-EPI DWI.

**[Key words]** Glioma; Diffusion magnetic resonance imaging; Animal experimentation

DOI:10.13929/j.1003-3289.2016.09.003

## 3.0T RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 在大鼠颅脑成像中的对比分析

白岩<sup>1</sup>, 姜兴岳<sup>1\*</sup>, 张洁<sup>1</sup>, 石清磊<sup>2</sup>, 聂泰明<sup>1</sup>, 杨明瑞<sup>1</sup>, 郑蕾<sup>1</sup>

(1. 滨州医学院附属医院影像科, 山东 滨州 256603; 2. 西门子(中国)有限公司磁共振产品事业部, 北京 100102)

**[摘要]** **目的** 探讨高分辨率扩散加权成像(RESOLVE-DWI)在大鼠颅脑胶质瘤成像中的应用价值。**方法** 选取 20 只 Wistar 大鼠建立 C6 胶质瘤模型, 并进行常规 MRI、单次激发平面回波成像(SS-EPI) DWI 及 RESOLVE-DWI 序列扫描。分别计算 SS-EPI DWI 和 RESOLVE-DWI 图像的 SNR、CNR 及 ADC 值, 评价图像畸变程度, 对图像质量进行主观评分, 并进行统计学分析。**结果** RESOLVE-DWI 解剖结构显示规则, 颅脑结构轮廓更加接近真实颅脑结构。RESOLVE-DWI 图像的 SNR 及 CNR 均明显高于 SS-EPI DWI ( $P$  均  $< 0.05$ )。RESOLVE-DWI 图像评分高于 SS-EPI DWI ( $P < 0.05$ )。RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 图像肿瘤中心区和对侧正常脑组织 ADC 值差异均无统计学意义 ( $P$  均  $> 0.05$ )。RESOLVE-DWI 和 SS-EPI DWI 图像中肿瘤中心区 ADC 值均明显高于对侧正常脑组织 ( $P$  均  $> 0.05$ )。**结论** RESOLVE-DWI 可提供满足临床诊断需求的 DWI 及 ADC 图像, 较 SS-EPI DWI 图像质量明显提高。

**[基金项目]** 山东省自然科学基金(ZR2011HL038)。

**[第一作者]** 白岩(1990—), 男, 山东聊城人, 在读硕士。研究方向: 中枢神经系统诊断。E-mail: baiyansx@163.com

**[通信作者]** 姜兴岳, 滨州医学院附属医院影像科, 256603。E-mail: xyjiang188@sina.com

**[收稿日期]** 2015-12-21 **[修回日期]** 2016-05-11

[关键词] 胶质瘤;扩散磁共振成像;动物实验

[中图分类号] R-332; R445.2 [文献标识码] A [文章编号] 1003-3289(2016)09-1325-05

DWI 是一种无创性反映生物体内水分子扩散运动的 MR 成像技术,在检测肿瘤生物学早期改变、肿瘤定性、定量分析及疗效评估方面可提供较多信息。目前常规 DWI 采用单次激发平面回波成像(single-shot echo planer imaging, SS-EPI),该序列由于回波间隙较大、回波之间信号衰减明显,因此 SNR 较低,易产生磁敏感伪影,影响病变的诊断,尤其 FOV 较小时图像质量受影响更加明显<sup>[1]</sup>。由于高分辨率扩散加权成像(readout segmentation of long variable echo-trains DWI, RESOLVE-DWI)在读出方向上采用分段 k 空间采集技术,缩短了回波间隙和衰减,因此图像 SNR 明显提高,且图像畸变降低,同时由于高分辨率采集技术的应用而进一步降低部分容积效应及 T2\* 穿透效应<sup>[2]</sup>。本研究比较 RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 两种成像技术对大鼠颅脑胶质瘤图像质量及肿瘤组织 ADC 值的影响,探讨 RESOLVE-DWI 的应用价值。

