

Некоторые аспекты диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии при очаговых поражениях печени

Э. Н. Шелкопляс*

ФГБУ «Российский научный центр радиологии и хирургических технологий»
Минздрава России

Some aspects of diffusion weighted magnetic resonance imaging of focal liver lesions

E. N. Shelkoplyas

Реферат

Было обследовано и проанализировано 203 пациента в возрасте от 29 до 70 лет. Всем пациентам выполнялась динамическая контрастная магнитно-резонансная томография (МРТ) на томографе SIGNA EXCITE (GE Healthcare, США) с напряженностью поля 1,5 Тл, с использованием катушки HD 8 CH Body ARRAY. Опция диффузионно-взвешенных изображений (ДВИ) выполнялась при значениях $b = 0-50, 400$ и 600 с/мм². Все результаты исследования сопоставлялись с данными оперативного вмешательства и гистологической картиной. Для каждого очага определялся измеряемый коэффициент диффузии (ИКД). Из 203 выявленных очаговых образований печени 103 были доброкачественными, из которых кисты составили 41 %, гемангиомы — 47 %, фокальная нодулярная гиперплазия (ФНГ) — 12 %, и 100 очаговых образований злокачественные, из них метастазы составили 65 %, гепатоцеллюлярная карцинома — 19 %, холангиокарцинома — 3 %, гемангиоэндотелиома — 13 %. В результате исследования было определено, что ДВИ — быстрая и информативная опция, которая должна выполняться наряду с традиционными импульсными после-

Abstract

Were examined 203 patients 29 to 70 years aged and the results obtained were analyzed. All patients were performed with dynamic contrast enhanced magnetic resonance imaging (MRI) examination using a SIGNA EXCITE (GE Healthcare, USA) 1,5 T with HD 8 CH Body ARRAY applied. A DWI option was performed with following $b = 0-50, 400, 600$ s/mm². All MRI and DWI were compared with surgical and histological findings. For each focal lesions measured Apparent Diffusion Coefficient (ADC) on ADC maps. Focal liver lesions were detected in 203 cases and out of them 103 were benign (41 % cases was cysts, 47 % with hemangioma, 12 % cases with focal nodular hyperplasia (FNH)). Out of the 100 malignant tumors of the focal liver lesions were metastases in 65 % cases, hepatocellular carcinoma (HCC) — 19 % cases, cholangiocarcinoma — 3 %, hemangi endothelioma — 13 % cases. As a result of research it was defined that DWI — fast and informative pulse sequence which should be carried out along with traditional pulse to sequences at patients with focal lesions of the liver. The choice of values b (number range, the first value of b) and the method for ADC calculation as are important

* Шелкопляс Элина Николаевна, кандидат медицинских наук, врач-рентгенолог отдела лучевой диагностики, отделения магнитно-резонансной томографии ФГБУ «Российский научный центр радиологии и хирургических технологий» Минздрава России.

Адрес: 197758, г. Санкт-Петербург, п. Песочный, ул. Ленинградская, д. 70.

Тел.: +7 (921) 930-39-07.

Электронная почта: elinashell@yahoo.com

довательностями у пациентов с очаговыми образованиями печени. Выбор значений b (число, диапазон, первое значение b) и метод для вычисления ИКД имеют важное значение для расчетных значений коэффициента диффузии, но и зависят от значений b в предлагаемых опциях используемых аппаратов.

Ключевые слова: очаговые поражения печени, диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография печени, измеряемый коэффициент диффузии очаговых поражений печени, контрастное вещество.

for settlement values of ADC, but also depend on the values of b -value of the proposed options, used units.

Key words: focal liver lesions, diffusion weighted magnetic resonance imaging of liver, apparent diffusion coefficient of focal liver lesions, contrast medium.

Актуальность

До недавнего времени методика диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии (ДВ МРТ) применялась для диагностики заболеваний головного мозга [1], однако в настоящее время возможности ее применения при опухолях печени становятся все более актуальными, так как в ряде случаев даже после комплексного лучевого обследования пациентов диагностическая ситуация может оставаться неоднозначной.

В создании ДВИ участвуют молекулы, чувствительные к диффузионному измерению. Благодаря этому может быть измерено движение молекул за определенный период времени — b . Использование сильных градиентных импульсов позволяет маркировать каждую молекулу воды в системе и ее положение по отношению к используемому градиенту.

