



· 论 著 ·

起始 b 值对前列腺癌拉伸指数模型弥散加权成像参数的影响

刘 乐, 刘 伟, 周冰妮, 王耀申, 钱 敏, 周良平, 刘晓航

复旦大学附属肿瘤医院放射诊断科, 复旦大学上海医学院肿瘤学系, 上海 200032

[摘要] 目的: 探讨起始 b 值对前列腺癌拉伸指数模型(stretched-exponential model, SEM)弥散加权成像(diffusion-weighted imaging, DWI)参数的影响。方法: 共39例前列腺癌患者在3.0 T磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)上行多 b 值(0、300、600、900、1 200、2 000 s/mm²) DWI检查。按 b 值组合方案(A方案, b 值为0、300、1 200、2 000; B方案, b 值为0、600、1 200、2 000 s/mm²; C方案, b 值为0、900、1 200、2 000 s/mm²; D方案, b 值为0、300、600、900、1 200、2 000 s/mm²)计算前列腺癌和正常周围区(peripheral zone, PZ)组织的表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)、分布弥散系数(distributed-diffusion coefficient, DDC)和异质性指数(α)。采用 t 检验比较同一方案内不同组织的参数间的差异, 采用配对 t 检验对于每个组织在不同方案中的参数进行两两比较。采用受试者工作特征曲线的曲线下面积(area under curve, AUC)比较诊断效果。结果: ADC和DDC值随方案改变而变化, 但不影响诊断效能。A方案前列腺癌的 α 值高于PZ组织, 其他方案中PZ组织的 α 值均高于前列腺癌($P<0.05$)。A、B方案 α 值鉴别PZ组织与前列腺癌的AUC(0.91和0.91)显著低于其他参数(AUC >0.95 , $P<0.05$)。其他参数鉴别PZ组织与前列腺癌的AUC差异无统计学意义。结论: 起始 b 值影响SEM DWI的 α 值及其对前列腺癌的诊断。

[关键词] 前列腺癌; 弥散加权成像; 拉伸指数模型

DOI: 10.19732/j.cnki.2096-6210.2022.03.017

中图分类号: R737.25; R445.2 文献标志码: A 文章编号: 2096-6210(2022)03-0323-07

Effect of initial b values on stretched-exponential model diffusion-weighted imaging parameters of prostate cancer

LIU Le, LIU Wei, ZHOU Bingni, WANG Yaoshen, QIAN Min, ZHOU Liangping, LIU Xiaohang (Department of Radiology, Fudan University Shanghai Cancer Center; Department of Oncology, Fudan University, Shanghai 200032, China)

Correspondence to: LIU Xiaohang E-mail: 09111230002@fudan.edu.cn

[Abstract] **Objective:** To investigate the effect of initial b values on stretched-exponential model (SEM) diffusion-weighted imaging parameters of prostate cancer. **Methods:** Thirty-nine patients with prostate cancer performed 3.0 T magnetic resonance imaging (MRI) scans with multiple b value (0, 300, 600, 900, 1 200, 2 000 s/mm²) DWI. Parameters, including apparent diffusion coefficient (ADC), distributed-diffusion coefficient (DDC), and intravoxel heterogeneity index (α), were calculated using protocols A-D (b value ranges: A 0, 300, 1 200, 2 000 s/mm²; B 0, 600, 1 200, 2 000 s/mm²; C 0, 900, 1 200, 2 000 s/mm²; D 0, 300, 600, 900, 1 200, 2 000 s/mm²). For each tissue [peripheral zone (PZ) and cancer], parameters were compared across protocols with paired t test. In each protocol, each parameter was compared between cancer and PZ tissues using one-way analysis of variance. The diagnostic efficacy was evaluated by area under receiver operating characteristic curve (AUC). **Results:** The ADC, DDC values varied in different protocols, but did not affect the diagnosis performance. The α value of cancer in protocol A was higher than PZ tissues, but in other protocols, α values of PZ tissues were higher than cancer ($P<0.05$). The AUC of α value in protocols A, B (0.91 and 0.91) to differentiating PZ tissues and prostate cancer was significantly lower than those of the other parameters (AUC >0.95 , $P<0.05$). And there were no significantly difference among the AUCs of other parameters in differentiating cancer and PZ tissues. **Conclusion:** Changing of initial b values affected the α value and its diagnostic performance for prostate cancer.