## 1 材料与方法

1.1 C6 细胞培养及接种前准备 将 C6 细胞培养于含 10% 胎牛血清及 1% 双链霉素的 DMEM 培养基中,当细胞密度  $\geq 90\%$  时加入 DMEM,采用吸管吹打细胞制成悬浊液,离心、弃液,加入 DMEM 调至细胞浓度为  $1 \times 10^6$  个/微升,置于 4℃ 冰箱内待接种。

1.2 大鼠胶质瘤模型的建立 选用 Wistar 雄性大鼠 20 只,体质量 250~300 g,鼠龄 2 月余,接种前 12 h 停饲。采用 4% 水合氯醛(1 ml/100 g 体质量)腹腔注射麻醉,剪去头部毛发,俯卧位保定于立体定位仪。采用碘伏消毒,切开头皮,剔除骨膜,充分暴露颅骨。于前凶点前 1 mm,向右旁开 3 mm,采用高速颅骨骨钻开窗。将微量注射器的针尖调节至触及硬脑膜,进针 6 mm 后上提 1 mm,向大脑内缓慢注射 15  $\mu$ l 细胞重悬液,注射时间 15 min,停针 10 min,拔针并用骨蜡封颅,生理盐水冲洗手术野,缝合头皮,单笼饲养(温度 22℃,湿度 40%)。

1.3 MR 检查 大鼠接种后第 2 周经腹腔注射 4% 水合氯醛(1 ml/100 g 体质量)麻醉后,取俯卧位行头部 MR 检查。采用 Siemens Magnetom Skyra 3.0T MR 扫描仪,大鼠专用线圈(上海辰光医疗科技股份有限公司)。常规 MR 序列包括轴位 T1WI、T2WI 及冠状位 T2WI;扫描参数:T1WI,TR 2 450 ms,TE 13 ms,层厚 2 mm,层间距 1 mm,FOV 70 mm,NEX 4;T2WI,

TR 4 000 ms,TE 99 ms,层厚 2 mm,层间距 1 mm,FOV 70 mm,NEX 3。轴位 RESOLVE-DWI 及 SS-EPI DWI 与常规 T1WI 轴位图像层面位置及层数、层厚、层间距保持一致;扫描参数:RESOLVE-DWI,TR 6 500 ms,TE 58 ms,b 值为 0、1 000 s/mm<sup>2</sup>,矩阵 60×70,FOV 70 mm,NEX 1,扫描时间 231 s;SS-EPI DWI,TR 4 100 ms,TE 111 ms,b 值为 0、1 000 s/mm<sup>2</sup>,矩阵 60×70,FOV 70 mm,NEX 12,扫描时间 166 s。经尾静脉注射 0.2 mmol/kg 体质量 Gd-DTPA,行 T1WI 增强扫描,TR 6.33 ms,TE 2.68 ms,FOV 65 mm,层厚 2 mm,层间距 1 mm。

## 1.4 图像分析

1.4.1 客观评价 将 RESOLVE-DWI 和 SS-EPI DWI 图像传至 Siemens Syngo MMWP 后处理工作站,分别于肿瘤区域及对侧正常脑组织手动选取 ROI,大小约 0.02 cm<sup>2</sup>,分别测量信号强度(signal intensity, SI)。每只大鼠测量 3 次,取其平均值。计算 SNR 和 CNR,计算公式:SNR = SI<sub>ROI</sub>/SD<sub>background</sub>,CNR = (SI<sub>ROI</sub> - SI<sub>cb</sub>)/SD<sub>background</sub>,其中 SI<sub>ROI</sub> 是 b=1 000 s/mm<sup>2</sup> 的 DWI 图像中肿瘤实质区的信号强度,SI<sub>cb</sub> 是对侧正常脑实质的信号强度,SD<sub>background</sub> 是相应层面图像背景 SI 的标准差(standard deviation, SD)。

图像的畸变程度由 b=0 时 DWI 图像及 T1WI 解剖图在相位编码方向解剖结构偏移大小表示。于 b=0 的 DWI 图像手动勾画脑组织轮廓,再将该轮廓复制到 T1WI 解剖图像,在相位编码方向上分别测量左侧新皮层、右侧新皮层、下丘脑、左侧梨状皮层及右侧梨状皮层 5 个部位中两种图像边缘间的距离(distortion distance, DD;DD<sub>1</sub>~DD<sub>5</sub>)。

