

© РОМАНОВА К. А., 2015  
УДК 616.34-006-031.84-073.756.8:537.635

Романова К. А.

## АНАЛИЗ СОВРЕМЕННЫХ ВОЗМОЖНОСТЕЙ МРТ-ДИАГНОСТИКИ ОЧАГОВЫХ ОБРАЗОВАНИЙ В ПЕЧЕНИ

ФГБНУ «Российский онкологический научный центр им. Н.Н. Блохина», 115478, г. Москва

*В статье представлены данные о современных подходах к диагностике очаговых образований печени с помощью магнитно-резонансной томографии (МРТ), в частности применения методики диффузионно-взвешенной МРТ (ДВ МРТ), которая уже успела зарекомендовать себя как результативный и перспективный метод. Обсуждаются базовые принципы ДВ МРТ, особенности отображения очаговых образований печени, проблемы их дифференциальной диагностики, а также возможности метода в прогнозировании и оценке эффективности лечения онкологических больных.*

**Ключевые слова:** магнитно-резонансная томография; диффузионно-взвешенная МРТ; печень; лучевая диагностика.

**Для цитирования:** Российский онкологический журнал. 2015, 20 (1): 47–54.

### ANALYSIS OF CURRENT MRI CAPABILITIES IN DIAGNOSIS OF THE FOCAL LIVER LESIONS

Romanova K. A.

N.N. Blokhin Russian Cancer Research Center, 115478, Moscow, Russian Federation

*This is an overview of current approaches to liver magnetic resonance imaging (MRI) particularly diffusion-weighted (DW) MRI that supposed to be a promising tool for the detection and characterization of focal liver lesions. Basic principles of DW MR imaging, typical DWI features of focal liver lesions, difficulties in differentiating benign from malignant, monitoring and predicting treatment response are highlighted.*

**Key words:** magnetic resonance imaging; diffusion-weighted MR imaging; liver; radiology.

**Citation:** Rossiiskii onkologicheskii zhurnal. 2015; 20(1): 47–54. (In Russ.)

**Correspondence to:** Kseniya Romanova – MD; e-mail: luxenia@gmail.com.

Received 13.10.14

Как известно, в последние десятилетия наряду с тенденцией к увеличению общей заболеваемости различными злокачественными новообразованиями возрастает и число больных с опухолевыми поражениями печени (первичными и вторичными), а также смертность от них [ВОЗ, 2012].

Печень является «органом-мишенью» для метастазирования большинства злокачественных новообразований различных локализаций. В частности, первичные злокачественные опухоли в зоне дренируемой воротной веной, метастазируют в печень примерно в 50% случаев [1]. В целом же метастазы составляют более 90% от всех злокачественных новообразований печени [2], а сама печень считается наиболее часто поражаемым метастазами органом [3].

Как известно, к наиболее часто выявляемым очаговым образованиям в печени относят простые кисты, гемангиомы, фокальную нодулярную гиперплазию, гепатоцеллюлярные аденомы, первичные (гепатоцеллюлярный, холангиоцеллюлярный и комбинированный рак) и вторичные (метастатические) опухоли. При этом своевременная и корректная диагностика очаговых образований в печени (особенно мелкоочаговых) продолжает оставаться в числе сложных проблем клинической онкологии [4–6].

Наиболее часто первичным методом обследования соответствующих пациентов является ультразвуковое

исследование, которое в современной онкологической практике стало общедоступным, надежным и широко используемым методом диагностики. Современные технологии получения ультразвукового изображения позволяют не только уверенно выявлять те или иные очаговые изменения в печени, но и характеризовать их, особенно при использовании специальных (соответствующих) контрастных препаратов [7, 8].

Наряду с УЗ-методиками рентгеновская компьютерная и магнитно-резонансная томография (МРТ) продолжает оставаться в числе ведущих диагностических методов обследования различных групп пациентов, в том числе для исследования печени у онкологических больных. Однако нередко встречаемые сложные диагностические ситуации требуют применения как стандартных, так и новых, еще разрабатываемых методик.

Возможным путем к повышению точности диагностики различных новообразований печени можно считать внедрение новых методологических подходов к ее исследованию, в частности использование методики диффузионно-взвешенной МРТ (ДВ МРТ), которая уже убедительно доказала свою ценность и результативность в диагностике поражений ряда других органов, в частности головного мозга [9, 10].

Первая работа, посвященная применению ДВ МРТ, была опубликована D. Le Bihan и соавт. в 1986 г. [11]. В ней освещались возможности ее применения как для диагностики поражений вещества головного мозга (инсульты, травмы, эпилепсия, деменция), так и для визуализации патологических изменений в других тканях еще до появления каких-либо видимых морфологических нарушений. Артефакты

Для корреспонденции: Романова Ксения Александровна – аспирант отд. лучевой диагностики и интервенционной радиологии; 115478, г. Москва, Каширское ш., д. 24, e-mail: luxenia@gmail.com.