Существенную роль в получении ДВИ играет принцип диффузионной контрастности, в основе которого диффузия молекул воды вдоль градиента поля уменьшает МР-сигнал.

Эта зависимость является экспоненциальной: $\text{сигнал} = S_0 \exp(-bD)$, где D — коэффициент диффузии ткани (здоро-

вая ткань около $10 \text{ мм}^2/\text{с}$); b — коэффициент диффузионного взвешивания (b -значение, $\text{с}/\text{мм}^2$).

Чем больше b -значение, тем сильнее диффузионное взвешивание. Область сниженной диффузии показывает относительную гиперинтенсивность сигнала. В клиническом применении интересны области, в которых диффузия уменьшена по отношению к окружающей области, например, в клеточных мембранах. Благодаря сниженной диффузии уменьшение сигнала здесь несколько меньше и соответствующие зоны на изображении представлены более светлыми. Интенсивность сигнала на изображениях зависит от направления диффузионного взвешивания. Создаются три проекции одного и того же сечения (при b -значениях > 0). Подобное диффузионное обследование помогает отличить изотропную патологию от анизотропной структуры окружающей ткани.

Диффузионные EPI-протоколы улучшают создание изображений для количественного анализа. Они имеют высокое диффузионное взвешивание во всех направлениях в сочетании с хорошей пространственной разрешающей способностью.

Создаются следующие типы изображений: ортогональные изображения, ИКД-карты (ADC — Apparent Diffusion Coefficient), следящие изображения (контрастность показывает средний коэффициент диффузии во всех направлениях), сравнительные T2-ВИ в том же положении сечения ($b = 0$).

Все рассчитанные изображения создаются непосредственно после измерения. Для каждого положения сечения и b -значения (не равного 0) получают изображения в направлениях диффузионного взвешивания (в направлениях выбора сечений, считывания и фазового кодирования).

Все ДВИ обозначены интенсивностью и направлением диффузионного взвешивания. Интенсивность сигнала в ДВИ зависит не только от скорости диффузии, но и от значений времени релаксации T1-, T2-ВИ и протонной плотности. Относительный вклад этих факторов зависит от параметров последовательности (TE, TR, времени диффузии, напряженности диффузионного градиента и т. п.). В связи с этим с целью отделения влияния диффузии от других параметров рассчитываются карты кажущегося коэффициента диффузии.

На ИКД-изображениях, а чаще называемых также ADC-картах, значение серого характеризует (с помощью пикселей) распределение коэффициентов диффузии в обследуемой зоне. Чем меньше степень выраженности диффузии, тем темнее пиксели.

Определяемый ИКД зависит от процессов диффузии в имеющихся различных структурах, внутриклеточных и межклеточных пространствах. ИКД-изображения не содержат ни T1-, ни T2-составляющих, и считается, что таким

образом это исключает наличие артефактов.

ДВИ получают после подачи сильных биполярных импульсов на фоне последовательности спин-эха или градиент-эха с различными параметрами, которые представляют собой фактор b , измеряемый в $\text{с}/\text{мм}^2$, и силу градиентов диффузии. А новые МР-томографы с более мощными и быстрыми градиентными подсистемами и новыми катушками способствуют повышению соотношения сигнал/шум на получаемых изображениях при использовании значений b в диапазоне от 500 до 1000 $\text{с}/\text{мм}^2$, что значительно повышает качество изображения.

Цель: изучение и оценка диагностических возможностей ДВИ при очаговых поражениях печени.

Материалы и методы

Были обследованы 203 пациента в возрасте от 29 до 70 лет с очаговыми поражениями печени (из них 103 доброкачественных и 100 злокачественных образований). Все пациенты подверглись комплексному клинико-биохимическому, инструментальному, лучевому и морфологическому обследованию. МРТ печени проводилась на томографе SIGNA EXCITE (GE Healthcare, США), напряженностью поля 1,5 Тл, с использованием 8-канальной катушки HD 8 Ch Body ARRAY.

Для выполнения диффузионно-взвешенных изображений использовались следующие параметры опции ДВИ с SE-эхо-планарным изображением (EPI): матрица 128×128 , TR — 6000, TE — 68,7, NEX (число возбуждений) — 8, толщина среза — 7 мм, spacing (промежуток) — 0, 0 мм.

