

## • 骨骼肌肉影像学 •

## 磁共振体素内不相干性运动在肌骨系统肿瘤定性诊断中的作用

张晶, 左盼莉, 程克斌, 于爱红, 程晓光

**【摘要】 目的:**评价磁共振体素内不相干性运动 (IVIM) 参数在肌骨系统肿瘤定性诊断中的价值。**方法:**本研究中的 38 例肌骨系统肿瘤的患者, 均采用 1.5T MR 扫描仪进行检查, 在常规扫描后进行 IVIM 扫描。IVIM 使用的 9 个 b 值分别为 0, 20, 40, 60, 80, 100, 250, 500 和 750 s/mm<sup>2</sup>。分别测量病变区和作为对照组的正常肌肉组织 IVIM 参数 ADC、ADC<sub>slow</sub>、ADC<sub>fast</sub> 及 PF 值。根据病理结果, 将病变分为良性 (12 例)、交界性 (14 例) 及恶性肿瘤 (12 例), 并对三组肿瘤之间以及肿瘤与对照组之间 ADC、ADC<sub>slow</sub>、ADC<sub>fast</sub> 及 PF 值的差异进行统计学分析。**结果:**交界性肿瘤的 ADC 及 ADC<sub>slow</sub> 值分别为  $(1.02 \pm 0.15) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  和  $(1.02 \pm 0.16) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 明显低于对照组  $(1.38 \pm 0.20) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  和  $(1.38 \pm 0.17) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 差异具有统计学意义 ( $P=0.001$ )。恶性肿瘤的 ADC 及 ADC<sub>slow</sub> 值分别为  $(0.90 \pm 0.13) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  和  $(0.88 \pm 0.14) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 明显低于对照组  $(1.48 \pm 0.12) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$  和  $(1.48 \pm 0.09) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , 差异具有统计学意义 ( $P<0.001$ )。而良性肿瘤的 ADC 及 ADC<sub>slow</sub> 与对照组之间差异无统计学意义 ( $P=0.564, 0.480$ )。ADC<sub>fast</sub> 以及 PF 值在肿瘤与对照组之间无统计学差异。交界性、恶性肿瘤的 ADC 和 ADC<sub>slow</sub> 值明显低于良性肿瘤, 差异具有统计学意义 ( $P$  值均  $<0.001$ ), 但交界性肿瘤与恶性肿瘤之间的 ADC 和 ADC<sub>slow</sub> 值差异无统计学意义。良性、交界性和恶性肿瘤之间的 ADC<sub>fast</sub> 和 PF 值的差异没有统计学意义。**结论:**IVIM 参数 ADC 和 ADC<sub>slow</sub> 有助于区分良性肿瘤与交界性、恶性肿瘤, 提高肌骨系统肿瘤的诊断准确性。

**【关键词】** 肌骨系统肿瘤; 体素内不相干性运动; 磁共振成像

**【中图分类号】** R445.2; R738 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2016)07-0654-04

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2016.07.018

**The value of MRI intravoxel incoherent motion technique in the differential diagnosis of musculoskeletal tumor** ZHANG Jing, ZUO Pan-li, CHENG Ke-bin, et al. Department of Radiology, Beijing Jishuitan Hospital, Beijing 100035, China

