・综状・

# 多模态 DWI 在胰腺疾病诊断中的研究进展

石林,黄小华,郑小华,刘翠兰,刘梦苓,徐红霞

【摘要】 胰腺为腹膜外器官,胰腺病变通常起病隐匿,疾病进展快且预后较差,早期诊断尤为重要,其诊断方法中 MRI扩散加权成像常为首选检查方法。目前的 DWI 技术主要有单指数模型、双指数体素内不相干运动(IVIM)模型及拉 伸指数模型(stretched exponential model)三种模型,单指数模型是基础,双指数模型及拉伸指数模型是在单指数模型的基 础上发展而来,三种模型的应用基础及诊断价值有所不同,本文就多指数模态 DWI 技术的基本原理、临床应用范围及在 胰腺方面的应用进展进行综述。

【关键词】 磁共振扩散成像; 体素内不相干运动; 水通道蛋白; 拉伸指数模型 【中图分类号】R445.2: R735.9 【文献标识码】A 【文章编号】1000-0313(2017)08-0880-05

DOI:10.13609/j. cnki. 1000-0313. 2017. 08. 021

传统单指数模型 DWI 在胰腺疾病中临床应用已 相对成熟,随着设备的不断改进及多通道并行采集、呼 吸门控和快速回波平面成像等新技术的应用,在 DWI 技术的基础上已衍生出了新的多b值拟合方式。与单 指数模型 DWI 相比,IVIM 技术可将组织的微循环灌 注与水分子的自由扩散信息分开计算,并可进行定量 分析;拉伸指数模型可通过水通道蛋白(aquaporin, AQP)的转运状态来反映组织的功能代谢信息,有利 于良恶性病变的鉴别诊断。多模态 DWI 的综合应用 有利于胰腺疾病的早期诊断和治疗监测。

#### 基本原理

磁共振扩散加权成像的技术基础包括长回波时间 单次激发平面回波成像(single shot echo planar imaging sequence,ssEPI)、脂肪抑制和多个方向的扩散梯 度场(motion-probing gradient,MPG)的施加。这项 技术无需注射对比剂即可反映组织内水分子的微观运 动状态,扩散程度常用表观扩散系数(apparent diffusion coeffecient,ADC)来表示,计算公式为:

 $Sb = S0exp(-b \times ADC)$ 

(1)

S为不同 b 值的信号强度。单指数模型 DWI 中 ADC 值一般取两个 b 值,b 值又称扩散敏感因子(gradient factor),单位为 s/mm<sup>2</sup>。

然而,体素内微观运动包含单纯水分子扩散和血 液微循环灌注。微循环灌注可导致单个体素内质子群 相位的不相干,影响检测的特异性、敏感性及诊断效 能。同一时间内,血流灌注中的水分子运动距离较扩 散运动长,灌注效应导致的 MRI 信号衰减较扩散运动 大一个数量级左右。因此,可用特殊的成像方法对水 分子扩散运动和血液微循环灌注进行区分,IVIM 理 论假定血液的微循环灌注为随机运动,通过定量参数 将二者分开评价<sup>[1]</sup>。计算公式为:

 $Sb/S0 = (1-f) \cdot exp(-b \cdot D) + f \cdot exp(-b \cdot D^*)$  (2)

其中f值为灌注分数,无量纲单位;D值为纯扩散 系数,单位为mm<sup>2</sup>/s;D\*值为血液微循环产生的假扩 散系数,单位为mm<sup>2</sup>/s。当b<200 s/mm2时,D\*显 著大于D,主要反映血流灌注信息<sup>[2]</sup>;b>200 s/mm<sup>2</sup> 时,血流灌注对信号衰减的影响明显减小,主要反映单 纯的水分子扩散。