Были использованы следующие значения b : $b = 0-50, 400$ и 600 с/мм², время сканирования 3–4 мин.

ИКД вычислялся на функциональных картах ДВИ (см. рис. 4, в).

После опции ДВИ выполнялось контрастное динамическое сканирование печени в аксиальной проекции на импульсной последовательности (ИП) LAVA T1 ВН FSSET ВИ с использованием внутривенного болюсного введения гепатоспецифического контрастного вещества примовист (Gd-ЕОВ-DТРА, гадокетовой кислоты фирмы Bayer Schering Pharma) со скоростью 1,5–2 мл/с в дозе 0,1 мл (25 мкмоль) на 10 кг массы тела с последующим введением

20 мл изотонического раствора натрия хлорида.

Результаты и их обсуждение

Из 103 доброкачественных образований кисты составили 41 % ($n = 42$), гемангиомы — 47 % ($n = 48$), фокально-нодулярная гиперплазия (ФНГ) — 12 % ($n = 13$). Из 100 злокачественных образований метастазы составили 65 % ($n = 65$), гепатоцеллюлярная карцинома (ГЦК) — 19 % ($n = 19$), холангиокарцинома — 3 % ($n = 3$), гемангиоэндотелиома — 13 % ($n = 13$).

Полученный ИКД доброкачественных и злокачественных очаговых образований печени представлен в табл. 1.

Таблица 1

ИКД у обследованных пациентов с очаговыми образованиями печени

Тип поражения (количество)	ИКД ($n \pm m$) $\times 10^{-3}$ мм ² /с
Доброкачественные очаговые образования ($n = 103$):	
– кисты (41 %)	3,14 \pm 0,10
– гемангиомы (47 %)	2,35 \pm 0,21
– ФНГ (12 %)	2,85 \pm 0,16
Злокачественные очаговые образования ($n = 100$):	
– ГЦК (19 %)	0,90 \pm 0,20
– метастазы (65 %)	0,80 \pm 0,22
– гемангиоэндотелиома (13 %)	1,41 \pm 0,12
– холангиокарцинома (3 %)	0,89

Как видно из табл. 1, самые высокие значения ИКД были получены для гемангиом, кист и очагов ФНГ, в то время как у злокачественных образований значения ИКД оказались значительно ниже ($p < 0,05$). ИКД рассчитывался методом моноэкспоненциального регресса по формуле

$$S = S_0 \exp(-bADC),$$

где S — интенсивность сигнала после применения градиента диффузии; S_0 — интенсивность сигнала при $b = 0$ с/мм².

Кистозные очаги на ДВИ выглядят как очаги с высокой интенсивностью сигнала (рис. 1, а — в). Неоднозначная ДВИ-картина с переменными значениями ИКД была получена при гемангиомах, что, вероятно, обусловлено

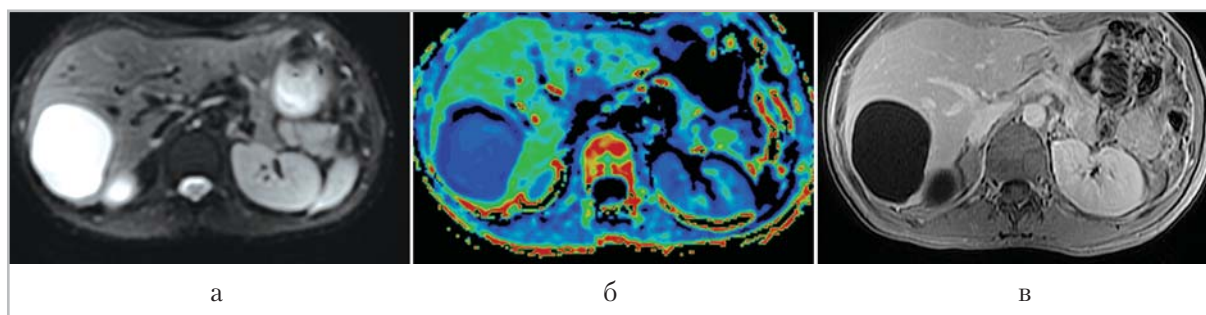


Рис. 1. Магнитно-резонансные томограммы печени в аксиальной проекции. Кистозное очаговое образование печени на ДВИ (*а*), на карте фракционной анизотропии (*б*) и в режиме T1 ВН ASSET ВИ (*в*)