**【Abstract】 Objective:** To evaluate the value of magnetic resonance intravoxel incoherent motion (IVIM) parameters in the differential diagnosis of musculoskeletal tumor. **Methods:** Thirty eight patients with musculoskeletal tumor were recruited in this study. IVIM was performed in addition to routine MRI examination with a 1.5T MR scanner. Nine b values including 0, 20, 40, 60, 80, 100, 250, 500 and 750s/mm<sup>2</sup> were used. IVIM parameters of tumor and normal muscle (control group) including ADC, ADC<sub>slow</sub>, ADC<sub>fast</sub> and perfusion fraction (PF) values were measured. Patients were divided into benign (12 cases), borderline (14 cases) and malignant tumor (12 cases) according to pathology diagnosis. The ADC, ADC<sub>slow</sub>, ADC<sub>fast</sub> and PF values between three groups of tumor and between tumor and control group were compared and analyzed statistically. **Results:** The ADC and ADC<sub>slow</sub> values of borderline tumor [ADC =  $(1.02 \pm 0.15) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , ADC<sub>slow</sub> =  $(1.02 \pm 0.16) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ] were significantly lower than that of control group [ADC =  $(1.38 \pm 0.20) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; ADC<sub>slow</sub> =  $(1.38 \pm 0.17) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ] ( $P=0.001$ ). The ADC and ADC<sub>slow</sub> values of malignant tumor [ADC =  $(0.90 \pm 0.13) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ , ADC<sub>slow</sub> =  $(0.88 \pm 0.14) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ] were also significantly lower than that of control group [ADC =  $(1.48 \pm 0.12) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ; ADC<sub>slow</sub> =  $(1.48 \pm 0.09) \times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ ] ( $P<0.001$ ). However, the ADC and ADC<sub>slow</sub> values of benign tumor had no statistical difference compared with that of control group ( $P=0.564, 0.480$ ). There was no significant difference in the ADC<sub>fast</sub> and PF values between tumor group and control group. The ADC and ADC<sub>slow</sub> values of borderline tumor and malignant tumor were markedly lower than that of benign tumors, with statistical difference ( $P<0.001$ ). Yet, there were no significant differences between the ADC and ADC<sub>slow</sub> values of borderline tumor and malignant tumor. Also, there were no significant statistic differences between the ADC<sub>fast</sub> and PF values of benign, borderline and malignant tumors. **Conclusion:** IVIM parameters (ADC and ADC<sub>slow</sub> value) are helpful in differentiating benign tumor and borderline as well as malignant tumors of musculoskeletal system, which is useful to improve the accuracy of the diagnosis of musculoskeletal tumors.

**【Key words】** Musculoskeletal tumor; Intravoxel incoherent motion; Magnetic resonance imaging

**作者单位:** 100035 北京, 北京积水潭医院放射科 (张晶、程克斌、于爱红、程晓光); 100102 北京, 西门子医疗有限公司 MR 事业部 (左盼莉)

**作者简介:** 张晶 (1970—), 女, 北京人, 硕士, 副主任医师, 主要从事肌骨系统影像诊断工作。

**通讯作者:** 程晓光, E-mail: xiaog65@263.net

**基金项目:** 北京市卫生计生系统高层次卫生技术人才培养项目 (2009—02—03; 2013—3—033)

肌骨系统肿瘤比较少见但可以致命, 常发生于年轻人。常规 MRI 序列常不能判断肿瘤的良、恶性或侵袭性, 这将导致不必要的活检, 或因诊断延迟使侵袭性肿瘤生长和转移以及术前治疗方案的设计不当。功能

成像技术扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)比 MRI 形态学序列能更好地发现并显示肿瘤的特性,其基本的生物学前提是恶性肿瘤组织通常比良性或正常组织有更高的细胞密度<sup>[1]</sup>。DWI 通过表观扩散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)值量化组织中水分子的扩散,而 ADC 值的变化受组织扩散和毛细血管灌注的共同影响。传统的 DWI 技术基于单指数模型计算 ADC 值,忽略了微循环灌注对 ADC 值的影响。Bihan 等<sup>[2]</sup>最早提出体素内不相干性运动(intravoxel incoherent motion, IVIM)的概念,即血管内血液中水分子的运动可被定义为假性扩散,代表的是微循环内的灌注成分,通过宽泛的 b 值选择以及双指数模型的数学分析方法,能够很好地区分组织内的真性扩散和假性扩散成分(微循环灌注)。国内外研究已将 IVIM 技术应用于肝脏、肾脏及乳腺病变的研究<sup>[3-5]</sup>,但在肌骨系统肿瘤方面的研究鲜有报道<sup>[6]</sup>。本文主要就 IVIM 参数 ADC、快速 ADC( $ADC_{fast}$ )、慢速 ADC( $ADC_{slow}$ )和灌注分数(perfusion fraction, PF)值在肌骨系统肿瘤定性诊断中的作用进行初步研究。

