

# 磁共振扩散峰度成像在腹部肿瘤中的应用进展

李宏伟, 蒋小凤, 刘竣, 陈松, 雷丽程, 杜勇

**【摘要】** 扩散峰度成像(DKI)是一种基于生物组织内水分子非高斯分布扩散运动状态的MRI新技术,是DWI、DTI技术的延伸,能够更加准确、真实地反映生物组织微观结构的微细变化。目前,DKI技术在中枢神经系统疾病(如脑肿瘤、脑梗死、神经变性疾病等)的应用较为广泛。近年来,该技术开始应用于腹部脏器(肝脏、肾脏、前列腺等),并取得了一定的成果。该文对DKI的原理进行了介绍,并且对DKI在腹部肿瘤的应用进展进行综述。

**【关键词】** 扩散峰度成像; 扩散加权成像; 扩散张量成像; 肿瘤

**【中图分类号】** R445.2; R735 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2018)03-0320-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.03.019

扩散加权成像(diffusion weighted imaging, DWI)技术是一项基于水分子布朗运动、反映组织内水分子扩散能力的MRI技术。它在不同的扩散方向上施加扩散敏感梯度从而使不同组织内水分子的扩散呈现出差异,然后把这种差异转化为图像信息,成为ADC值量化分析的一项MRI技术。扩散张量成像(diffusion tensor imaging, DTI)技术是DWI技术的延伸,它是一种以组织中水分子扩散各向异性为基础的功能磁共振成像技术<sup>[1]</sup>,DWI和DTI均以人体内水分子的运动符合高斯扩散为前提。然而,人体内水分子的实际扩散运动并非呈高斯扩散,而是受到人体内各种微观结构的影响。扩散峰度成像(diffusion kurtosis imaging, DKI)是DWI、DTI技术的延伸,以非高斯分布模型为基础,因而能够更加准确、真实地反映生物组织微观结构的微细变化<sup>[2-3]</sup>。本文就DKI技术在腹部肿瘤中的应用现状予以综述。

## DKI的基本原理及主要参数

### 1. 基本原理

DKI技术最早由Jenson教授于2005年提出<sup>[3]</sup>,它是DWI技术和DTI技术的延伸,较DTI技术能够更加敏感而且准确地反映组织微结构的复杂程度<sup>[4]</sup>。

人体最重要的生理活动之一是扩散。在均质的液体中,水分子被认为是在一个特定方向均匀一致的扩散,其扩散运动函数呈高斯分布<sup>[5-6]</sup>,而这对于活体生物组织而言却过于理想化。人体的内环境十分复杂,受各种微观结构(如细胞膜、细胞器、离子通道等)的影

响,人体内水分子的扩散运动不再是准确的高斯分布,而变成了非高斯分布。

DKI模型通过一个扩散峰度值K(kurtosis)来量化偏离高斯分布的程度,公式为 $\ln[S(b)/S_0] = -bD_{app} + 1/6 b^2 D^2_{app} K_{app}$ , $S(b)$ 、 $S_0$ 分别代表施加和未施加扩散梯度时的信号强度, $D_{app}$ 是表观扩散系数,用于描述扩散加权成像中不同水分子扩散运动的速度; $K_{app}$ 是沿着一个扩散确定方向上的峰度,用于描述水分子在生物组织内扩散受限的程度; $b$ 为扩散敏感系数<sup>[3,7]</sup>。公式中K代表无单位参数,用于定量描述水分子扩散偏离高斯分布的程度, $K=0$ ,代表水分子的扩散为高斯分布; $K>0$ ,值越大,代表其偏离高斯分布越显著。DKI技术可用于定量分析各种生理或病理状态下水分子的扩散受限程度,进而可用于评估生物组织细微结构的复杂程度<sup>[3]</sup>。

### 2. 主要参数

DKI技术可获得的主要参数包括平均峰度(mean kurtosis, MK)、峰度各向异性(kurtosis anisotropy, KA)、径向峰度(radial kurtosis, RK)、轴向峰度(axial kurtosis, AK),另外,它还可获取扩散张量成像常用参数,如各向异性分数(fractional anisotropy, FA),平均扩散率(mean diffusion, MD)、轴向扩散率(axial diffusion, AD)和径向扩散率(radial diffusion, RD)等<sup>[8]</sup>。MK是DKI技术最具代表性的参数,代表空间各梯度方向的扩散峰度平均值<sup>[9]</sup>。是评价生物组织结构复杂程度的指标。MK取值0~1, MK的大小反映兴趣区内组织的结构复杂程度,结构越复杂。KA在某些程度上类似于部分各向异性(fraction anisotropy, FA),可由峰度的标准偏差给出,是衡量水分子趋向于各向异性扩散程度的指标。RK表示沿椭圆径向方向的K值,是个相对重要的参数。AK值表示椭圆轴向的K