[Key words] Prostate cancer; Diffusion-weighted imaging; Stretched-exponential model

基金项目: 上海市卫生健康委员会临床研究专项基金面上项目(2020040270)

通信作者: 刘晓航 E-mail: 09111230002@fudan.edu.cn

在过去的20年里, 弥散加权成像 (diffusion-weighted imaging, DWI) 已被应用于前列腺疾病的诊断。在大多数临床研究^[1-2]中, 弥散分析采用基于高斯弥散假设的单指数模型。然而, 前列腺组织中的水分子弥散并非自由弥散, 而是存在多种形式的阻碍, 包括细胞膜和细胞内细胞器。因此, 许多非高斯弥散模型, 包括双指数模型、拉伸指数模型 (stretched-exponential model, SEM) 和峰度模型被用于描述水分子弥散的复杂行为, 并已证实可为前列腺癌的评估提供更多的有用信息^[3-4]。

近年来, SEM DWI已被用于前列腺的多项研究, 研究^[5-6]证明SEM比单指数模型更适合描述前列腺组织的信号衰减, 而且与其他非高斯弥散模型相比, 所需的**b**值和扫描时间相对较少。SEM的数学描述如公式(1)。

$$S/S_0 = \exp(-bDDC)^\alpha \quad (1)$$

其中S是特定**b**值的信号强度, S_0 是**b**=0 s/mm² 图像的信号强度。分布弥散系数 (distributed-diffusion coefficient, DDC) 是**b**信号衰减速率的度量单位, 而异质性指数 α 描述与单个指数衰减的偏差。 α 的值从0到1不等, $\alpha=1$ 等同于单指数弥散加权信号衰减和低体素内弥散不均匀性; 相反, 接近0表示多指数信号衰减程度更高。DDC表示平均体素内弥散速率^[6], 尽管它被认为更适合于描述前列腺组织的信号衰减方式, 但 α 值的稳定性仍受到质疑。在既往大多数研究^[6-9]中, 前列腺癌的 α 值明显低于正常组织。然而, 研究^[3]表明, 良性病变的 α 值与前列腺癌接近。在另一项研究^[5]中, 前列腺组织的 α 值明显高于正常组织, 这与其他研究的结果明显不同。 α 值的临床应用价值也有争议, 在一项研究^[8]中, 使用 α 值区分前列腺癌与正常周围区 (peripheral zone, PZ) 组织的受试者工作特征曲线的曲线下面积 (area under curve, AUC) 为0.82~0.88, 在前列腺癌诊断中可发挥较好作用。然而在其他采用不同**b**值范围的研究^[10-11]中, AUC要低得多, 均在0.7以下, 分析原因可能与DWI扫描参数有关, 特别是**b**值范围。目前仍然没有普遍接受的**b**值数值和排列方式^[4], 最高**b**值在1 000~

4 500 s/mm²之间, 最低**b**值在0~500 s/mm²之间, 次低**b**值在10~1 000 s/mm²之间, 这些结果不同的研究^[3-6, 11]大多**b**值范围存在差异。Feng等^[8]的研究指出, 将最高**b**值增加到2 000 s/mm²以上, 对SEM DWI的结果几乎没有影响, 也没有增加额外的诊断价值。因此, 造成差异的因素可能存在于较低的**b**值范围内。因此, 本研究的目的是确定起始**b**值的大小和分布对SEM DWI结果, 尤其是 α 值的影响, 评估弥散参数对前列腺癌的诊断准确度, 确定前列腺检测的最佳**b**值范围。

1 资料和方法

1.1 一般资料

对60例经10针活检证实的前列腺癌患者进行磁共振成像 (magnetic resonance imaging, MRI) 检查, 包括多**b**值DWI, 并对图像进行评估。所有患者都被要求在检查前30 min内不要排尿。由于DWI的分辨率有限, 仅直径大于0.5 cm的PZ病灶被纳入进一步的定量分析。因此, 最终纳入39例患者 (平均年龄66.7岁, 范围51~78岁; 血清前列腺特异性抗原中位数为24.7 ng/mL, 范围4.9~102.0 ng/mL), 共计47个病灶。所有病灶平均直径2.2 cm, 范围0.5~6.0 cm; Gleason评分3+3至5+5, 中位数4+3。MRI检查至活检时间为3~4周。