1.4.2 主观评分 由 2 名具有 10 年以上神经影像诊断工作经验的副主任医师对图像进行主观评分,评分标准:4 分,图像清晰、无模糊、无变形,整体质量佳;3 分,图像清晰度、模糊及变形有 1 项欠佳,整体质量良好;2 分,图像清晰度、模糊及变形有 2 项欠佳,整体质量欠佳;1 分,图像清晰度、模糊及变形有 2 项以上欠佳,整体质量差。

1.5 病理检查 对所有大鼠均于 MR 检查完成后,断头取脑,4% 多聚甲醛浸泡固定 24 h,石蜡包埋,以 5  $\mu$ m 层厚连续切片,进行 HE 染色,采用 Olympus 倒置显微镜进行观察。

1.6 统计学分析 采用 SPSS 19.0 统计分析软件, 计量资料以  $\bar{x} \pm s$  表示。先行正态分布和方差齐性检验, 再采用配对  $t$  检验进行比较; 图像质量主观评分比较采用 Wilcoxon signed rank 检验; 2 名医师评分的一致性分析采用 Kappa 检验。  $P < 0.05$  为差异有统计学意义。

2 结果

接种 2 周后右侧尾状核可见椭圆形长 T1 长 T2 异常信号, 增强检查呈明显强化。病理组织切片可见肿瘤细胞, 提示肿瘤模型建立成功(图 1)。

RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 图像客观指标比较见表 1。 RESOLVE-DWI 图像的 SNR 及 CNR 均明显高于 SS-EPI DWI ( $P$  均  $> 0.05$ )。 RESOLVE-DWI 图像  $DD_1 \sim DD_5$  均明显小于 SS-EPI DWI ( $P$  均  $< 0.05$ ), RESOLVE-DWI 解剖结构显示规则, 颅脑

结构轮廓更加接近真实颅脑结构(图 2~4)。

2 名医师主观评分具有较高一致性 ( $Kappa = 0.87, P < 0.05$ )。 20 只大鼠的 RESOLVE-DWI 序列图像中 12 只为 4 分, 8 只为 3 分, 平均  $(3.60 \pm 0.50)$  分; SS-EPI DWI 图像中有 2 只为 3 分, 10 只为 2 分, 8 只为 1 分, 平均  $(1.70 \pm 0.65)$  分; RESOLVE-DWI 图像评分明显高于 SS-EPI DWI [ $(3.60 \pm 0.50)$  分 vs  $(1.70 \pm 0.65)$  分,  $P < 0.05$ ]。

RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 图像肿瘤中心区 ADC 值 [ $(1\ 000.37 \pm 122.68) \text{ mm}^2/\text{s}$  vs  $(1\ 022.62 \pm 230.47) \text{ mm}^2/\text{s}$ ] 和对侧正常脑组织的 ADC 值 [ $(694.42 \pm 31.40) \text{ mm}^2/\text{s}$  vs  $(710.93 \pm 62.59) \text{ mm}^2/\text{s}$ ] 差异均无统计学意义 ( $P$  均  $> 0.05$ )。 RESOLVE-DWI 和 SS-EPI DWI 图像中肿瘤中心区 ADC 值均明显高于对侧正常脑组织 ( $P$  均  $< 0.05$ )。

表 1 RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 图像客观指标比较 ( $\bar{x} \pm s, n=20$ )

序列	SNR	CNR	DD <sub>1</sub> (cm)	DD <sub>2</sub> (cm)	DD <sub>3</sub> (cm)	DD <sub>4</sub> (cm)	DD <sub>5</sub> (cm)
RESOLVE-DWI	68.16 ± 9.11	23.34 ± 4.78	0.01 ± 0.04	0.03 ± 0.04	-0.06 ± 0.05	0.16 ± 0.06	0.09 ± 0.04
SS-EPI DWI	32.84 ± 5.25	12.87 ± 3.54	0.09 ± 0.11	0.14 ± 0.13	-0.24 ± 0.11	0.43 ± 0.18	0.31 ± 0.17
$t$ 值	10.67	5.881	-3.137	-3.501	5.706	-6.509	-5.203
$P$ 值	<0.001	<0.05	<0.05	<0.05	<0.001	<0.001	<0.001