作者单位:637000 四川,川北医学院附属医院放射科(李宏伟、蒋小凤、刘竣、陈松、雷丽程、杜勇);621000 四川,绵阳市第三人民医院放射科(李宏伟)

作者简介:李宏伟(1987-),男,四川南充人,硕士研究生,住院医师,主要从事腹部影像诊断及CT介入治疗工作。

通讯作者:杜勇, E-mail:duyong1236@163.com

值,其大小是量化轴向方向水分子扩散受阻程度。

## 腹部 DKI 相关技术

在腹部脏器的应用中,应该避免设置过多的  $b$  值<sup>[2]</sup>,设置过多的  $b$  值,采集时间会相应延长,再加上腹部 MRI 容易受到呼吸运动、胃肠道蠕动、肠道内容物等各种因素的影响,伪影相应增加。DKI 是超高  $b$  值下标准 DWI 序列,根据 DKI 公式<sup>[3-4]</sup>至少需要三个不同的  $b$  值来拟合非高斯模型,从而获得  $K_{app}$  值等参数。

对于设置最大  $b$  值也存在严格的要求。在腹部成像中,信号强度随着  $b$  值的增大衰减更加迅速,另外,腹部线圈接收信号的性能较头部线圈差,为了保证成像质量,根据近年来 DKI 技术在腹部脏器的研究<sup>[10]</sup>,当腹部 DKI 成像的最大  $b$  值选取范围为 1500~2000  $s/mm^2$  时,既能很好模拟非高斯分布运动曲线,又能具有较好的图像质量。

高 SNR 图像对于 DKI 后处理是至关重要的,由于数据被图像噪声影响,在低 SNR 图像上产生  $D_{app}$  (扩散系数)和  $K_{app}$  (峰度系数)各种参数不一定准确<sup>[11]</sup>。因此只有采集高信噪比(SNR)的高  $b$  值图像,才能获得准确的 DKI 参数。然而,高  $b$  值腹部成像要获得高 SNR 图像是比较困难的,因为不仅腹部信号强度衰减快速,还需应用较快速采集序列来补偿呼吸、胃肠道蠕动等其他运动伪影。目前主要通过呼吸传感器减少呼吸运动伪影,通过减少 TE、高强度磁场提高 SNR。目前腹部研究中较多采用的前列腺 DKI 技术参数为:自呼吸自旋回波脂肪抑制平面成像,TR 3000 ms,TE 70 ms,层厚 4 mm, $b$  值 200,500,1000,1500,2000  $s/mm^2$ ,扩散梯度方向为 3 个方向<sup>[10]</sup>。

## DKI 在腹部肿瘤中的应用

### 1. 肝脏和胆管肿瘤

肝脏肿瘤是我国常见病、多发病,其中肝癌死亡率在恶性肿瘤中居第二位。由于肝脏肿瘤的良好恶性性质不同,其对应的治疗手段及预后评价方式千差万别,所以早期发现并明确肝脏肿瘤的良好恶性性质对疾病的诊断、治疗及随访具有十分重要的临床意义。在肝脏病变,尤其是肝脏肿瘤的评价中,各种 MRI 技术如 DWI、DKI 等具有十分重要的临床作用。文献报道,MD 和 MK 值在左肝和右肝内比较稳定,但左肝的测量值可能较右肝的相应测量值高<sup>[12]</sup>,推测可能与左肝微血管灌注较右肝高<sup>[13]</sup>和受心脏搏动影响较大<sup>[14]</sup>。上述研究表明,在肝脏疾病 DKI 研究中,尤其是对于肝脏弥漫性疾病,参数测量时兴趣区(region of interest, ROI)宜尽量放置在右肝。