体素内不相干运动模型(IVIM)的理论基础是基 于水分子的自由扩散,水分子的扩散分布为高斯分布。 实际上,生物体内正常或异常组织内水分子扩散并非 高斯分布,为此现代分子生物学和分子医学的高速发 展为学者们开辟了新的思路, Agre 等<sup>[2]</sup>证实了一种新 的水分子的转运形式——水通道蛋白(aquaporin, AQP)介导的主动转运机制。主动转运是更快速高效 的载体转运方式。研究表明,在病理状态下水分子的 主动转运可能发挥更大的作用。在此基础上,Bennett 等[3]提出了反映组织结构或功能代谢复杂程度的拉伸 指数模型 DWI(stretched exponential DWI model)。 此模型可区分真、假扩散,能获得水分子扩散异质性指 数(water diffusion heterogeneity index, α)和扩散分 布指数(distributed diffusion coefficient, DDC), α取 值范围为0~1,代表体素内水分子扩散的不均质性; DDC 代表体素内平均扩散速率。

α和 DDC 分别反映组织的复杂程度和体素内平均扩散速率。其计算公式为:

 $Sb/S0 = exp(b \times DDC)_{\alpha}$  (3)

## 临床应用

一些学者采用动物模型对多模态 DWI 进行了论

作者单位:637000 四川,四川省医学影像学重点实验室,川北医 学院附属医院放射科(石林、黄小华、刘翠兰、刘梦苓、徐红霞);637000 成都,成都市第六人民医院(石林、郑小华)

**作者简介:**石林(1987-),女,陕西人,硕士,住院医师,主要从事胸腹部影像诊断工作。 通讯作者:黄小华,E-mail:15082797553@163.com

**基金项目:**四川省教育厅基金项目(16ZA0228)

证。Wang 等<sup>[4]</sup>对 40 只兔的腋窝淋巴结进行两个 b 值的单指数模型 DWI 研究,结果显示炎性淋巴结的 ADC 值显著高于转移性淋巴结,差异有统计学意义。 Gao 等<sup>[5]</sup>在 20 条米格鲁猎犬脑部建立栓子缺血模型 并进行 IVIM DWI 研究,结果显示:栓塞后 6.0h 与 4.5h相比,缺血区的f和D值显著降低;在缺血区和对 侧区,ADC 值与 D 值呈显著正相关;在对侧区,ADC 值与 f 值呈显著正相关。Joo 等<sup>[6]</sup> 对 21 只种植了 VX2 肝肿瘤细胞的兔进行治疗研究,并进行 IVIM-DWI 和动态增强 MRI(DCE-MRI)扫描,结果显示:4h 后,与对照组比较,治疗组的 D、f、Ktrans 和 iAUC 值 显著下降;纵向对比治疗组中 D 值和 f 值与 Ktrans 值 和 iAUC 值具有显著相关性, 而任何给定时间点病灶 的 D 值、f 值与 Ktrans 值和 iAUC 值无明显相关性。 表明在兔肿瘤模型中,连续灌注参数量化与 IVIM 可 替代动态对比增强 MRI 定量参数来反映肿瘤的灌注 情况,监测治疗过程中肿瘤的动态变化。Zhang 等<sup>[7]</sup> 在8只哥本哈根鼠的右大腿皮下植入高分化前列腺癌 肿瘤细胞 R3327-AT1,研究空气和纯氧环境下拉伸指 数模型和 IVIM 模型获得的肿瘤各参数值的变化,结 果显示肿瘤的 α 值显著增加, 而 f 值显著降低, 在空气 和纯氧环境中肿瘤的  $\alpha$  值和 f 值均有相关性;纯氧中 组织平移扩散系数(translation diffusion coefficient, Dt)和 DDC 值具有显著相关性,空气中f值与 DDC 值 亦显著相关。表明多模态 DWI 可以定量分析不同含 氧环境中肿瘤灌注的变化。

随着扩散张量成像的推出,多模态 DWI 对脑肿瘤 和神经元病变的研究日趋成熟。Kadota 等<sup>[8]</sup>对 12 例 原发恶性脑肿瘤进行了 DWI 和 DCE-MRI 的对比研 究,其结果显示,DWI 对原发恶性脑肿瘤的诊断价值 优于 DCE-MRI,且 b=3000 s/mm<sup>2</sup> 较 b=1000 s/mm<sup>2</sup> 的诊断价值更高。Kwee 等<sup>[9]</sup>对 20 例高级别脑神经 胶质瘤进行拉伸指数模型 DWI 研究,显示胶质瘤的 a 值明显低于正常脑实质。Yuan 等<sup>[10]</sup>用 12 个 b 值对 16 例鼻咽癌进行扩散峰度成像、拉伸指数模型和 IVIM DWI 的对照研究,在鼻咽癌表现为非高斯分布 的 b 值范围,拉伸指数模型比 IVIM 拟合性更好。表 明头、颈部组织和鼻咽癌可用非高斯扩散模型描述,拉 伸指数模型可以补充描述生物体素内的非高斯分布。