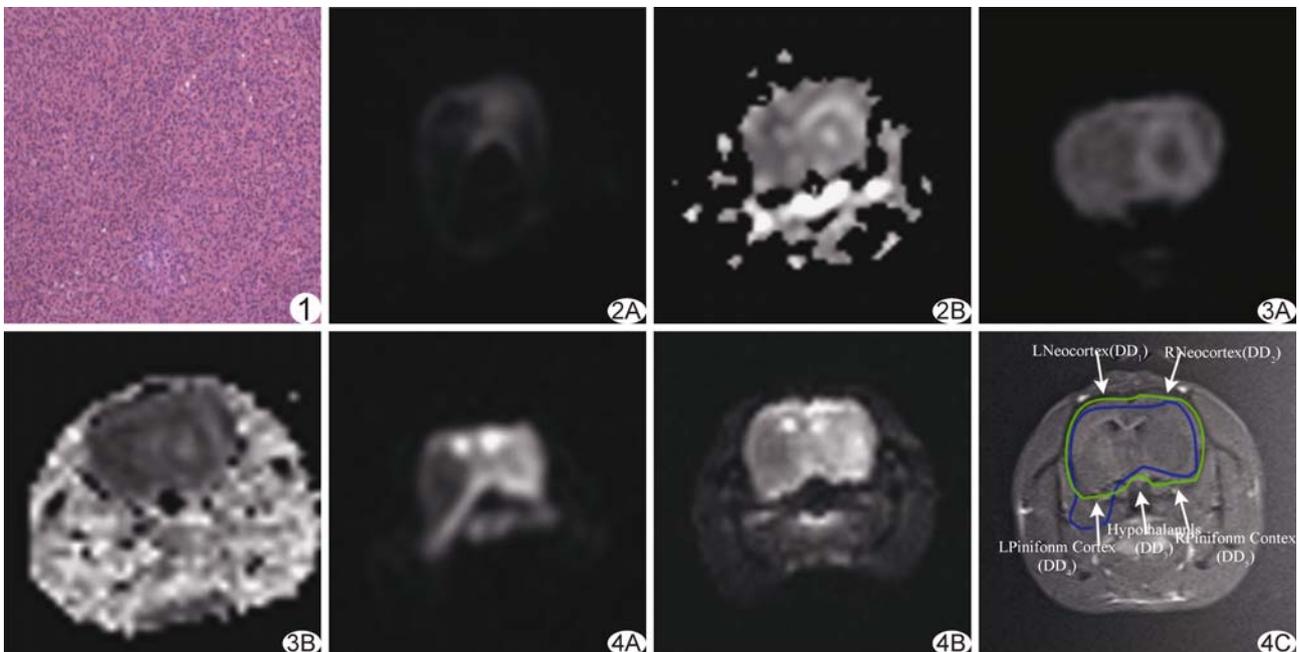


图 1 C6 胶质瘤病理图(HE, ×20) 图 2 SS-EPI 序列图像 A. DWI 图; B. ADC 图 图 3 RESOLVE-DWI 序列图像 A. DWI 图; B. ADC 图 图 4 RESOLVE-DWI 序列与 SS-EPI 序列畸变程度对比 A.  $b=0$  时 SS-EPI DWI 图像; B.  $b=0$  时 RESOLVE-DWI 图像; C. T1WI 图像 (绿线示 RESOLVE-DWI 图像中颅脑轮廓, 蓝线示 SS-EPI DWI 图像中颅脑轮廓; L Neocortex: 左侧新皮层; R Neocortex: 右侧新皮层; Hypothalamus: 下丘脑; L Piriform cortex: 左侧梨状皮层; R Piriform cortex: 右侧梨状皮层)