## 材料与方法

### 1. 临床资料

本组的 38 名研究对象是 2013 年 10 月—2015 年 6 月来本院就诊的肌骨系统肿瘤患者,其中男 24 名,女 14 名,年龄 8~67 岁。MRI 检查前,患者均未进行手术或活检。全部病例均经穿刺活检或手术病理证实。根据 WHO(2012)软组织与骨肿瘤组织学分类,将所有病例分为 3 组:①良性组 12 例,其中神经鞘瘤 5 例,血管瘤 3 例,腱鞘巨细胞瘤(局限型)、肌性周细胞瘤、表皮样囊肿及结节性筋膜炎各 1 例;②交界性组 14 例,包括软骨母细胞瘤 3 例,骨巨细胞瘤 4 例,色素沉着绒毛结节性滑膜炎 3 例,朗格汉斯组织细胞瘤 2 例,硬纤维瘤及动脉瘤样骨囊肿各 1 例;③恶性组 12 例,其中骨肉瘤 6 例,尤文肉瘤 2 例,转移瘤 2 例,滑膜肉瘤及恶性梭形细胞瘤各 1 例。MRI 检查前,所有患者均签署了知情同意书。

### 2. 检查方法

所有患者均采用 Siemens Magnetom Espree 1.5T MR 扫描仪进行检查。采用横轴面 SE  $T_1$ WI、 $T_2$ WI、脂肪抑制  $T_2$ WI 以及矢状面或冠状面脂肪抑制  $T_2$ WI 序列进行病变的形态学分析。IVIM 采用单次激发自旋回波 EPI 序列进行数据采集,参数:视野  $128\text{ mm} \times 128\text{ mm}$ ,矩阵  $128 \times 128$ ,层厚 6 mm,TE 72 ms,TR 1600 ms,9 个 b 值分别为 0, 20, 40, 60, 80, 100, 250, 500 和  $750\text{ s/mm}^2$ 。

IVIM 结束后,采用脂肪抑制 3D VIBE(volumet-

ric interpolated breath-hold exam)序列进行动态增强扫描,参数如下:翻转角(flip angle, FA)  $10^\circ$ , TR 5.6 ms, TE 2.4 ms,层厚 4.0 mm,无间距,视野  $310\text{ mm} \times 213\text{ mm}$ ,矩阵  $256 \times 178$ ,体素  $1.2\text{ mm} \times 1.2\text{ mm} \times 4.0\text{ mm}$ ,并行成像加速因子 2。动态增强扫描实际的扫描时间是 4 分 15 秒,时间分辨力为 5 s,扫描 40 个时相。采用 Spectris Medrad 高压注射器注射对比剂钆喷酸葡胺注射液( $0.5\text{ mmol/mL}$ ),注射流率  $4\text{ mL/s}$ ,剂量  $0.2\text{ mL/kg}$ 。

### 3. 数据分析

IVIM 原始图像采用单指数模型拟合得到 ADC 值,采用双指数模型拟合得到  $ADC_{slow}$ 、 $ADC_{fast}$  和 PF。病灶兴趣区(region of interest, ROI)设置在肿瘤内实性部分,避开水肿和坏死区,取平均值做统计分析。对照组为病灶 ROI 所在层面的正常肌肉组织(图 1)。

### 4. 统计方法

采用 SPSS 18.0 对数据进行统计学分析。对每组数据中肿瘤与对照组的 ADC、 $ADC_{slow}$ 、 $ADC_{fast}$  以及 PF 值的差异进行配对  $t$  检验,对三组病变数据中 ADC、 $ADC_{slow}$ 、 $ADC_{fast}$  以及 PF 值的差异进行单因素方差分析,以  $P < 0.05$  为差异具有统计学意义。