近年来多指数模态 DWI 在腹部的应用价值也逐 渐得以证实<sup>[11,12]</sup>,尤其在肝脏<sup>[13,14]</sup>、前列腺<sup>[15]</sup>、肾 脏<sup>[16]</sup>、子宫<sup>[17]</sup>等方面得到了较好的应用。

#### 在胰腺方面的应用

多模态 DWI 无需对比剂即可较好地反映病变的 微循环状态,提供体素水平的定量和定性评价,较传统

MRI 能更全面地反映胰腺及其周围组织器官的生理 病理状态,为胰腺疾病的早期诊断和治疗评估提供重 要信息,因此,越来越受到临床的重视。目前,拉伸指 数模型仍处于初步研究阶段,争议较多,在临床的实际 应用还较少,单指数模型 DWI 在胰腺疾病中的应用较 多,但其临床价值有限,目前在胰腺疾病的研究中应用 较多的还是 IVIM 技术。

Ma 等<sup>[18]</sup> 对 57 例正常胰腺进行 IVIM-DWI 研 究,结果显示f值在胰腺头部、体部和尾部间的差异有 统计学意义,胰腺尾部的灌注分数(f)值最低。原因可 能是胰腺头、体部较尾部的血供更为丰富,毛细血管网 分布更多,而且胰腺尾部主要为胰岛细胞,而胰腺头部 和体部主要为腺泡细胞,胰岛细胞合成和分泌激素较 腺泡细胞慢。

急性胰腺炎(acute pancreatitis, AP)为常见的急腹症之一,也是最常见的胰腺疾病,常与胆系疾病关系密切,多由胰管阻塞、胰管内压力突然增高或胰腺血供不足等原因引起,有潜在的致死性,并发症多见。DWI对轻症胰腺炎的显示较 CT 更为敏感,对其并发症及胰腺癌继发的阻塞性胰腺炎显示较好,有望逐渐替代 CT 作为首选检查方法。Kim 等<sup>[19]</sup>采用 10 个 b 值在 1.5T MR 仪上进行 IVIM DWI,结果表明,急性胰腺炎的 D\* 值明显低于正常胰腺。可能是由于胰腺炎时 胰腺间质炎性水肿,细胞增大、细胞间隙缩小,导致水分子扩散受限;同时胰腺炎可累及周围血管、继发假性 动脉瘤,可进一步导致胰腺血流灌注明显减低。

慢性胰腺炎(chronic pancreatitis, CP)表现为胰 腺组织持续性破坏和广泛纤维化,常可见胰腺实质萎 缩、局灶性脂肪沉积、钙化、假性囊肿及分泌功能障碍。 Klauss 等<sup>[20]</sup>发现 D 值对鉴别中、重度胰腺纤维化有 一定临床价值。可能的原因是慢性胰腺炎多伴有胰腺 腺泡和胰岛细胞的减少或萎缩、胰管柱状上皮鳞状化 生,导致胰腺内、外分泌减少;同时慢性胰腺炎状态下 胰腺间质可有大量淋巴、浆细胞浸润,导致水分子扩散 明显受限。