目前 DKI 技术在肝脏方面的研究主要是应用于肝癌和肝纤维化方面的研究。Goshima 等<sup>[15]</sup>应用 DKI 技术对肝功能 Child-Pugh 分级、富血供肝细胞癌的预后评估效能进行报道。研究纳入了 62 例治疗前后的富血供肝癌病人,测量了肝细胞癌与肝实质区域的 MK 和 ADC,结果显示:活性组 MK 值高于非活性组,而活性组 ADC 值低于非活性组。虽然 MK 值在不同肝功能 Child-Pugh 分级的差异并无统计学意义( $P=0.45$ ),但 MK 值的诊断敏感度(85.7%)、特异度(98.0%)以及 ROC 曲线下面积(0.95)均高于 ADC 值(79.6%,68.3%和 0.77),该研究表明,DKI 优于 DWI,且是对于评价肝细胞癌预后是一个新的选择,王莹莹等<sup>[16]</sup>也得出相仿的结论,认为肿瘤细胞的异形性越大, MK 值越大,故 MK 值是反应微观结构复杂程度的指标。Rosenkrantz 等<sup>[17]</sup>采用 DKI 对 12 例新鲜离体肝内的 16 个肝细胞癌进行研究,结果显示肝细胞癌 KA 值的变异系数(CV)比表观扩散系数(ADC)、扩散系数(D)大,故认为 KA 值的变异系数更能敏感的反映生物组织的微观复杂结构。此外,KA 值与肝肿瘤细胞结构特性相关,认为肝外种植人肝癌细胞时病灶 KA 与肿瘤细胞密度呈正相关( $r=0.48$ ),治疗后病变坏死区 KA 值相对减少。徐蒙莱等<sup>[18]</sup>对 35 例肝外胆管癌患者进行研究,结果表明 MK 值与癌组织分化程度具有较高相关性,且 MK 值的准确性优于 ADC 值(0.951 和 0.860),认为 DKI 技术在肝外胆管分级应用方面具有良好的前景。

### 2. 肾脏肿瘤

肾脏肿瘤样病变以恶性多见,肾细胞癌占肾恶性肿瘤的 80%~90%,而肾癌中又以透明细胞癌、乳头状肾癌多见<sup>[19]</sup>。据研究表明<sup>[20]</sup>乳头状肾细胞癌 5 年生存率约 87.4%,可采取非手术治疗或局部肾切除,肾透明细胞癌预后差,多数病例发现时已有转移<sup>[21]</sup>。因此,术前提提高肾癌亚型的诊断符合率以及对透明细胞癌的分级对于治疗方案的选择和预后评估极为重要。

许多研究表明 DKI 对于体内组织微细结构病理变化具有重要价值,2014 年 Pentang 等<sup>[22]</sup>首先评价 DKI 技术在肾脏应用的可行性,由于最大  $b$  值较小,样本量少,存在较大的局限性。后来曲丽洁<sup>[23]</sup>等证实了肾脏组织表现出良好的非高斯分布,因髓质结构复杂,故肾髓质水分子运动偏离高斯分布更明显,认为 DKI 技术在肾脏应用是可行的,与 Huang<sup>[24]</sup>等报道的皮髓质研究结果大致相仿。Dai 等<sup>[25]</sup>对 59 例已被病理确诊的透明细胞癌患者进行研究,得出 MD 值、MK 值很容易区分正常肾脏组织与癌变组织,且 MK 值更具有诊断价值,ROC 曲线下面积、敏感度、特异度分别

为 0.874、68.33%、100%。另外,MD、MK 在鉴别 1、3、4 级或 2、3、4 级透明细胞癌中,差异具有统计学意义,在 1、2 级透明细胞癌间差异没有统计学意义,可能与早期癌细胞内以及细胞外水分子扩散比较接近有关。上述研究表明,DKI 对于诊断肾透明细胞癌及其分级具有重要意义。杨国美等<sup>[26]</sup>对于肾脏肿瘤亚型的鉴别诊断进行了更为全面的研究,研究表明,当 RK 值 $<0.878$ 时,诊断透明细胞癌的特异度近 100%,敏感度近 100%,当 RK 值 $>1.19$ 时,诊断乳头状癌的特异度为 97.62%,敏感度近 100%,而诊断血管平滑肌脂肪瘤的 RK 值介于两者之间。刘伟峰等<sup>[27]</sup>在研究 DKI、DTI 技术在诊断透明细胞癌和乳头状肾癌中也得出相似的结论,研究结果显示 KA 值、MD 值在诊断透明细胞癌和乳头状肾癌中差异有统计学意义,而 FA 值差异没有统计学意义,该结果表明 DKI 在鉴别肿瘤亚型上优于 DTI。