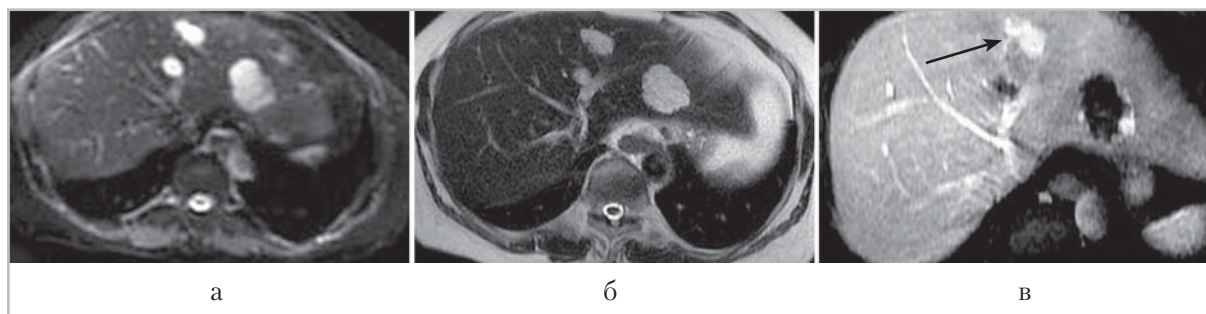


Рис. 2. Магнитно-резонансные томограммы печени в аксиальной проекции. Гемангиомы и печеночноклеточная аденома. На ДВИ очаги с однородным сигналом (*а*). На T2 SSFSE ВН ASSET ВИ в 3, 4-а и 4-б сегментах визуализируются гиперинтенсивные очаги с четкой очерченностью (*б*). Во время гепатоспецифической печеночной фазы LAVA 10 мин ВН FSSET с контрастным веществом примовист визуализируются четкие границы 2 образований, практически не поглощающих контрастное вещество (гемангиомы), и 1 образование с гиперинтенсивным сигналом (*стрелка*) — печеночно-клеточная аденома (*в*)

наличием в них медленного кровотока (рис. 2, *а – в*).

Образования с богатым клеточным составом: метастазы (рис. 4, *а – з*), ГЦК (рис. 5, *а – з*), периферический контур ФНГ (рис. 3, *а – з*) проявлялись высокоинтенсивным сигналом при всех значениях фактора диффузии.

В случаях, когда метастатические очаги не визуализировались на T1-ВИ (без контрастного усиления) и на T2-ВИ (см. рис. 4, *а, б*), такие очаги отчетливо дифференцировались на ДВИ (см. рис. 4, *з*).

ИКД метастатических поражений и очагов ГЦК составили $0,80 \pm 0,22 \times$

$10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ и $0,90 \pm 0,20 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ соответственно, ИКД у гемангиом были выше, достигая $2,35 \pm 0,21 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$, а ИКД кист были ниже, чем у гемангиом, их средние значения составляли $3,14 \pm 0,10 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ (см. рис. 5, *а – б*).

Полученное значение ИКД в оценке злокачественных очаговых образований печени составило $0,99 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ (при колебаниях от $0,89 \times 10^{-3}$ до $1,41 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$), а значение ИКД доброкачественных очаговых образований составило $1,52 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$ (при колебаниях от $2,85 \times 10^{-3}$ до $3,14 \times 10^{-3} \text{ мм}^2/\text{с}$). Разница между средними значениями ИКД