自身免疫性胰腺炎(autoimmune pancreatitis, AIP)的病理学表现为大量淋巴细胞和浆细胞浸润及 纤维结缔组织增生,本病对激素治疗较敏感。Muhi 等<sup>[22]</sup>报道了7种自身免疫性胰腺炎的影像学征象,指 出结合增强扫描和 ADC 值联合诊断的敏感性、特异 性均达到 100%。Kim 等<sup>[19]</sup>研究表明,在区分急性胰 腺炎和自身免疫性胰腺炎中,f 值诊断效能最佳。 Klau?等<sup>[23]</sup>发现,自身免疫性胰腺炎病例组的f值明 显低于正常对照组,胰腺癌组的f值低于自身免疫性 胰腺组炎。激素治疗后,两次随访中f值分别升高到 17.1%±6.7%和 20.4%±4.3%,目初诊及两次随访 的f值存在明显的统计学差异。其原因可能是引起自 身免疫性胰腺炎的自身免疫性疾病可导致胰腺闭塞性 静脉炎,从而影响胰腺的血流灌注。上述研究表明, IVIM技术可作为鉴别自身免疫性胰腺炎与胰腺癌、 以及随访自身免疫性胰腺炎激素治疗效果的一项影像 学指标。

多数学者发现,胰腺导管腺癌(pancreatic ductal adenocarcinoma,PDAC)的 ADC 值明显减低,DWI 有 助于检测胰腺癌,但对其成分并不清楚。Kang 等<sup>[21]</sup> 发现,f 值有助于鉴别诊断胰腺肿瘤和正常胰腺。Lee 等<sup>[24]</sup>、Lemke 等<sup>[25]</sup>发现,胰腺癌的 f 和 ADC 值均明显 低于正常对照组。Kim 等<sup>[19]</sup>研究表明,胰腺导管腺癌 的 f 和 D\* 值明显低于正常胰腺;ROC 曲线显示 f 值在 区别两者中的诊断性能最佳;此外,正常胰腺与胰腺癌 的 f 值取临界值 16.7%时,诊断敏感度、特异度、阴性 预测值及阳性预测值均最高。分析原因可能是,大部 分实性肿瘤组织细胞生长密集,核质比增高、细胞器及 膜性结构多,细胞内外水分子自由扩散运动的空间小, 而胰腺导管腺癌主要由纤维间质组成,属于乏血供肿 瘤,扩散运动受限更为明显。

慢性肿块型胰腺炎(chronic mass-forming pancreatitis,CMFP)的病理特点为大量肉芽组织增生和 纤维化,而胰腺癌的典型病理学特征为恶性肿瘤细胞 浸润于丰富的促结缔组织增生的间质组织中,如何鉴 别诊断肿块型胰腺炎与胰腺癌一直是影像医师的难 题。Niu等<sup>[26]</sup>发现,DWI 对鉴别二者的敏感性和特异 性分别为 86%和 82%,ROC 曲线下面积为 0.91mm<sup>2</sup>。 Fattahi 等<sup>[27]</sup> 用单指数模型 DWI 研究发现 b = 600s/mm<sup>2</sup>时可区分二者。

很多研究表明,肿块型胰腺炎和自身免疫性胰腺 炎应该比胰腺导管腺癌的 ADC 值低,然而,文献中得 到的结果却不尽一致。Concia 等<sup>[28]</sup>发现,胰腺导管腺 癌的 ADC 及 f 值均明显低于慢性胰腺炎, Klauss 等<sup>[29]</sup>发现 f 值用于鉴别胰腺癌与肿块型胰腺炎的敏 感度和特异度可达 80.0%和 89.9%,f 值在胰腺癌与 肿块型胰腺炎中的诊断价值高于 ADC 值。这可能是 由于胰腺导管腺癌与后者相比较具有更丰富的纤维组 织和更少的血管。而 Lee 等<sup>[24]</sup>对胰腺癌及肿块型胰 腺炎研究表明,正常胰腺的 ADC 和 f 值明显高于胰腺 癌及肿块型胰腺炎,肿块型胰腺炎 ADC 和 D 值明显 低于胰腺癌,ADC和D值有助于胰腺癌和肿块型胰腺 炎的鉴别。其原因可能是,肿块型胰腺炎的形态学改 变为胰腺小叶内或其周围的结节状硬变、钙化,致管道 系统改变,常伴有大量肉芽组织增生,而不同炎性过程 的肉芽组织生理学表现不尽相同。