### 3. 前列腺肿瘤

近年来,前列腺癌的发病率和死亡率逐年上升,是男性常见恶性肿瘤之一,严重影响男性健康<sup>[28]</sup>。前列腺癌常常合并前列腺增生,两者之间具有相似的临床表现,常用筛查方法为血清前列腺特异性抗原(prostate specific antigen, PSA)检查以及直肠指检是常用方法之一,但早期难以检出<sup>[29]</sup>,相比于 DWI,DKI 能提供更多参数,反映更丰富组织信息,能够更好的进行早期诊断和鉴别,从而辅助制定治疗方案并改善预后。

结合国内、外文献研究结果,发现 DKI 的参数值在诊断前列腺增生、前列腺癌及高低级别前列腺癌的鉴别诊断中优于 DWI。有相关文献报道<sup>[30]</sup>,用四种不同模型处理高 b 值(最大值高达 2000s/mm<sup>2</sup>)DWI 序列扫描前列腺癌及前列腺正常组织,结果显示峰度模型较单指数模型能更好的鉴别良恶性,并且重复性较高。Rosenkrantz 等<sup>[31]</sup>在 3.0T MR 运用 DK 模型在前列腺癌研究中显示,Kapp 值与肿瘤恶性程度呈正相关,ADC 值、Dapp 值与肿瘤恶性程度呈负相关,在前列腺癌的诊断中 Kapp 值在区分外周带前列腺癌与前列腺增生的敏感度(93.3%)和鉴别高低级别前列腺癌时的敏感度(68.6%)均显著高于 ADC 值与 Dapp 值,表明 DKI 在鉴别前列腺增生与前列腺癌、前列腺癌高低级别中明显优于 DWI。Suo 等<sup>[32]</sup>对 19 例前列腺癌患者兴趣区 Kapp、Dapp、ADC 值进行分析得出了相似的结论。Quentin 等<sup>[33]</sup>研究同样得出 Kapp 值与 Gleason 评分分级呈轻度正相关( $r=0.19$ )的结论。在 Tamura 等<sup>[34]</sup>研究中也获得相似的结果,虽然前列腺癌 Kapp 值和 ADC 值的 ROC 曲线下面积差异没有统计学意义,但是 Kapp 值诊断前列腺癌的敏感度仍高于 ADC 值。Roethke 等<sup>[35]</sup>研究却显示 DKI 虽能

明显提高外周带前列腺癌诊断及高低级别的鉴别,但与标准 DWI 单指数模型 ADC 值测量比较,对前列腺癌检测和分级的差异无统计学意义,这可能与不同前列腺组织间 DKI 参数和 ADC 值部分重叠有关。

### 4. 膀胱肿瘤

膀胱癌的术前分级对治疗方案的拟定及患者预后评价具有重要的指导意义。Suo 等<sup>[36]</sup>对 21 例膀胱癌患者(高分化组 12 例,低分化组 9 例)行 DKI 扫描,结果显示,与正常对照组相比,DKI 在膀胱癌具有更高的 Kapp 值以及更低的 ADC 值、Dapp 值,高级别膀胱癌比低级别膀胱癌具有更高的 Kapp 值,在高级别膀胱癌中 Kapp 值平均值为 0.82,在低级别膀胱癌平均值为 0.6,故 DKI 可以作为一种新的技术手段来诊断膀胱癌及鉴别高、低级别膀胱癌。

### 5. 腹部其他脏器肿瘤

目前 DKI 技术应用于胰腺、直肠肿瘤的相关研究比较少,但其应用价值仍具有巨大潜力。Kartalis 等<sup>[37]</sup>研究结果显示 DK(校正峰度系数)、ADC 对于胰腺癌具有很高的诊断准确性,DK 诊断胰腺癌的 ROC 曲线下面积(0.84)均高于 ADC、D(纯水分子扩散系数)、D\* (伪扩散系数)、f(灌注分数)和 Kapp(峰度系数)(分别为 0.77、0.52、0.53、0.62 和 0.42),因此 DK 能够提高对胰腺癌的诊断符合率。Yu 等<sup>[38]</sup>对直肠癌远处转移进行研究,研究表明 Dapp 值的诊断特异度(100.0%)以及 ROC 曲线下面积(0.856)均高于 ADC 值(68%和 0.77),故 DKI 在诊断直肠癌有无远处转移方面比 DWI 具有更高的价值。