### 3 讨论

DWI 是一种可反映活体内水分子扩散运动信息的无创检查技术, 目前已成为颅脑、肝脏及前列腺等的临床常规扫描序列<sup>[3]</sup>, 同时其在评估肿瘤放、化疗的早期疗效中也具有重要作用<sup>[4-5]</sup>。SS-EPI DWI 是目前最常用的扩散加权序列, 但由于相位编码方向上 k 空间数据采样耗时较长, 故存在以下缺陷<sup>[5]</sup>: ①磁敏感伪影, 由于 SS-EPI 在采集信号时需要梯度快速连续反转进行信号采集, 因此易受磁场不均匀的影响导致氢质子失相位, 使得重建后的图像出现磁敏感伪影; ②畸变, 其产生的信号在 k 空间填充是一种迂回轨迹, 在读出方向上获得 k 空间数据线时间非常短, 但在相位编码方向上采集时间较长, 由于读出过程中相位误差的积累, 导致相位编码方向上的几何变形; ③ T2\* 穿透效应, 由于读出过程数据采样间隔时间较长导致信号产生较长的 T2\*, 从而造成 T2\* 穿透效应; ④较长的回波时间导致 SNR 降低。

相对于 SS-EPI DWI 成像, RESOLVE-DWI 在入脑、肾脏及前列腺等不同部位的图像质量均明显提高<sup>[6-8]</sup>; 但其应用于大鼠颅脑的实验研究较罕见。因鼠脑体积结构较小, 3.0T MR 采集信号相对较困难, SS-EPI DWI 更易引起图像畸形、磁敏感伪影及 SNR 较低等缺点, 尤其右侧尾状核肿瘤区因位于磁敏感性差异较大的区域, 局部肿瘤结构显示欠佳。

本研究中 RESOLVE-DWI 图像评分明显高于 SS-EPI DWI ( $P < 0.05$ ), RESOLVE-DWI 图像的 SNR 及 CNR 均明显高于 SS-EPI DWI ( $P$  均  $< 0.05$ ), RESOLVE-DWI 图像 DD<sub>1</sub> ~ DD<sub>5</sub> 均明显小于 SS-EPI DWI ( $P$  均  $< 0.05$ ), 提示 RESOLVE-DWI 的图像质量明显高于 RESOLVE-DWI, 其原因为: ① RESOLVE-DWI 因采用读出方向上的分段 EPI 扫描的间隔扫描方式<sup>[9]</sup>, 使得回波间隙明显缩小, 回波间采集时间缩短, 从而减少磁敏感伪影; ② RESOLVE-DWI 减小了回波之间误差的累积效应, 从而使重建的图像畸变伪影明显减小; ③ T2\* 穿透效应减轻, 由于回波间采集时间的缩短, 使得 T2 权重减小, 导致 T2\* 穿透效应减轻; ④ SNR 增高, 由于采用分段的采集技术, 在每一段的采集中只采集信号强度的初始信号, 因此提高了图像的信号强度, 进而还可采用较高的分辨率提高图像的锐利度<sup>[10]</sup>。此外, RESOLVE-DWI 中全面自动校准部分并行采集技术的应用, 使读出时间进一步缩短, 从而进一步提高了图像质量<sup>[11-12]</sup>。

本研究 RESOLVE-DWI 与 SS-EPI DWI 图像肿

瘤中心区和对侧正常脑组织的 ADC 值差异均无统计学意义 ( $P$  均  $> 0.05$ ), 提示 RESOLVE-DWI 技术对 ADC 值的测量无影响, 与既往研究<sup>[7-12]</sup> 结果一致。Zhao 等<sup>[13]</sup> 研究报道, RESOLVE-DWI 图像肿瘤及对侧正常组织 ADC 值均低于 SS-EPI DWI ( $P$  均  $< 0.05$ ), 其原因可能由于图像 SNR 的升高及分辨率的提高和畸变程度的降低提高了 ADC 值的可重复性。RESOLVE-DWI 和 SS-EPI DWI 图像肿瘤中心区 ADC 值明显高于对侧正常脑组织 ( $P$  均  $< 0.05$ ), 其原因在于肿瘤晚期由于肿瘤区血供减少, 肿瘤细胞大量坏死, 细胞数量相对减少, 因此水分子扩散能力增强, 进而 ADC 值较对侧正常脑组织升高, 与既往研究<sup>[14]</sup> 结果一致。