胰腺癌(pancreatic cancer, PC)为胰腺最常见的

恶性肿瘤,起病隐匿、进展迅速,侵袭性强、致死率高、 预后极差,因此早期诊断和准确分期尤为重要。Hao 等<sup>[30]</sup>对胰腺癌和良性胰腺肿瘤进行单指数模型 DWI 研究,发现 b=700s/mm<sup>2</sup> 时对胰腺良恶性肿瘤的鉴别 有意义。Kang 等<sup>[21]</sup>用 IVIM DWI 研究胰腺常见肿 瘤、慢性胰腺炎和正常胰腺,结果显示,f值有助于三 者的鉴别诊断;此外。该文献还研究了胰腺癌、神经内 分泌肿瘤和导管内乳头状黏液性肿瘤,结果表明,D\* 及f值对于胰腺导管腺癌及神经内分泌癌的鉴别诊断 比ADC及D值更有价值。究其原因可能是,胰腺导 管腺癌属于乏血供肿瘤,而神经内分泌癌的血供较丰 富,造成两者在反映灌注信息的参数(D\* 值及 f 值)上 有显著差异。此外,此研究中还发现恶性胰腺导管内 乳头状瘤的 D\* 值及 f 值较良性明显升高, 而 ADC 值 及 D 值均明显减低, ROC 曲线分析后得出 f 值对于病 变良恶性的鉴别诊断最有价值。Klau 等<sup>[31]</sup>研究发现 f 值和微血管密度有良好的相关性;胰腺导管腺癌的 f 值明显低于胰腺神经内分泌瘤,D值则显著偏高。 Kim 等<sup>[19]</sup>发现胰腺导管腺癌的 f 和 D\* 值明显低于正 常胰腺;ROC曲线显示f值在区别胰腺导管腺癌和正 常胰腺的诊断性能最佳;胰腺实性假乳头状肿瘤的 D\* 值明显低于正常胰腺;神经内分泌瘤的f 值明显高 于胰腺导管腺癌。总之, IVIM DWI 的相关参数对各 型胰腺肿瘤的鉴别有一定意义,它可能是诊断和鉴别 诊断胰腺病变的有效指标,但其各个参数的诊断价值 还有待于进一步扩大样本量进行更深层次的研究。

## 影响因素及参数建议

目前多模态 DWI 技术仍存在很多问题,如 DWI 模型本身的限制以及呼吸及胃肠蠕动等原因,高 b 值 时,图像的信噪比及位置重合差;低信噪比环境时数据 的拟合误差大;低b值范围难以精确测量组织信号衰 减程度[38];不同 b 值的参数间是否具有可比性以及其 一致性等问题。此外,在DWI的应用过程中有多种因 素可能造成结果的偏差:不同 b 值 DWI 的结果可能不 同。Lemke 等<sup>[32]</sup>提出了脑、肝、肾等部位的 b 值大小 及分布的优化方案,认为以 30 个以上的 b 值为佳,但 由于成像时间等临床条件的限制,4~10个b值也可 得到较为满意的参数值。只要b值足够多月分布合 理,b值可不再影响参数值测量的准确性[34]。Klauss 等<sup>[34]</sup>采用 10 个 b 值对胰腺进行研究,同样取得了较 好的效果。Park 等[41]提出 D\* 值的可重复性最差,建 议在 IVIM 算法中采用分段拟合、循序渐进的方法,或 设定约束阈值来限制 IVIM 参数值的范围,从而提高 数值的准确性。Koh 等[35] 建议使用 6 到 8 个 b 值,并 采用多次信号平均的方法,选用较少的高 b 值(如 2~

3个)而采用较多的低 b 值(4个以上),将数据采集重 点集中在对灌注敏感的范围内。然而,到目前为止,还 没有研究显示约束函数对测量参数有效果。

不同的磁场强度和 TE 值也可能对结果有一定影 响。Cui 等<sup>[36]</sup>在 3.0T 和 1.5T MRI 研究中发现,肝 的 ADC 及 D 值可重复性较高,f 值存在一定的差异, D\* 的差异则很大。Bisdas 等<sup>[37]</sup>研究显示,脑部病变 中 f 值的测量受到 TE 值的影响。Lemk 等<sup>[11]</sup>研究发现,随着 TE 的增加 f 值显著增加,而弛豫时间补偿 f 值没有对 TE 表现出显著的依赖。