### 不足与展望

DKI 技术作为一种特殊扩散成像方式,很好地弥补了 DWI、DTI 技术上的不足,能够更真实准确地反映水分子的扩散运动,并且采集更多参数。在腹部脏器的应用中,DKI 技术在鉴别诊断病变组织与正常组织、良性病变与恶性病变,恶性病变的分级以及疗效评估方面具有很大的临床应用潜力。

目前 DKI 在腹部的应用中还面临着诸多问题,比如在肝脏研究中,把肝脏移出体外,组织病理、生化的改变可能对测量结果产生一定的影响,在肾脏研究方面,由于技术限制,一般需要用呼吸传感器,但因某种原因呼吸不配合患者(如老年患者或因疾病不能配合者)测量结果可能出现偏差;另外在技术方面也存在诸多问题,最大的制约因素是扫描时间较长,为了减少扫描时间,需要减少 b 值,低 b 值下水分主要为高斯分布,但 DKI 是超高 b 值下标准 DWI 序列,在腹部高 b 值成像要获得高 SNR 图像是比较困难的,由于受到呼吸、肠道蠕动等其他运动伪影及腹部随 b 值增加信号

强度衰减快的影响,对高 b 值数据有待进一步研究,此外,扩散方向数目的确定,不同部位最大 b 值的选择、如何提高 SNR 等方面还需要进一步完善。迄今为止,DKI 很大程度上仍作为研究工具,但现有的研究证明 DKI 在腹部的应用是可行的,相信随着 MRI 技术的进一步成熟与发展,DKI 技术必将广泛应用于临床。