1.2 MRI成像技术

采用美国GE公司的SignaHDx 3.0 T MRI系统, 使用8通道相控阵表面线圈。采用T2加权快速反转自旋回波 (fast recovery fast spin echo, FRFSE) 序列, 重复时间 (repetition time, TR) / 回波时间 (echo time, TE) 5 000 ms/87.9 ms, 激励次数 (number of excitation, NEX) 4次, 层厚4 mm, 间隙1 mm, 对整个前列腺、精囊和膀胱进行横断面、矢状面和冠状面成像。T1加权成像采用快速扰相梯度回波 (fast spoiled gradient recalled echo, FSPGR) 序列, TR/TE 150 ms/3 ms, 层厚4 mm, 间隙1 mm。DWI采用单次激发回波平面成像 (single-shot echo planar imaging, SS-EPI) 序列, TR/TE 4 000/71.9 ms, 视野260 mm × 260 mm, 激励次数

6, 矩阵 128×128 , 层厚4 mm, 间隙1 mm。 b 值组合设置为0、300、600、900、1 200、2 000 s/mm^2 , 扫描时间约为4 min。为了减少DWI扫描时间和磁化率伪影, 还采用了减低因子为2的并行成像技术阵列空间灵敏度编码技术(array spatial sensitivity encoding technique, ASSET)。

1.3 图像分析

由2名有7年前列腺MRI诊断经验和13年泌尿外科经验的放射科医师在GE AW4.6工作站分析DWI图像, 并使用定制软件生成尿液和前列腺的表观弥散系数(apparent diffusion coefficient, ADC)、DDC和 α 值图。根据选择的 b 值范围和分布, 采用4种方案计算ADC、DDC和 α 值: A方案 b 值为0、300、1 200、2 000 s/mm^2 ; B方案 b 值为0、600、1 200、2 000 s/mm^2 ; C方案 b 值为0、900、1 200、2 000 s/mm^2 ; D方案 b 值为0、300、600、900、1 200、2 000 s/mm^2 。

在每个方案中, ADC值按公式(2), 即 $S/S_0 = \exp(-bADC)$ 计算; 而DDC值和 α 值按公式(1)计算。录入每个方案中所有 b 值对应的信号, 应用最小二乘法进行线性拟合计算单指数模型参数, 用Levenberg-Marquardt法进行非线性拟合计算SEM参数^[12]。

感兴趣区(region of interest, ROI)由放射科医师在 $b=0 s/mm^2$ DWI图像上绘制, 病灶和组织的边缘和轮廓特征参考对应的病理学切片和T2加权成像(T2-weighted imaging, T2WI)图像, 随后在不同 b 值的图像上自动绘制ROI。记录每个样本不同 b 值的信号, 并将其转换成对数强度, 由工作站计算组织ADC、DDC和 α 值, 所有数据由2名放射科医师在同一部位进行3次评估, 然后计算平均值, 如有差异协商解决。在一个方案的数据测量完成后, 另一个方案的 b 值将被导入, ROI保持不变, 继续计算新的数据。

前列腺癌的ROI勾画选择病理学检查已证实为阳性、T2WI上呈均匀低信号、边界不清的病灶, 计算数值同时评估病变的位置和大小。另外绘制正常的两侧PZ组织的ROI, 正常PZ的纳入标准为病理学检查证实无前列腺癌、T2WI呈高信

号的PZ组织, 每例患者分别绘制左右两侧PZ组织。如若PZ组织因前列腺癌侵犯或前列腺增生明显压缩显示不清, 将不纳入研究。

1.4 统计学处理

采用STATA 10.0版本软件进行统计学分析。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。为了避免I型错误, 对良恶性组织在每两个方案之间的每种参数(ADC、DDC或 α 值)通过配对 t 检验进行比较。在每个方案中, 应用 t 检验比较前列腺癌组织和正常组织的ADC、DDC和 α 值。使用受试者工作特征曲线对每个参数的诊断性能进行评估, 并根据AUC进行比较。

2 结果

共计47例前列腺癌(34例位于PZ组织, 13例位于中央腺体组织), 70例正常PZ组织数据纳入研究。在良恶性组织的ADC值中, A方案均显著高于其他方案, C方案均显著低于其余两种方案($P < 0.05$), B方案和D方案的ADC值差异无统计学意义(表1, 图1A, $P > 0.05$)。

在良恶性组织的DDC值中, B方案的DDC值均为最高($P < 0.05$)。在前列腺癌组织中, C方案和D方案的DDC值接近, 均低于A方案($P < 0.05$)。在PZ组织中, A方案和D方案的DDC值相似, 均高于C方案(表1, 图1B, $P < 0.05$)。

PZ组织的 α 值在A方案中最低, C方案的 α 值高于B方案和D方案, 而B方案高于D方案, 差异均有统计学意义。但C方案与A方案或B方案之间的差距相对较小。前列腺癌的 α 值在A方案中最高, B方案和C方案的 α 值相近, 均显著高于D方案, 但差距较小(表1, 图1C)。