综上所述, RESOLVE-DWI 在大鼠颅脑胶质瘤 MR 成像中提高了图像 SNR 及 CNR, 减少了磁敏感伪影及 T2\* 穿透效应, 且可进一步提高 ADC 值的稳定性。因此, RESOLVE-DWI 在利用大鼠脑胶质瘤模型进行的研究中可提供高质量的图像信息。

### [参考文献]

- [1] Karaarslan E, Arslan A. Diffusion weighted MR imaging in non-infarct lesions of the brain. *Eur J Radiol*, 2008, 65(3):402-416.
- [2] Porter DA, Heidemann RM. High resolution diffusion-weighted imaging using readout-segmented echo-planar imaging, parallel imaging and a two-dimensional navigator-based reacquisition. *Magn Reson Med*, 2009, 62(2):468-475.
- [3] 赵周社, 辛军, 郭启勇, 等. MRI 弥散加权成像和 PET/CT 扫描在肿瘤检查应用的进展. *中国临床医学影像学杂志*, 2010, 21(6):413-418.
- [4] 曹崑, 张晓鹏, 汪宁, 等. MR 扩散成像评价宫颈瘤放(化)疗早期疗效. *中国医学影像技术*, 2009, 25(9):1657-1660.
- [5] 秦丹, 王萍, 时惠平, 等. 3.0T MR 多 b 值 DWI 序列评价胰腺癌放疗疗效. *中国医学影像技术*, 2015, 31(4):576-579.
- [6] Friedli I, Crowe LA, Viallon M, et al. Improvement of renal diffusion-weighted magnetic imaging with readout-segmented echo-planar imaging at 3T. *Magn Reson Imaging*, 2015, 33(6):701-708.
- [7] 齐晓凤, 严福华, 倪根熊. 高分辨率扩散加权成像与常规扩散加权成像在颅脑 MRI 中的比较研究. *诊断学理论与实践*, 2014, 15(4):408-411.
- [8] Li L, Wang L, Deng M, et al. Feasibility study of 3-T DWI of the prostate: Readout-segmented versus single-shot echo-planar imaging. *AJR Am J Roentgenol*, 2015, 205(1):70-76.
- [9] Robson MD, Anderson AW, Gore JC. Diffusion-weighted multiple shot echo planar imaging of humans without navigation. *Magn Reson Med*, 1997, 38(1):82-88.
- [10] Bammer R, Schoenberg SO. Current concepts and advances in clinical parallel magnetic resonance imaging. *Top Magn Reson Imaging*, 2004, 15(3):129-158.

- [11] Frost R, Porter DA, Miller KL, et al. Implementation and assessment of diffusion-weighted partial Fourier readout-segmented echo-planar imaging. *Magn Reson Med*, 2012, 68(2):441-451.
- [12] Reishofer G, Koschutnig K, Langkammer C, et al. Time-optimized high-resolution readout-segmented diffusion tensor imaging. *PLoS One*, 2013, 8(9):e74156.
- [13] Zhao M, Liu Z, Sha Y, et al. Readout-segmented echo-planar imaging in the evaluation of sinonasal lesions: A comprehensive comparison of image quality in single-shot echo-planar imaging. *Magn Reson Imaging*, 2016, 34(2):166-172.
- [14] 于同刚,戴嘉中,冯晓源. 3.0T MR 鼠脑 C6 胶质瘤模型弥散加权成像定量研究. *实用放射学杂志*, 2006, 22(3):257-259.