#### 参考文献:

- [1] Nucifora PG, Verma R, Lee SK, et al. Diffusion-tensor MR imaging and tractography: exploring brain microstructure and connectivity[J]. *Radiology*, 2007, 245(2): 367-384.
- [2] Jensen JH, Helpert JA. MRI quantification of non-Gaussian water diffusion by kurtosis analysis[J]. *NMR Biomed*, 2010, 23(7): 698-710.
- [3] Jensen JH, Helpert 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.
- [4] Hui ES, Cheung MM, Qi L, et al. Towards better MR characterization of neural tissues using directional diffusion kurtosis analysis[J]. *Neuroimage*, 2008, 42(1): 122-134.
- [5] Schaefer PW, Grant PE, Gonzalez RG. Diffusion-weighted MR imaging of the brain[J]. *Radiology*, 2000, 217(2): 331-345.
- [6] Steven AJ, Zhuo J, Melhem ER. Diffusion kurtosis imaging: an emerging technique for evaluating the microstructural environment of the brain[J]. *AJR*, 2014, 202(1): W26-W33.
- [7] Shimoji K, Uka T, Tamura Y, et al. Diffusional kurtosis imaging analysis in patients with hypertension[J]. *Jpn J Radiol*, 2014, 32(2): 98-104.
- [8] 王玉亮, 初建平. 磁共振扩散峰度成像(DKI)临床研究进展[J]. *影像诊断与介入放射学*, 2015, 24(4): 340-345.
- [9] Hui ES, Cheung MM, Qi L, et al. Advanced MR diffusion characterization of neural tissue using directional diffusion kurtosis analysis[J]. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*, 2008; 3941-3944.
- [10] 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.
- [11] Wu EX, Cheung MM. MR diffusion kurtosis imaging for neural tissue characterization[J]. *NMR Biomed*, 2010, 23(7): 836-848.
- [12] 谢丽芬, 陈世林, 刘再毅, 等. 正常肝脏扩散峰度成像的可行性及可重复性研究[J]. *临床放射学杂志*, 2015, 34(5): 797-802.
- [13] Lu H, Jensen JH, Ramani A, et al. Three-dimensional characterization of non-Gaussian water diffusion in humans using diffusion kurtosis imaging[J]. *NMR Biomed*, 2006, 19(2): 236-247.
- [14] Wong OL, Gloh Lo G, Lee R, et al. The effect of respiratory and cardiac motion in liver diffusion tensor imaging (DTI) [J]. *J Comput Assist Tomogr*, 2014, 38(3): 352-359.
- [15] Goshima S, Kanematsu M, Noda Y, et al. Diffusion kurtosis imaging to assess response to treatment in hypervascular hepatocellular carcinoma[J]. *AJR*, 2015, 204(5): W543-W549.
- [16] 王莹莹, 张焱, 程敬亮, 等. 磁共振扩散峰度成像在乳腺良恶性病变鉴别诊断中的价值[J]. *放射学实践*, 2017, 32(2): 135-138.
- [17] 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.
- [18] 徐蒙蒙, 邢春华, 陈宏伟, 等. DKI 技术在肝外胆管癌分级中的应用价值[J]. *磁共振成像*, 2016, 7(1): 34-39.
- [19] 邢彦群, 叶章群, 孙颖浩, 等. 中国泌尿外科疾病诊断治疗指南[M]. 北京: 人民卫生出版社, 2014: 1-3.
- [20] Amin MB, Amin MB, Tamboli P, et al. Prognostic impact of histologic subtyping of adult renal epithelial neoplasms: an experience of 405 cases[J]. *Am J Surg Pathol*, 2002, 26(3): 281-291.
- [21] Falangola MF, Guilfoyle DN, Tabesh A, et al. Histological correlation of diffusional kurtosis and white matter modeling metrics in cuprizone-induced corpus callosum demyelination[J]. *NMR Biomed*, 2014, 27(8): 948-957.
- [22] Pentang G, Lanzman RS, Heusch P, et al. Diffusion kurtosis imaging of the human kidney: a feasibility study[J]. *Magn Reson Imaging*, 2014, 32(5): 413-420.
- [23] 曲丽洁, 周建军, 丁玉芹, 等. 磁共振体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[J]. *放射学实践*, 2016, 31(10): 908-913.
- [24] 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.
- [25] Dai Y, Yao Q, Wu G, et al. Characterization of clear cell renal cell carcinoma with diffusion kurtosis imaging: correlation between diffusion kurtosis parameters and tumor cellularity[J]. *NMR Biomed*, 2016, 29(7): 873-881.
- [26] 杨国美. IVIM-DWI、DKI 在肾肿瘤诊断中的价值[D]. 扬州大学, 2015: 24-28.
- [27] 刘伟锋, 陈亮, 江新青, 等. 磁共振扩散峰度成像鉴别诊断肾细胞癌亚型的可行性分析[J]. *哈尔滨医科大学学报*, 2016, 50(4): 333-336.
- [28] Wang XZ, Niu QL, Shen Z, et al. Diffusion tensor imaging in evaluation of benign prostatic hyperplasia: preliminary study[J]. *Chin J Magn Reson Imaging*, 2010, 1(1): 43-45.
- [29] Heidenreich A, Bastian PJ, Bellmunt J, et al. EAU guidelines on prostate cancer. part 1: screening, diagnosis, and local treatment with curative intent-update 2013[J]. *Eur Urol*, 2014, 65(1): 124-137.
- [30] Jambor I, Merisaari H, Taimen P, et al. Evaluation of different mathematical models for diffusion-weighted imaging of normal prostate and prostate cancer using high b-values: a repeatability study[J]. *Magn Reson Med*, 2015, 73(5): 1988-1998.
- [31] Rosenkrantz Andrew B, Sigmund Eric E, Johnson Glyn, et al. Prostate cancer: feasibility and preliminary experience of a diffusional kurtosis model for detection and assessment of aggressiveness of peripheral zone cancer[J]. *Radiology*, 2012, 262(1): 126-135.
- [32] Suo S, Chen X, Wu L, et al. Non-Gaussian water diffusion kurtosis imaging of prostate cancer[J]. *Magn Reson Imaging*, 2014, 32(5): 421-427.
- [33] Quentin M, Pentang G, Schimmoller L, et al. Feasibility of diffusional kurtosis tensor imaging in prostate MRI for the assessment of prostate cancer: preliminary results[J]. *Magn Reson Imaging*, 2014, 32(7): 880-885.

# 定量动态增强磁共振成像在骨与软组织肿瘤中的应用

李佳璐, 李鹏, 丁莹莹

**【摘要】** 定量动态增强 MRI(DCE-MRI)作为一种 MRI 功能成像技术,能有效评价肿瘤微血管状态,反映肿瘤组织灌注情况,对骨与软组织肿瘤的诊断及疗效评估有重要意义。本文就定量 DCE-MRI 的技术概况及其近年来在骨与软组织肿瘤中的应用进展进行综述。