在所有方案中, PZ组织的ADC值和DDC值均显著高于前列腺癌($P < 0.05$)。A方案中, PZ组织的 α 值明显低于癌组织, 但在其他方案中, PZ组织的 α 值显著高于前列腺癌($P < 0.05$, 图1~2)。

对于前列腺癌和PZ组织的鉴别诊断, A~D方案的ADC显示AUC分别为0.96、0.95、0.94和0.94, 而A~D方案的DDC显示AUC分别为0.95、

0.95、0.95和0.94。A~D方案的 α 显示AUC分别为0.90、0.96、0.95和0.95。方案A和方案B中 α 的

AUC明显低于其他方案，其他参数对所有方案的诊断效能差异无统计学意义（图3）。

表1 不同方案下PZ组织和前列腺癌的ADC、DDC和 α 值

方案	参数	PZ组织	前列腺癌	P值 (PZ组织 vs 前列腺癌)
A	ADC	1.40 ± 0.18 ^{b, c, d}	0.80 ± 0.19 ^{b, c, d}	<0.05
	DDC	1.35 ± 0.20 ^{b, c}	0.74 ± 0.16 ^{b, c, d}	<0.05
	α	0.70 ± 0.09 ^{a, b, c}	0.82 ± 0.06 ^{b, c, d}	<0.05
B	ADC	1.28 ± 0.18 ^{a, c, d}	0.77 ± 0.15 ^{a, c, d}	<0.05
	DDC	1.46 ± 0.16 ^{a, c, d}	0.75 ± 0.20 ^{a, c, d}	<0.05
	α	0.87 ± 0.10 ^{a, c, d}	0.64 ± 0.08 ^{a, d}	<0.05
C	ADC	1.12 ± 0.15 ^{a, b}	0.65 ± 0.12 ^{a, b}	<0.05
	DDC	1.19 ± 0.14 ^{a, b, d}	0.70 ± 0.17 ^{a, b}	<0.05
	α	0.89 ± 0.07 ^{a, b, d}	0.63 ± 0.08 ^{a, c, d}	<0.05
D	ADC	1.24 ± 0.14 ^{a, b}	0.74 ± 0.15 ^{a, b}	<0.05
	DDC	1.35 ± 0.24 ^{b, c}	0.69 ± 0.20 ^{a, b}	<0.05
	α	0.83 ± 0.06 ^{a, b, c}	0.60 ± 0.09 ^{a, b, c}	<0.05

^a: 该参数与A方案中的同一参数差异有统计学意义; ^b: 该参数与B方案中的同一参数差异有统计学意义; ^c: 该参数与C方案中的同一参数差异有统计学意义; ^d: 该参数与D方案中的同一参数差异有统计学意义。P<0.05表示PZ组织和前列腺癌间某一参数差异有统计学意义。ADC、DDC单位为 $\times 10^{-3} \text{ mm}^2/\text{s}$ 。