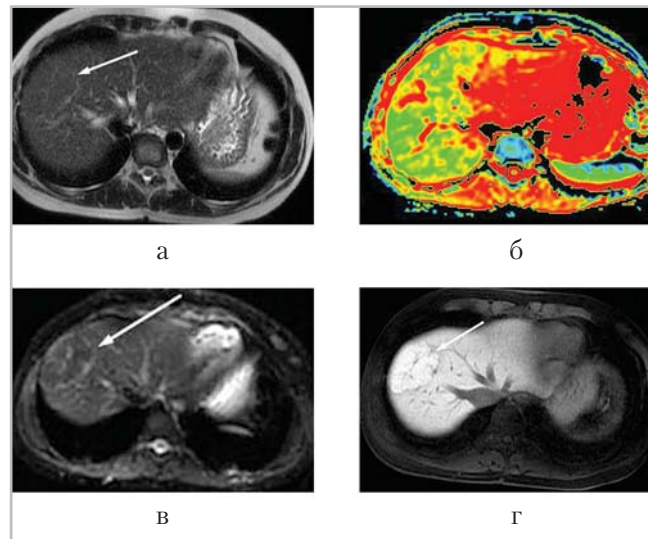


Рис. 3. Магнитно-резонансные томограммы печени в аксиальной проекции при ФНГ. На ДВИ контурируется очаговое образование с высокоинтенсивным периферическим ободком и наличием центрального рубца (а). На цветной ИКД-карте изменение сигнала определяется в проекции рубца (б). На ИП T1 ВН ASSET очаговое образование изоинтенсивно паренхиме печени (в). При динамическом контрастном сканировании во время специфической печеночной фазы в проекции 5–8-го сегментов определяется очаговое образование (стрелка), характеризующееся наличием центрального рубца (г)

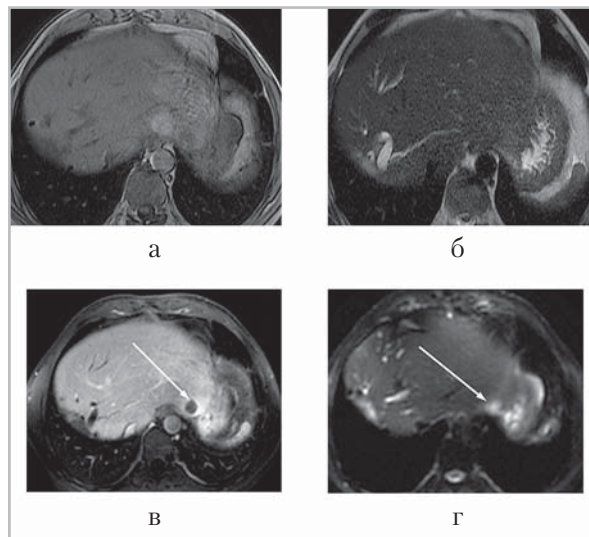


Рис. 4. Магнитно-резонансные томограммы печени в аксиальной проекции. Аденокарцинома поперечно-ободочной кишки. Состояние после расширенной правосторонней гемигепатэктомии, 6 мес после операции. Прогрессирование процесса. Отсутствует отчетливая визуализация метастатического очага на T1 ВН ASSET ВИ без контрастного усиления (а) и на T2 SSFSE ВН ASSET ВИ (б). Метастатический очаг (стрелка) при динамическом контрастном сканировании во время специфической печеночной фазы в режиме LAVA на 10 мин ВН FSSE с контрастным веществом примовист (в). Изображение метастатического очага в виде светлоинтенсивного участка (стрелка) на ДВИ (г)

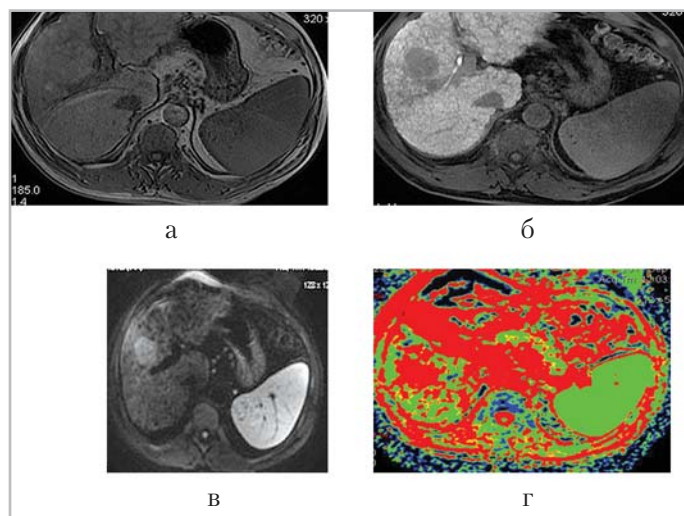


Рис. 5. Магнитно-резонансные томограммы печени в аксиальной проекции. ГЦК на фоне узлового атрофического цирроза печени. Мелкоузловая цирротическая структура паренхимы печени с атрофией медиального сегмента левой доли на T1 ВН ASSET (а). Очаговое образование в 5-м сегменте во время специфической печеночной фазы LAVA 20 мин ВН FSSET (б). Четкие очертания высокоинтенсивного очага на ДВИ (в). На ИКД-карте в проекции очага дифференцируется размытая зона изменения сигнала (г)

злокачественных и доброкачественных очаговых образований печени была статистически значимой.