**【关键词】** 骨肿瘤; 软组织肿瘤; 磁共振成像; 灌注成像

**【中图分类号】** R445.2; R738 **【文献标识码】** A **【文章编号】** 1000-0313(2018)03-0324-05

DOI:10.13609/j.cnki.1000-0313.2018.03.020

磁共振成像(MRI)在肿瘤的诊断、治疗决策制定、疗效评估及长期管理中具有其他检查方法不可替代的作用,近年来随着 MR 软硬件的不断发展及越来越多的新技术在临床上的应用,MRI 不仅能进一步改善影像质量,显示更精细的解剖细节,而且功能 MRI 技术已经实现定量或半定量地反映细胞水平的组织信息。动态增强 MRI(dynamic contrast-enhanced MRI, DCE-MRI)指通过注射小分子钆类对比剂,引起不同组织的信号变化,在灌注程度和渗透性不同的组织中测量毛细血管通透性及灌注分布情况,从而进行成像的技术<sup>[1]</sup>。作为一种成熟的 MRI 检查方法,DCE-MRI 有定量和半定量两种分析方式,定量 DCE-MRI 由于能更有效地评价肿瘤组织微血管的状态,而成为近年肿瘤影像研究的热点。虽然目前定量 DCE-MRI 已广泛应用于前列腺癌<sup>[2]</sup>、乳腺癌、胶质瘤等肿瘤病变中,但该技术在骨与软组织肿瘤相关研究中的应用尚属新兴领域,其可行性及有效性尚需进一步研究和探讨。本文就定量 DCE-MRI 的技术概况及其近年来在骨与软组织肿瘤中的应用进展进行综述。

## 定量 DCE-MRI 技术概况

### 1. 定量 DCE-MRI 与肿瘤微血管环境评估

在传统的临床肿瘤诊断与评估中,影像医生通过观察病灶形态学特征及其改变判断肿瘤进展程度及治疗效果,然而随着新辅助化疗、靶向治疗、基因治疗等多种肿瘤治疗方法在临床中的应用,单纯观察形态学改变已不能满足准确评价病灶变化的要求,其敏感度和特异度有较大的局限性。大量研究发现肿瘤组织的血供及血管状况与肿瘤的发生、进展和远处转移密切相关。血管内皮生长因子(vascular endothelial growth factor, VEGF)是已发现的最有效地促进血管内皮细胞生成的因子之一,微血管密度(micro-vessel density, MVD)是评估病灶内微血管生成水平的金标准,因此可以用于评估肿瘤微血管环境。目前,临床通过病理取材后免疫组织化学方法,可以检测肿瘤的 MVD 和 VEGF 表达水平<sup>[3]</sup>,但其为条件严格的有创性取材,在临床上难以用于随访。相比之下,定量 DCE-MRI 具有对血管外细胞外间隙(extravascular extracellular space, EES)内的对比剂敏感的特性,可反映组织灌注程度、微血管通透性及 EES 的大小<sup>[4]</sup>。动态磁敏感对比磁共振成像(dynamic susceptibility contrast MRI, DSC-MRI)对血管内对比剂敏感,可以

**作者单位:** 650100 昆明,昆明医科大学第三附属医院云南省肿瘤医院放射科

**作者简介:** 李佳璐(1990—),女,黑龙江嫩江人,硕士研究生,主要从事肿瘤影像诊断工作。

**通讯作者:** 丁莹莹, E-mail: dyying@hotmail.com

- [34] Tamura C, Shinmoto H, Soga S, et al. Diffusion kurtosis imaging study of prostate cancer: preliminary findings[J]. J Magn Reson Imaging, 2014, 40(3): 723-729.
- [35] Roethke MC, Kuder TA, Kuru TH, et al. Evaluation of diffusion kurtosis imaging versus standard diffusion imaging for detection and grading of peripheral zone prostate cancer[J]. Invest Radiol, 2015, 50(8): 483-489.
- [36] 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]. Comput Assist Tomogr, 2015,

39(2): 281-285.

- [37] Kartalis N, Manikis GC, Loizou L, et al. Diffusion-weighted MR imaging of pancreatic cancer: A comparison of mono-exponential, bi-exponential and non-Gaussian kurtosis models[J]. Eur J Radiol Open, 2016, 27(3): 79-85.
- [38] Yu J, Huang DY, Li Y, et al. Correlation of standard diffusion-weighted imaging and diffusion kurtosis imaging with distant metastases of rectal carcinoma[J]. J Magn Reson Imaging, 2016, 44(1): 221-229.

(收稿日期: 2017-04-14)