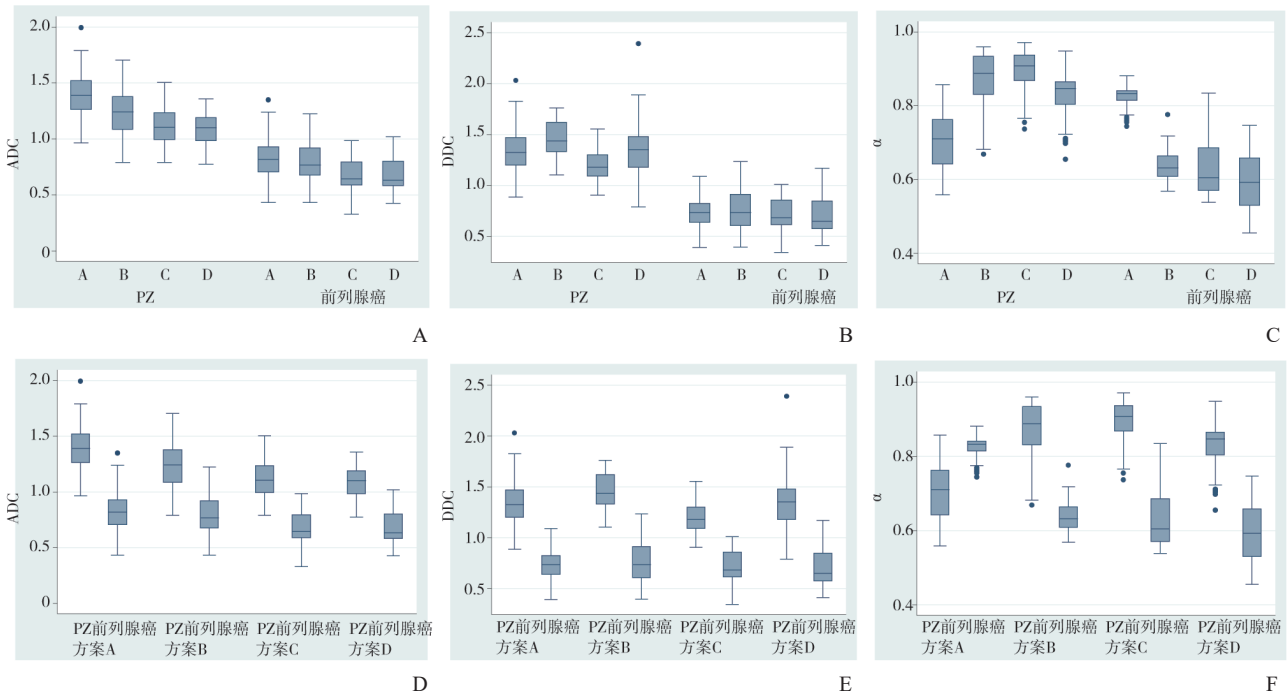


图1 ADC、DDC及 α 值在不同 b 值方案中的变化

A: 方案A的ADC值在所有组织中最高，在方案B和方案C中较低。B: 方案B的DDC值在所有组织中最高，其他方案中的DDC值不同，前列腺癌组织的DDC值相比正常组织更稳定。C: PZ组织的 α 值在A方案中最低，明显低于其他方案。前列腺癌的 α 值在A方案中最高，而在其他方案中明显减低。D、E: PZ组织的ADC值和DDC值均显著高于前列腺癌。F: 在方案A中，PZ组织的 α 值明显低于前列腺癌。在其他方案中，PZ组织的 α 值明显高于前列腺癌。