## 结 果

肿瘤与对照组的 ADC、 $ADC_{slow}$ 、 $ADC_{fast}$  和 PF 值见表 1。交界性肿瘤 ADC 及  $ADC_{slow}$  值明显低于对照组,差异具有统计学意义( $P = 0.001, 0.001$ );恶性肿瘤的 ADC 及  $ADC_{slow}$  值也明显低于对照组(图 1),差异具有统计学意义( $P$  均  $< 0.001$ ),而良性肿瘤的 ADC 及  $ADC_{slow}$  与对照组的差异没有统计学意义( $P = 0.564, 0.480$ )。良性、交界性和恶性肿瘤的  $ADC_{fast}$  和 PF 值与对照组的差异没有统计学意义。良性、交界性、恶性肿瘤之间 IVIM 参数的方差分析结果显示,交界性、恶性肿瘤的 ADC ( $F = 31.552, P = 0.000$ )和  $ADC_{slow}$  值( $F = 32.005, P = 0.000$ )比良性肿瘤低,差异具有统计学意义。但交界性与恶性肿瘤之间 ADC 和  $ADC_{slow}$  的差异没有统计学意义。良性、交界性和恶性肿瘤之间的  $ADC_{fast}$  和 PF 值的差异均无统计学意义。

## 讨 论

生物体内,除了组织中水分子存在扩散运动外,杂乱排列的毛细血管内的血液也像水分子一样做着无规律运动,相当于水分子的扩散运动,因此血流灌注也被认为是假性扩散过程<sup>[2]</sup>。基于单指数模型计算的 ADC 值,反映组织中水分子的扩散,忽略了组织中血液微循环灌注对 ADC 值的影响。Bihan 等<sup>[2]</sup>提出的

表1 3组肿瘤病灶与对照组的ADC、ADC<sub>slow</sub>、ADC<sub>fast</sub>以及PF的均值和标准差

| 参数                                                         | 肿瘤区        | 对照区         | t 值     | P     |
|------------------------------------------------------------|------------|-------------|---------|-------|
| 良性肿瘤病灶                                                     |            |             |         |       |
| ADC( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s)                  | 1.40±0.21  | 1.44±0.25   | -0.595  | 0.564 |
| ADC <sub>slow</sub> ( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s) | 1.44±0.22  | 1.49±0.27   | -0.731  | 0.480 |
| ADC <sub>fast</sub> ( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s) | 32.38±8.40 | 32.84±8.52  | -0.117  | 0.909 |
| PF (%)                                                     | 9.58±2.78  | 10.17±5.87  | -0.312  | 0.761 |
| 交界性肿瘤病灶                                                    |            |             |         |       |
| ADC( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s)                  | 1.02±0.15  | 1.38±0.20   | -4.352  | 0.001 |
| ADC <sub>slow</sub> ( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s) | 1.02±0.16  | 1.38±0.17   | -4.427  | 0.001 |
| ADC <sub>fast</sub> ( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s) | 35.87±6.46 | 32.77±8.29  | 1.059   | 0.309 |
| PF (%)                                                     | 10.58±2.07 | 12.21±5.45  | -1.131  | 0.278 |
| 恶性肿瘤病灶                                                     |            |             |         |       |
| ADC( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s)                  | 0.90±0.13  | 1.48±0.12   | -10.381 | 0.000 |
| ADC <sub>slow</sub> ( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s) | 0.88±0.14  | 1.48±0.09   | -10.401 | 0.000 |
| ADC <sub>fast</sub> ( $\times 10^{-3}$ mm <sup>2</sup> /s) | 33.26±5.39 | 34.38±15.67 | -0.203  | 0.843 |
| PF (%)                                                     | 12.14±7.41 | 14.59±11.59 | -0.787  | 0.448 |

IVIM理论,可通过双指数模型分别评价水分子的扩散与毛细管的微循环灌注情况。IVIM使用多b值DWI序列,通过后处理软件得到4个参数,分别是由多个b值拟合的ADC值、ADC<sub>fast</sub>值、ADC<sub>slow</sub>值和PF值,用以评价活体组织的扩散和灌注信息。

IVIM的结果受选取的扩散敏感梯度因子b值的影响<sup>[7]</sup>。IVIM双指数模型在低b值( $b < 200$  s/mm<sup>2</sup>)时,微血管灌注对MR信号衰减作用明显,高b值( $b > 200$  s/mm<sup>2</sup>)时主要反映水分子扩散情况<sup>[8]</sup>。对于b值的选取和数目,目前还没有统一的结论。本研究采用9个b值,其中6个低b值,3个高b值。选取较多