## Primary renal angiosarcoma: Case report 肾原发血管肉瘤 1 例

兰国宾, 于代友, 李双标, 郭福庆, 戴士林, 王浩

(沧州中西医结合医院影像中心, 河北 沧州 061001)

[Key words] Angiosarcoma; Kidney neoplasms; Tomography, X-ray computed; Magnetic resonance imaging

[关键词] 血管肉瘤; 肾脏肿瘤; 体层摄影术, X 线计算机; 磁共振成像

DOI: 10.13929/j.1003-3289.2016.09.004

[中图分类号] R737.11; R445 [文献标识码] B [文章编号] 1003-3289(2016)09-1329-01



图 1 肾原发血管肉瘤 A. 增强 CT 实质期示左肾巨大软组织肿块, 侵及肾、肾筋膜(箭); B. 轴位 T2WI 脂肪抑制图像示左肾肿瘤呈低、高混杂信号; C. DSA 图像示左肾结构破坏; D. 病理图(HE, ×100)

患者男, 78 岁, 因“腹膜后肿物伴腹痛 3 月余”入院。查体: 左腹压痛, 可触及不规则肿块, 约 20 cm × 25 cm × 25 cm, 质稍硬, 活动度差。超声: 左侧腹部巨大低回声肿物。CT: 左肾巨大等密度肿块, CT 值 40 HU, 夹杂高密度斑片影, 形态不规则, 边界不清晰, 约 15.2 cm × 16.6 cm × 18.5 cm, 与左肾、胰尾、脾脏分界不清; 增强扫描见肿块内散在斑片状渐进性强化灶, 皮质期、髓质期及延迟期 CT 值分别为 141、125、95 HU, 大部分区域无强化(图 1A)。MR 检查: 可见左肾肿块, T1WI 呈低信号, 夹杂团片状高信号; T2WI 呈低、高混杂信号, 内见纤曲条带、团块状低信号(图 1B); DWI 呈不均匀高信号; 增强后肿瘤内见渐进性强化灶。2 周后行介入栓塞术, 术中 DSA 示左肾结构破坏, 肾动脉上支未显影, 肿瘤供血动脉发自肾动脉主干, 无明显肿瘤血管(图 1C)。2 个月后行肿瘤切除术, 术中见肿物呈灰红、灰黄色, 实性, 切面烂肉样, 侵犯肾、脾、部分胰尾, 术后病理检查见梭形及不规则形内皮细胞, 胞浆较少, 核深染, 可见核分

裂象, 细胞间形成不规则相互吻合的血管腔, 瘤组织出血, 含铁血黄素沉积, 并见大片出血坏死(图 1D)。免疫组化: Vim(+), CD31(+), CD34(+), FV III(灶性+), CD117(-), S-100(-), SMA(-), Ki-67(阳性细胞约 20%~30%)。病理诊断: 肾原发血管肉瘤(primary renal angiosarcoma, PRA)。术后 2 月余肿瘤复发, 肺、肝、腹膜、肠系膜、肋骨、骶骨转移。

**讨论** PRA 是罕见的来源于血管内皮的恶性肿瘤, 病因尚不清楚; 多见于中老年男性, 男性发病率为女性的 3~4 倍, 左肾发生率约为右肾 2 倍。PRA 恶性程度高, 病程进展迅速, 预后极差。本例 CT 表现为巨大等密度肿块, 侵及肾实质, 并累及肾筋膜, 提示恶性肿瘤; 增强扫描类“血管瘤样”强化方式。MRI 信号混杂, T2WI 见条带、团块状低信号, DWI 呈不均匀高信号, 具有一定特征。PRA 为富血供肿瘤, 无增强区域, 可能与血窦样腔隙丰富, 血流缓慢有关。鉴别诊断: ①肾透明细胞癌, 肿块较小时, 信号均匀, T2WI 呈稍高信号, 瘤周有假包膜, “快进快出”型强化, 皮质期显著强化, 直径 > 4 cm 时, 常伴有出血、坏死、囊变; ②乳头状细胞癌, 易坏死、囊变, T1WI 和 T2WI 均为混杂信号; ③嫌色细胞癌, 多呈均匀长 T1 稍长 T2 信号; ④肾错构瘤, 易并发出血, 含脂肪组织。

[第一作者] 兰国宾(1979—), 男, 河北沧州人, 本科, 主治医师。

E-mail: languobin\_doc@163.com

[收稿日期] 2015-12-04 [修回日期] 2016-05-05