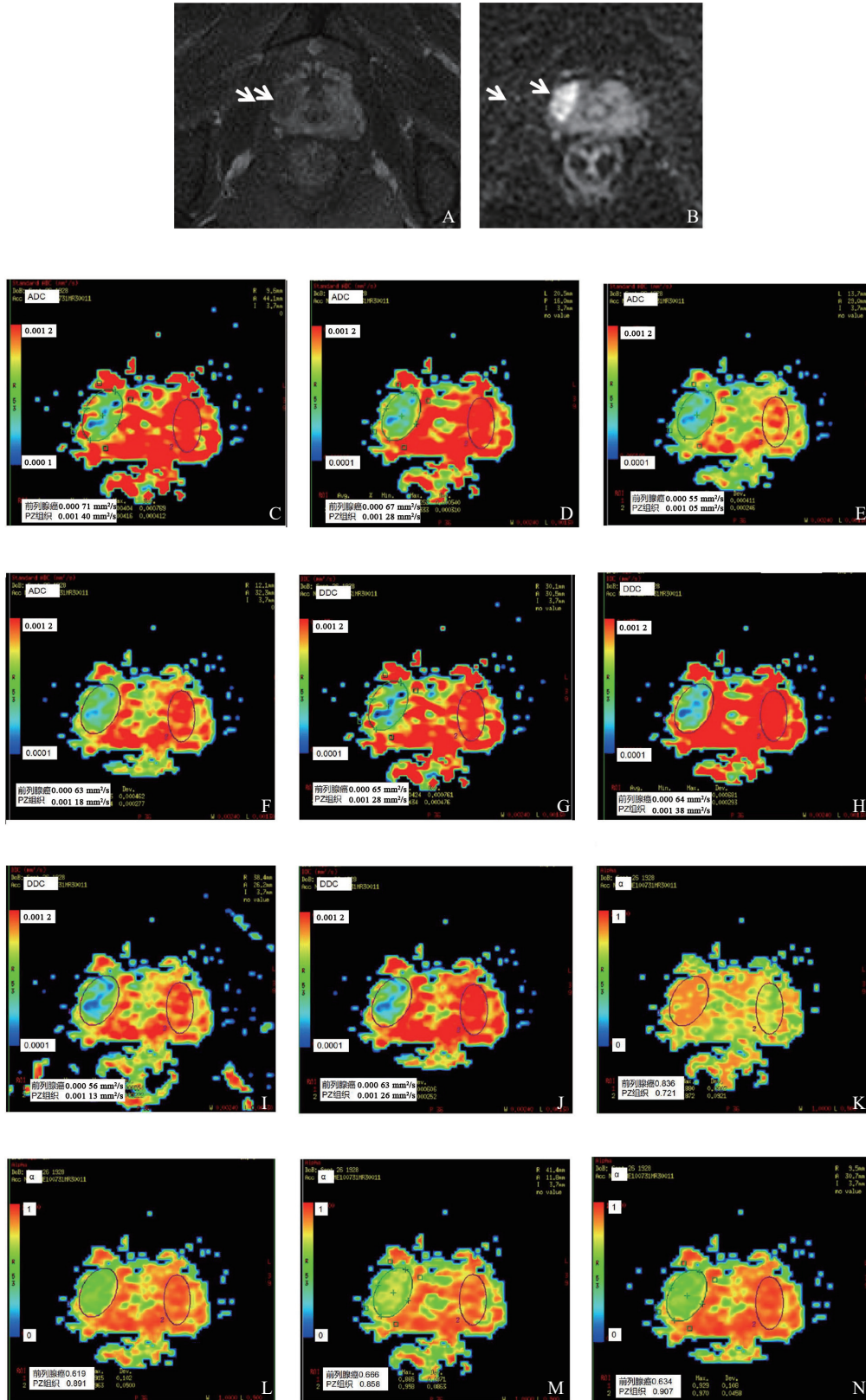


图2 典型病例(患者,61岁,前列腺癌)在不同方案中的ADC图

A: T2WI显示右侧外周带边界不清的低信号病变(箭头所示),病理学检查证实为前列腺癌(Gleason 4+3)。B: 病变在DWI $b=0$ 图像上呈明显高信号(箭头所示)。C~F: 对前列腺癌和PZ组织的常规ADC值进行分析,ADC值随方案改变而变化,但PZ组织的ADC值始终高于前列腺癌。G~J: 对前列腺癌和PZ组织的DDC值进行分析,DDC值随方案改变而变化,但PZ组织的DDC值始终高于前列腺癌。K~N: 对前列腺癌和PZ组织的 α 值进行分析,方案A中PZ组织的 α 值低于前列腺癌,但方案B~D中PZ组织的 α 值均高于前列腺癌。

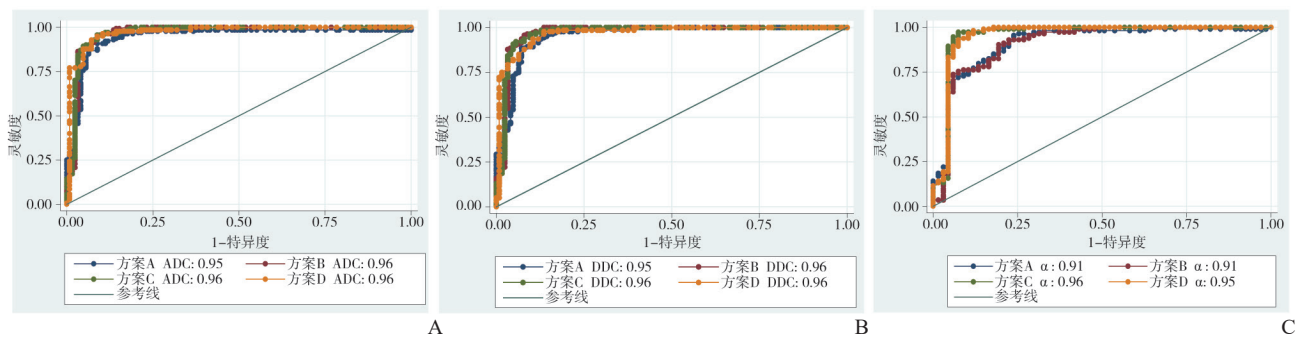


图3 不同方案对ADC、DDC和 α 值鉴别诊断前列腺癌和PZ组织的ROC曲线

A、B: ADC及DDC值在不同方案 b 值中均保持较高AUC值,且相互间差异无统计学意义。C: 方案A、方案B中 α 鉴别诊断前列腺癌和PZ组织的AUC明显低于方案C、方案D。