Следует отметить, что получаемые показатели ИКД, по данным литературы, у разных групп исследователей часто переменны. Несколько групп исследователей [4, 10] предлагают использовать результаты, полученные при обработке ДВИ и ИКД-карт для скринингового выявления очаговых образований печени, несколько других групп — для их характеристик [2, 3, 7, 9, 10].

По данным ряда авторов [2, 7, 10], считается, что ДВИ и ИКД-карты могут быть использованы для дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных очаговых образований.

Учитывая ограничения визуальной оценки, некоторые исследователи считают необходимым использовать еще и количественный анализ, основанный на значениях ИКД [7, 10, 11].

Кроме того, рядом авторов [3, 8] для дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных поражений были предложены существенные различия в значениях ИКД, колеблющиеся в пределах от $1,47 \times 10^{-3}$ до $1,63 \times 10^{-3}$ мм²/с, что, может привести к недоуверенной трактовке получаемых результатов. А различия в получаемых значениях ИКД, вероятно, обусловлены различными МР-системами и значениями b в предлагаемых опциях, а также отсутствием стандартизации получаемого изображения.

Выводы

Опция ДВИ все чаще применяется и при исследованиях печени. Это быстрая и информативная импульсная последовательность, которая применима наряду с традиционными импульсными последовательностями у пациентов с очаговыми поражениями печени, при

этом увеличивая длительность исследования всего на 3–4 мин. Выбор значений b (число, диапазон, первое значение b) и метод для вычисления ИКД имеют важное значение для расчетных значений ИКД, но зависят от значений b в предлагаемых опциях используемых аппаратов.

Список литературы

1. Корниенко В. Н., Пронин И. Н. Диагностическая нейрорадиология. М.: Медицина, 2006. 1327 с.
2. Bruegel M., Holzappel K., Gaa J. et al. Characterization of focal liver lesions by ADC sequence for detection of focal liver lesions // Invest. Radiol. 2008. V. 43 (4). P. 261–266.
3. Bruegel M., Holzappel K., Gaa J. et al. Characterization of focal liver lesions by ADC measurements using a respiratory triggered diffusion-weighted single-shot echo-planar MR imaging technique // Eur. Radiol. 2008. V. 18. P. 477–485.
4. Coenegrachts K., Matos C., ter Beek L. et al. Focal liver lesion detection and characterization: comparison of non-contrast enhanced and SPIO-enhanced diffusion-weighted single-shot spin-echo, echo-planar and turbo spin-echo T2-weighted imaging // Eur. J. Radiol. 2009. V. 72. P. 432–439.
5. Demir O. I., Obuz F., Saol O. et al. Contribution of diffusion-weighted MRI to the differential diagnosis of hepatic masses // Diagn. Interv. Radiol. 2007. V. 13. P. 81–86.
6. Drew S. J., Lee V. S., Wong S. Focal liver lesion detection and characterization with diffusion weighted mr imaging: comparison with standard breath-hold T2-weighted imaging // Radiol. 2008. V. 3. P. 246–249.
7. Holzappel K., Bruegel M., Eiber M. et al. Characterization of small (≤ 10 mm) focal liver lesions: value of respiratory-triggered echo-planar diffusion-weighted MR imaging // Eur. J. Radiol. 2010. V. 76. P. 89–95.
8. Kim T., Murakami T., Takahashi S., Hori M. et al. Diffusion-weighted single-shot echo-planar MR imaging for liver disease // AJR. 1999. V. 173. P. 393–398.
9. Koike N., Cho A., Nasu K. et al. Role of diffusion-weighted magnetic resonance imaging in the differential diagnosis of focal hepatic lesions // World J. Gastroenterol. 2009. V. 15. P. 5805–5812.
10. Lowenthal D., Zeile M., Lim W.Y. et al. Detection and characterization of focal liver lesions in colorectal carcinoma patients: comparison of diffusion-weighted and Gd-EOB-DTPA enhanced MR imaging // Eur. Radiol. 2011. V. 21. P. 832–840.
11. Miller F. H., Hammond N., Siddiqi A. J. et al. Utility of diffusion-weighted MRI in distinguishing benign and malignant hepatic lesions // Magn. Res. Imaging. 2010. V. 32. P. 138–147.