的低b值,可减少低b值造成的信号衰减对图像质量的影响,也可获得更多的灌注信息;而高b值所获得的数据重复性好且稳定,使用2~3个b值即可<sup>[9]</sup>。由于不同组织器官的结构和含水量不同,其信号衰减与b值的关系也不尽相同,因此b值的选择也要根据检查部位的不同加以调整。

作为测量灌注的检查方法,IVIM测量的是分子运动引起的信号变化。ADC<sub>fast</sub>代表毛细血管灌注相关系数,其数值取决于血流速度

和毛细血管几何形态。PF值则表示微循环灌注在所选区域占总体扩散效应的百分比,其数值与血容量相关<sup>[10]</sup>。本研究结果显示,每组ADC<sub>fast</sub>值都明显高于ADC<sub>slow</sub>值,则进一步说明低b值时,ADC<sub>fast</sub>对于信号衰减更为敏感。本研究中,交界性肿瘤的ADC<sub>fast</sub>值高于良性和恶性肿瘤,三组肿瘤之间ADC<sub>fast</sub>值的差异无统计学意义。这可能在于本研究涉及的肿瘤病理种类多,不同类型肿瘤的血管分布及血管复杂性也不相同,从而导致了ADC<sub>fast</sub>的复杂性。本组病例中良性、交界性、恶性肿瘤的PF值依次升高,符合恶性肿瘤的

血液供应一般较良性肿瘤丰富的规律,但三组肿瘤之间PF值的差异无统计学意义。Jignesh等<sup>[11]</sup>将肝脏IVIM和动态增强序列的参数进行比较后发现,IVIM模型所描述的灌注与传统意义上的灌注含义并不相同,IVIM模型的机制有待进一步研究。

ADC<sub>slow</sub>反映单纯水分子扩散,扩散受细胞结构、细胞间隙及扩散介质的影响。研究显示,肿瘤级别越高,核异质性越大,导致细胞密度越大,细胞外间隙越小<sup>[12]</sup>。恶性肿瘤往往表现为肿瘤组织细胞密度大,细胞间隙缩小,分子扩散受限。本研究统计结果显示,交界性和恶性肿瘤的ADC及ADC<sub>slow</sub>明显低于对照组,差异具有统计学意义,