3 讨 论

本研究表明,起始 b 值会影响SEM DWI的结果,可能有助于解释既往研究^[3, 5-9]中结果不一致的原因。ADC和DDC值在不同的 b 值方案中有一定变化。除了包含完整 b 值的方案D外,其他方案中ADC值随两个最低起始 b 值的增加而下降,这与Ogura等^[13]的结果相似。在他们的研究中,相同 b 值范围(0~5 000 s/mm²)的情况下, b 值为0、3 000、5 000 s/mm²的ADC低于 b 值为0、1 000、2 000、3 000、4 000、5 000 s/mm²的ADC值,但高于 b 值为0、5 000 s/mm²的ADC值。以上结果可以解释为,由于低 b 值情况下的弥散计算纳入较多的快速弥散水分子,提高了整体计算中的快弥散成分比例,产生较高的ADC值,反之,可能产生较低的ADC值。

PZ组织和前列腺癌的DDC值随 b 值组合变动而改变,前列腺癌的DDC值变化较平缓(0.70~0.75 × 10⁻³ mm²/s),而正常组织的DDC值变化相对比较明显。 α 值比ADC和DDC值受到的影响更明显,且A方案中前列腺癌的 α 值明显高于正常组织,而在其他方案中,前列腺癌的 α 值明显低于正常组织。指数 α 值表示水分子弥散与单个指数衰减的偏差,虽然理论上前列腺的 α 值主要与该组织的组织学异质性有关,但实际操作中是通过信号衰减方式计算的,因此不可避免地会受到 b 值的影响。

在A方案中,PZ组织的 α 值明显低于前列腺癌的 α 值,这与Hectors等^[5]的研究结果相近。

原因可能与正常组织(或腺体为主的组织)的信号特点有关,因为正常组织的信号在 b 值高于1 000 s/mm²时会降到极低^[14],不足以进行计算。Hectors等^[5]的研究使用了50、1 000、1 500和2 000 s/mm²的 b 值,我们可以预计正常组织的 α 值主要由 b 值为50和1 000 s/mm²的信号计算,本研究的方案A主要由 b 值为0、300、1 200 s/mm²的信号计算,两种方案均忽略了信号在50~1 000 s/mm²或300~1 200 s/mm²之间的变化。由于正常组织在低 b 值时的信号贡献了用于计算的信号的大部分,而且还同时包含了灌注成分,而其余 b 值的信号不足以用于计算,导致了计算的偏差。对于前列腺癌组织,当 b 值大于1 000 s/mm²时,与正常组织相似的腺体组织信号大部分消失,其余的致密组织(间质和上皮组织)的信号仍然相对较高,并且表现出相对均匀的信号衰减方式,有利于进一步的计算,从而导致较高的 α 值。这一发现也可以解释为什么在使用更多及更均衡的小于1 000 s/mm²的 b 值的研究^[7-8, 10],以及本研究中B~D方案很少观察到前列腺癌 α 值高于正常组织的现象,因为这些研究在计算时纳入了低 b 值时前列腺组织更多的有效信号,减少了偏差。Ogura等^[13]的发现也进一步支持了这些结果,研究表明,使用由0~100、300~900和接近2 000 s/mm²范围内的 b 值组成的 b 值分布对 α 值的可靠性和重复性最高,表明这些 b 值是稳定计算 α 值的基本 b 值。本研究中,由于C方案和D方案显示出比其他方案更高的AUC,提示至少应该有2个 b 值介于900和1 200 s/mm²之间,以确保对前列腺癌的稳定诊断能力。

b 值对ADC和DDC值的诊断性能的影响比较有限。所有方案的ADC和DDC值之间的AUC无差异,提示 b 值的最小值和最大值相同时,两者 b 值分布的变化对诊断影响不大,因此在多 b 值DWI的ADC、DDC计算中,使用较小的 b 值和较短的扫描时间也可以达到近似的效率。

就 α 值而言, b 值对诊断性能的影响更为明显。对于肿瘤与PZ组织的鉴别,在D方案(b 值为0、300、600、900、1 200、2 000 s/mm²)、C方案(b 值为0、900、1 200、2 000 s/mm²)、B方案(b 值为0、600、1 200、2 000 s/mm²)时, α 值的AUC与ADC和DDC值的AUC相似,而在A方案(b 值为0、300、1 200、2 000 s/mm²)时, α 值的AUC明显低于ADC和DDC值的AUC。虽然 α 值与组织病理学之间的关系尚不清楚,但这表明加入900~1 200 s/mm²之间的 b 值可能更有利于前列腺癌的诊断。