自由呼吸、呼吸门控触发、屏气等不同扫描方式对 于参数稳定性及可重复性也可能造成影响,Neli等<sup>[38]</sup> 研究证实前两者无差异。在生物组织中水分子的扩散 不仅是一种简单的热运动,还取决于与细胞膜的相互 作用、组织隔间和细胞内容物。因此,某些情况下 IVIM 的灌注参数可能受到其它生理活动的影响,如 腺体分泌、导管内液体流动等,这可能导致低b值时组 织信号的衰减,并且难以与灌注效应相区别<sup>[39]</sup>。

### 展望

多模态 DWI 可在细胞和分子水平探索组织的生 理学特点,更准确地量化水分子的扩散运动,揭示组织 的异质性,描述体素水平的病理生理学变化,提高诊断 的敏感性和特异性。它无需使用对比剂,可用于危重 患者及肾功能不全者。在区分各型胰腺炎、胰腺良恶 性病变及各种不同类型的胰腺肿瘤方面有较好的效 果,对于胰腺疾病的早期诊断、肿瘤分级、定量观察、评 估预后和随访观察等方面有指导意义。虽然拉伸指数 模型目前仍处于研究阶段,临床应用较少,但却提供了 新的研究方向。不同的生理病理条件下,水通道蛋白 的分布、表达以及水分子通过速度不同,尤其在病理状 态下, AQP 介导的主动转运比简单扩散的作用更 大<sup>[41]</sup>。胰腺组织中主要分布有 AQP3、AQP8 和 AQP12, AQP12 的机制尚未完全研究清楚。水分子 有望作为特异性的小分子探针,进行活体细胞凋亡、分 化增殖和迁移等过程的研究,这对药物开发有一定意 义<sup>[42]</sup>。DWI 有望在临床应用中提供胰腺组织水通道 蛋白转运方面的信息,为疾病的发生、发展过程提供更 加详细的评估。然而其b值的设置、呼吸运动模式、场 强及 TE 的选择等可能影响其参数的准确性,在进行 临床研究时需要结合相关研究结果进行进一步的探 索。除了胰腺,DWI在肝脏、肾脏、子宫、前列腺和胃 肠等脏器中的研究也逐渐增多,已取得了一定效果,相 信该技术将为临床诊疗提供更丰富的影像学信息,使 MRI分子影像学研究进入新的里程。