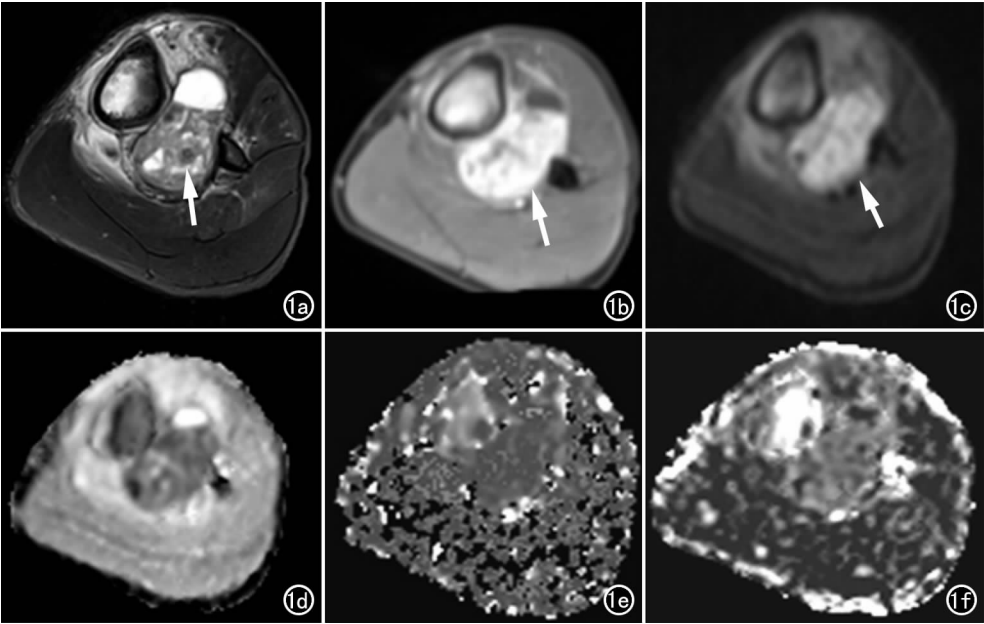


图1 男,18岁,左侧胫骨近端骨肉瘤。a)横轴面脂肪抑制T<sub>2</sub>WI示胫骨近端髓内中等略低信号灶,病灶周围可见高信号骨髓水肿,骨旁软组织肿块呈混杂信号(箭),并可见肿块周围软组织水肿;b)横轴面脂肪抑制T<sub>1</sub>WI增强扫描示胫骨髓内病变轻度强化,软组织肿块不均匀明显强化(箭);c)DWI图像,b=750s/mm<sup>2</sup>,可见软组织肿块呈异常高信号(箭),髓内水肿及软组织水肿区呈略高信号;d)ADC<sub>slow</sub>值map图,可见髓内病变及软组织肿块的ADC<sub>slow</sub>值低于同层内的正常肌肉组织;e)ADC<sub>fast</sub>值map图显示病变与周围正常肌肉组织的ADC<sub>fast</sub>值无差异;f)PF值map图显示软组织肿块与正常肌肉组织的PF值无差异。

而良性肿瘤的 ADC 及  $ADC_{slow}$  与对照组的差异没有统计学意义。交界性、恶性肿瘤的 ADC 和  $ADC_{slow}$  比良性肿瘤低,差异具有统计学意义,但交界性与恶性肿瘤之间 ADC 和  $ADC_{slow}$  的差异没有统计学意义。在笔者以往的研究中,ADC 值不能区分肌骨系统肿瘤的良好性<sup>[13]</sup>,这可能与以下几个原因有关:①过去的研究中,b 值只有 0 和 700 s/mm<sup>2</sup>,本研究中的 ADC 值是拟合了多个 b 值的影响,b 值越多,则 ADC 值越准确<sup>[10]</sup>。 $ADC_{slow}$  值则是去除了微循环灌注的影响,单纯反映水分子的扩散情况。②本研究所参照的病理组织学分类是将肌骨系统肿瘤分为良性、交界性和恶性,而交界性肿瘤包括的是过去良性肿瘤中生长活跃的病变和恶性肿瘤中恶性度偏低的病变,正是这部分肿瘤使良、恶性肿瘤的 ADC 值有重叠。本组研究显示交界性与恶性肿瘤的 ADC、 $ADC_{slow}$  比良性肿瘤和对照组低,这与交界性、恶性肿瘤的细胞数目更多,使扩散受限的病理特点相一致。本组数据显示,通过单指数模型拟合多个 b 值计算出来的 ADC 值与双指数模型计算的  $ADC_{slow}$  之间有较好的一致性,但在临床应用中哪一个更具优势,还需进一步研究。

本研究使用肿瘤病灶同层的正常肌肉组织作为对照组,是基于以下的原因:①研究显示,健康成人骨髓 ADC 值受年龄、性别、性激素水平的影响,ADC 值与年龄呈负相关,与雌二醇、孕酮水平呈正相关<sup>[14]</sup>;②骨髓 ADC 值与红、黄骨髓分布模式及水分子和脂肪细胞所占百分比有关<sup>[15]</sup>;③在对肝脏肿瘤的研究中显示,肝实质的  $ADC_{fast}$  和 PF 值重复性差<sup>[16]</sup>,为了消除 ADC 值内在变化的影响,有学者提出椎旁肌肉作为内在的参考标准<sup>[17]</sup>。本研究中,良性、交界性和恶性肿瘤的  $ADC_{fast}$  和 PF 值与对照组的差异没有统计学意义,可能是由于骨骼肌是灌注丰富的组织<sup>[18]</sup>,肿瘤组织的灌注增加不足以引起病变与对照组之间的巨大差别。

本组研究对象的病种覆盖面较广,有利于显示定量参数在良恶性病变之间差异的共性,不足之处在于病例数偏少,未能进行定量参数诊断效能的评估,未能与其它功能成像进行比较分析,希望在未来更深入的研究中得以解决。

本组研究显示,IVIM 参数 ADC 和  $ADC_{slow}$  有助于区分良性肿瘤与交界性、恶性肿瘤, $ADC_{fast}$  和 PF 值的临床作用,还有待于进一步研究。