本研究存在一定的局限性。首先,本研究样本量较小,需要更大的患者群体和更广泛的肿瘤分级范围来进行进一步的研究。其次,仅包括大于0.5 cm的病变,导致病变具有较高的病理学级别,相对更容易区分,从而使诊断准确度相对较高。第三,虽然 α 值理论上可反映不同弥散特性的水分子的构成,但需要组织病理学研究来阐明其机制。

综上所述,起始 b 值可影响前列腺组织SEM DWI的结果,尤其是 α 值的稳定性,并影响 α 值对肿瘤与正常组织的鉴别诊断效能。

参 考 文 献

- [1] CUOCOLO R, STANZIONE A, PONSIGLIONE A, et al. Prostate MRI technical parameters standardization: a systematic review on adherence to PI-RADS v2 acquisition protocol [J]. Eur J Radiol, 2019, 120: 108662.
- [2] PARK B K. Re: Baris Turkbey, Andrew B. Rosenkrantz, Masoom A. Haider, et al. Prostate Imaging Reporting and Data System version 2.1: 2019 update of Prostate Imaging Reporting and Data System version 2. Eur Urol 2019;76: 340-51 [J]. Eur Urol, 2019, 76(3): e78.
- [3] LI C M, CHEN M, WAN B, et al. A comparative study of Gaussian and non-Gaussian diffusion models for differential diagnosis of prostate cancer with in-bore transrectal MR-guided biopsy as a pathological reference [J]. Acta Radiol, 2018, 59(11): 1395-1402.
- [4] BRANCATO V, CAVALIERE C, SALVATORE M, et al. Non-Gaussian models of diffusion weighted imaging for detection and characterization of prostate cancer: a systematic review and meta-analysis [J]. Sci Rep, 2019, 9(1): 16837.
- [5] HECTORS S J, SEMAAN S, SONG C, et al. Advanced diffusion-weighted imaging modeling for prostate cancer characterization: correlation with quantitative histopathologic tumor tissue composition—a hypothesis-generating study [J]. Radiology, 2018, 286(3): 918-928.
- [6] LIU X H, ZHOU L P, PENG W J, et al. Comparison of stretched-exponential and monoexponential model diffusion-weighted imaging in prostate cancer and normal tissues [J]. J Magn Reson Imaging, 2015, 42(4): 1078-1085.
- [7] LIU W, LIU X H, TANG W, et al. Histogram analysis of stretched-exponential and monoexponential diffusion-weighted imaging models for distinguishing low and intermediate/high gleason scores in prostate carcinoma [J]. J Magn Reson Imaging, 2018, 48(2): 491-498.
- [8] FENG Z Y, MIN X D, MARGOLIS D J, et al. Evaluation of different mathematical models and different b -value ranges of diffusion-weighted imaging in peripheral zone prostate cancer detection using b -value up to 4500 s/mm² [J]. PLoS One, 2017, 12(2): e0172127.
- [9] MAZAHARI Y, HÖTKER A M, SHUKLA-DAVE A, et al. Model selection for high b -value diffusion-weighted MRI of the prostate [J]. Magn Reson Imaging, 2018, 46: 21-27.
- [10] TOIVONEN J, MERISAARI H, PESOLA M, et al. Mathematical models for diffusion-weighted imaging of prostate cancer using b values up to 2 000 s/mm²: Correlation with Gleason score and repeatability of region of interest analysis [J]. Magn Reson Med, 2015, 74(4): 1116-1124.
- [11] MERISAARI H, TOIVONEN J, PESOLA M, et al. Diffusion-weighted imaging of prostate cancer: effect of b -value distribution on repeatability and cancer characterization [J]. Magn Reson Imaging, 2015, 33(10): 1212-1218.
- [12] BAI Y, LIN Y S, TIAN J, et al. Grading of gliomas by using monoexponential, biexponential, and stretched exponential diffusion-weighted MR imaging and diffusion kurtosis MR imaging [J]. Radiology, 2016, 278(2): 496-504.
- [13] OGURA A, HATANO I, OSAKABE K, et al. Importance of fractional b value for calculating apparent diffusion coefficient in DWI [J]. AJR Am J Roentgenol, 2016, 207(6): 1239-1243.
- [14] WETTER A, NENSA F, LIPPONER C, et al. High and ultra-high b -value diffusion-weighted imaging in prostate cancer: a quantitative analysis [J]. Acta Radiol, 2015, 56(8): 1009-1015.
- [15] KOBUS T, VAN DER LAAK J A, MAAS M C, et al. Contribution of histopathologic tissue composition to quantitative MR spectroscopy and diffusion-weighted imaging of the prostate [J]. Radiology, 2016, 278(3): 801-811.