- [1] Le Bihan D, Breton E, Lallemand D, et al. MR imaging of introvoxel incoherent motions; application to diffusion and perfusion in neurologic disorder[J]. Radiology, 1986, 161(2):401-407.
- [2] Agre P, Sasaki S, Chrispeels MJ. Aquaporins: a family of water channel proteins[J]. Am J Physiol, 1994, 19(10): 421-425.
- [3] Bennett KM, Schmainda KM, Bennett RT, et al. Characterization of continuously distributed cortical water diffusion rates with a stretched-exponential model[J]. Magn Reson Med, 2003, 50(4): 727-734.
- [4] Wang J, Liao Q, Zhang Y, et al. Differential diagnosis of axillary inflammatory and metastatic lymph nodes in rabbit models by using diffusion-weighted imaging:compared with conventional magnetic resonance imaging[J]. Korean J Radiol, 2012, 13(4): 458-466.
- [5] Gao QQ, Lu SS, Xu XQ, et al. Quantitative assessment of hyperacute cerebral infarction with intravoxel incoherent motion MR imaging:initial experience in a canine stroke model[J]. J Magn Reson Imaging, 2016, 30. DOI: 10. 1002/jmri. 25556.
- [6] Joo I, Lee JM, Grimm R, et al. Monitoring vascular disrupting therapy in a rabbit liver tumor model:relationship between tumor perfusion parameters at IVIM diffusion-weighted MR imaging and those at dynamic contrast-enhanced MR imaging[J]. Radiology, 2016,278(1):104-113.
- [7] Zhang Z, Yuan Q, Zhou H, et al. Assessment of tumor response to oxygen challenge using quantitative diffusion MRI in an animal model[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 42(5):1450-1457.
- [8] Kadota Y, Hirai T, Nakamura H, et al. Benefit of 3T diffusionweighted imaging in comparison to contrast-enhanced MR imaging for the evaluation of disseminated lesions in primary malignant brain tumors[J]. Magn Reson Med Sci, 2016, 11. DOI: 10. 2463/ jmri. 2016-0072.
- [9] Kwee TC, Galban CJ, Tsien C, et al. Intravoxel water diffusion heterogeneity imaging of human high-grade gliomas[J]. NMR Biomed,2010,23(2):179-187.
- [10] Yuan J, Yeung DK, Mok GS, et al. Non-Gaussian analysis of diffusion weighted imaging in head and neck at 3T:a pilot study in patients with nasopharyngeal carcinoma[J/OL]. PLoS ONE, 9 (1):e87024. DOI:10.1371/journal.pone.0087024.
- [11] Lemk 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.
- [12] 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.
- [13] Regini F, Colagrande S, Mazzoni LN, et al. Assessment of liver perfusion by intravoxel incoherent motion (IVIM) magnetic resonance-diffusion-weighted imaging: correlation with phase-contrast portal venous flow measurements[J]. J Comput Assist Tomogr, 2015, 39(3): 365-372.
- [14] Franca M, Martí-Bonmatí L, Alberich-Bayarri ?, et al. Evaluation of fibrosis and inflammation in diffuse liver diseases using intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging[J]. Abdom Radiol (NY),2017,42(2):468-477.
- [15] 孙美玉,刘爱连,李烨,等.体素内不相干运动对前列腺癌和前列

参考文献:

腺增生结节的鉴别诊断[J]. 放射学实践, 2016, 31(10): 947-951.

- [16] 丁玖乐,邢伟,陈杰,等. 信噪比在肾透明细胞癌多 b 值 DWI 分 析中的重要性研究[J]. 中华医学杂志,2014,94(3):171-173.
- [17] 陈天佑,强金伟,李若坤,等.体素内不相干运动扩散加权成像 (IVIM-DWI)定量研究育龄期女性正常子宫月经周期内微循环 变化[J].放射学实践,2016,31(12):1213-1218.
- [18] Ma C, Liu L, Li YJ, et al. Intravoxel incoherent motion MRI of the healthy pancreas: monoexponential and biexponential apparent diffusion parameters of the normal head, body and tail[J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 41(5):1236-1241.
- [19] Kim B, Lee SS, Sung YS, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted imaging of the pancreas: characterization of benign and malignant pancreatic pathologies[J]. J Magn Reson Imaging, 2017, 45(1): 260-269.
- [20] Klauss M, Gaida MM, Lemke A, et al. Fibrosis and pancreatic lesions: counterintuitive behavior of the diffusion imaging-derived structural diffusion coefficientd[J]. Invest Radiol, 2013, 48(3): 129-133.
- [21] Kang KM, Lee JM, Yoon JH, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MR imaging for characterization of focal pancreatic lesions[J]. Radiology, 2014, 270(2):444-453.
- [22] Muhi A, Ichikawa T, Motosugi U, et al. Mass-forming autommune pancreatitis and pancreatic carcinoma, differential diagnosis on the basis of computed tomography and magnetic resonance cholangiopancreatography, and diffusion-weighted imaging findings[J]. J Magn Reson Imaging, 2012, 35(4):827-836.
- [23] Klau? M, Maier-Hein K, Tjaden C, et al. IVIM DW-MRI of autoimmune pancreatitis: therapy monitoring and differentiation from pancreatic cancer[J]. Eur Radiol, 2016, 26(7): 2099-2106.
- [24] Lee SS, Byun JH, Park BJ, et al. Quantitative analysis of diffusion-weighted magnetic resonance imaging of the pancreas: usefulness in characterizing solid pancreatic masses[J]. J Magn Reson Ima-ging, 2008, 28(4): 928-936.
- [25] Lemke A, Laun FB, Klauss M, et al. Differentiation of pancreas carcinoma from healthy pancreatic tissue using multiple b-values: comparison of apparent diffusion coefficient and intravoxel incoherent motion derived parameters[J]. Invest Radiol, 2009, 44 (12):769-775.
- [26] Niu X, Das SK, Bhetuwal A, et al. Value of diffusion-weighted imaging in distinguishing pancreatic carcinoma from mass-forming chronic pancreatitis: a meta-analysis[J]. Chin Med J (Engl), 2014,127(19):3477-3482.
- [27] Fattahi R, Balci NC, Perman WH, et al. Pancreatic diffusionweighted imaging (DWI): comparison between mass-forming focal pancreatitis (FP), pancreatic cancer (PC), and normal pancreas[J]. J Magn Reson Imaging, 2009, 29(2): 350-356.
- [28] Concia M, Sprinkart AM, Penner AH, et al. Diffusion-weighted