#### 参考文献:

- [1] Costa FM, Canella C, Gasparetto E. Advanced magnetic resonance imaging techniques in the evaluation of musculoskeletal tumors [J]. Radiol Clin N Am, 2011, 49(6): 1325-1358.
- [2] Bihan DL, Breton E, Lallemand D, et al. MR imaging of intravoxel

- incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders [J]. Radiology, 1986, 161(2): 401-407.
- [3] Andreou A, Koh DM, Collins DJ, et al. Measurement reproducibility of perfusion fraction and pseudodiffusion coefficient derived by intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging in normal liver and metastases [J]. Eur Radiol, 2013, 23(2): 428-434.
- [4] Eckerbom P, Hansell P, Bjemer T, et al. Intravoxel Incoherent Motion MR imaging of the kidney: pilot study [J]. Adv Exp Med Biol, 2013, 765: 55-58.
- [5] Sigmund EE, Cho GY, Kim S, et al. Intravoxel incoherent motion imaging of tumor microenvironment in locally advanced breast cancer [J]. Magn Reson Med, 2011, 65(5): 1437-1447.
- [6] 石晓莹, 任翠萍, 程敬亮, 等. 双指数模型扩散加权成像对原发性骨肿瘤良恶性的鉴别诊断价值 [J]. 中国医学影像学杂志, 2014, 22(3): 186-190.
- [7] Pang Y, Turkbey B, Bemardo M, et al. Intravoxel incoherent motion MR imaging for prostate cancer: an evaluation of perfusion fraction and diffusion coefficient derived from different b-value combinations [J]. Magn Reson Med, 2013, 69(2): 553-562.
- [8] Lemke A, Laun FB, Simon D, et al. An in vivo verification of the intravoxel incoherent motion effect in diffusion-weighted imaging of the abdomen [J]. Magn Reson Med, 2010, 64(6): 1580-1585.
- [9] Dow-Mu K, Collins DJ, Orton MR. Intravoxel incoherent motion in body diffusion-weighted MRI: reality and challenges [J]. AJR, 2011, 196(6): 1351-1361.
- [10] Bihan DL. Intravoxel incoherent motion perfusion MR imaging: a wake-up call [J]. Radiology, 2008, 249(3): 748-752.
- [11] Jignesh P, Sigmund EE, Henry R, et al. Diagnosis of cirrhosis with intravoxel incoherent motion diffusion MRI and dynamic contrast-enhanced MRI alone and in combination: preliminary experience [J]. J Magn Reson Imaging, 2010, 31(3): 589-600.
- [12] 孙军, 邢伟, 陈杰, 等. T1b 期肾透明细胞癌 ADC 值与病理分级相关性的研究 [J]. 中华放射学杂志, 2012, 46(8): 682-686.
- [13] 程克斌, 张晶, 张薇, 等. 表观扩散系数值在区分肌肉骨骼系统良、恶性肿瘤中的作用 [J]. 中国医学影像技术, 2008, 24(10): 1497-1500.
- [14] 徐贤, 马林, 安宁豫, 等. 健康成人骨髓全身磁共振扩散加权成像研究 [J]. 中国医学影像学杂志, 2013, 21(6): 401-405.
- [15] Biffar A, Dietrich O, Sourbron S, et al. Diffusion and perfusion imaging of bone marrow [J]. Eur J Radiol, 2010, 76(3): 323-328.
- [16] Suguru K, Hadrien D, Cecilia B, et al. Hepatocellular carcinoma: short-term reproducibility of apparent diffusion coefficient and intravoxel incoherent motion parameters at 3.0 T [J]. Mater Res Innov, 2015, 18(S4): 193-197.
- [17] Pedro FJ, Luis CS, Joao CL, et al. Diffusion-weighted imaging of the liver: usefulness of ADC values in the differential diagnosis of focal lesions and effect of ROI methods on ADC measurements [J]. MAGMA, 2013, 26(3): 303-312.
- [18] Karampinos DC, King KF, Sutton JG, et al. Intravoxel partially coherent motion technique: characterization of the anisotropy of skeletal muscle microvasculature [J]. J Magn Reson Imaging, 2010, 31(4): 942-953.

(收稿日期: 2016-03-22)