magnetic resonance imaging of the pancreas, diagnostic benefit from an intravoxel incoherent motion model-based 3 b-value analysis[J]. Invest Radiol,2014,49(2):93-100.

- [29] Klauss M, Lemke A, Grünberg K, et al. Intravoxel incoherent motion MRI for the differentiation between mass forming chronic pancreatitis and pancreatic carcinoma[J]. Invest Radiol, 2011, 46 (1):57-63.
- [30] Hao JG, Wang JP, Gu YL, et al. Importance of b value in diffusion weighted imaging for the diagnosis of pancreatic cancer[J].
  World J Gastroenterol, 2013, 19(39):6651-6655.
- [31] Klau M, Mayer P, Bergmann F, et al. Correlation of histological vessel characteristics and diffusion-weighted imaging intravoxel incoherent motion-derived parameters in pancreatic ductal adenocarcinomas and pancreatic neuroendocrine tumors[J]. Invest Radiol.2015.50(11):792-797.
- Lemke A, Stieltjes B, Schad LR, et al. Toward an optimal distribution of b values for intravoxel incoherent motion imaging[J].
  Magn Reson Imaging, 2011, 29(6):766-776.
- [33] Zhang JL, Sigmund EE, Chandarana H, et al. Variability of renal apparent diffusion coefficients: limitations of the monoexponentialmodel for diffusion quantification [J]. Radiology, 2010, 254 (3):783-792.
- [34] Koh DM, Collins DJ, Orton MR. Intravoxel incoherent motion in body diffusion-weighted MRI: reality and challenges [J]. AJR, 2011,196(6):1351-1361.
- [35] Park HJ, Sung YS, Lee SS, et al. Intravoxel incoherent motion diffusion-weighted MRI of the abdomen: the effect of fitting algorithms on the accuracy and reliability of the parameters[J/OL]. J Magn Reson Imaging, 2016. DOI:10.1002/jmri. 25535. [Epub ahead of print]
- [36] Cui Y, Dyvorne H, Besa C, et al. IVIM Diffusion-weighted imaging of the liver at 3.0T:comparison with 1.5T[J]. Eur J Radiol, 2015, 2. DOI:10.1016/j. ejro. 2015.08.001.
- [37] Bisdas S,Klose U. Analysis of brain tumors; an investigation of the relaxation effects of CSF,blood, and tumor tissue on the estimated perfusion fraction[J]. MAGMA,2015,28(4):377-383.
- [38] Neil P, Matthew R, James A, et al. Comparison of free-breathing with navigator-controlled acquisition regimes in abdominal diffusion weighted magnetic resonance images: effect on ADC and IVIM statistics[J]. Magn Reson Imaging, 2014, 39(1):235-240.
- [39] 郭启勇,辛军,张新,等. MRI水扩散加权成像分子机理研究进展 [J].中国临床医学影像杂志, 2013, 24(7): 496-499.
- [40] Suzuki Y, Nakamura Y, Yamada K, et al. Aquaporin-4 positron emission tomography imaging of the human brain: first report
   [J]. J Neuroimaging, 2013, 23(2): 219-223.

(收稿日期:2017-01-16 修回日期:2017-05-02)