от физиологических движений (перистальтика кишечника, сердечные сокращения) ограничивали применение методики ДВ МРТ при экстракраниальной патологии. Однако с появлением многоканальных фазовых катушек, а также сверхбыстрых МР-последовательностей проведение ДВ МРТ с целью диагностики поражений органов брюшной полости и области таза стало возможным.

За последние годы в литературе появляется значительное количество работ, посвященных изучению возможностей данной методики в диагностике разных заболеваний различных органов и систем, в частности очаговых поражений печени [12–16].

Физические принципы ДВ МРТ основаны на возможности регистрации подвижности молекул воды. Как известно, в окружающем нас пространстве все молекулы находятся в постоянном свободном (броуновском) движении – свободной диффузии. В биологических тканях их неограниченное перемещение невозможно вследствие межмембранного взаимодействия и наличия макромолекул (липофильные мембраны являются барьером во внутри- и внеклеточном пространстве). Таким образом, в тканях, характеризующихся большим содержанием клеток (например, в опухолях), межклеточные пространства более извилистые, а гидрофобные мембраны более плотные, что ограничивает движение молекул воды. В таких условиях их диффузия считается ограниченной.

Чувствительность ДВ-последовательностей к диффундирующим молекулам воды может меняться в зависимости от так называемого «*b*»-фактора (*b-value*) или амплитуды градиента, его продолжительности, а также временного интервала между двумя градиентами [15]. Единицей измерения фактора «*b*» является  $\text{с/мм}^2$ .

Интенсивность сигнала молекул, перемещающихся на более дальние расстояния в единицу времени (при токе крови), убывает при малых значениях *b-value* ( $< 100\text{--}150 \text{ с/мм}^2$ ). В то время как при использовании высоких значений *b-value* ( $> 500 \text{ с/мм}^2$ ) сигнал затухает в меньшей степени от высокоплотных (с высокой клеточностью) очагов, содержащих молекулы, ограниченных в степени своей подвижности по сравнению с нормальной паренхимой печени.

Важно отметить, что благодаря быстрому затуханию сигнала от сосудистых структур возможно получение так называемых изображений «черной крови» (*black-blood images*), которые облегчают выявляемость ряда очаговых поражений печени, а применение более высоких значений *b-value* может позволить дифференцировать некоторые из них [15, 17, 18].

Дифференциальная диагностика отдельных новообразований печени может проводиться с помощью как визуальной оценки степени затухания сигнала, так и при помощи количественного определения значений истинного коэффициента диффузии (карта ИКД = ADC-map), который является измеряемой величиной интенсивности сигнала в каждом вокселе в зависимости от применяемых *b-value* [16].

Подсчет значений ИКД осуществляется с помощью следующей формулы:

$$\text{ADC} = \ln [S_1 - S_2] / b_2 - b_1,$$

где  $b_1$ ,  $b_2$  – это факторы диффузии,  $S_1$  – интенсивность сигнала при низких значениях фактора *b*,

$S_2$  – интенсивность сигнала при высоких значениях фактора *b*.

Как известно, для подсчета показателей ИКД требуется применение не менее двух значений *b-value*, однако чем их больше, тем более корректными будут соответствующие [18].

К недостаткам визуальной оценки ДВ-изображений следует отнести то, что интенсивность сигнала зависит не только от движения молекул воды, но и от времени T2-релаксации или так называемого эффекта «*T2-shine through*». А следовательно, участок с более долгим временем T2-релаксации также будет гиперинтенсивен на ДВ-изображениях и может имитировать очаг с ограниченной диффузией [14, 16, 17].

Следует отметить, что степень затухания сигнала от неизменной паренхимы и очаговых образований печени с увеличением значений *b-value* носит нелинейный характер [21]. В диапазоне низких значений *b-value* ( $0\text{--}200 \text{ с/мм}^2$ ) отмечается быстрое ослабление измеряемой интенсивности сигнала, в то время как в диапазоне высоких значений *b-value* ( $> 200 \text{ с/мм}^2$ ) сигнал затухает более равномерно. Считается, что начальное снижение интенсивности сигнала обусловлено сосудистой капиллярной перфузией, где сигнал от быстро движущихся молекул воды быстро ослабляется низкой диффузионной взвешенностью [12]. Такой эффект получил название псевдодиффузии, относительный вклад которой становится существенным только при очень низких значениях *b-value* [21, 22]. Феномен псевдодиффузии и позволяет разделять диффузию и перфузию [22]. Понимание этого феномена важно для выбора значений *b-value*, так как они обуславливают влияние перфузии тканей (т. е. низких *b-value* =  $0\text{--}200 \text{ с/мм}^2$ ) при измерении истинного коэффициента диффузии (ADC).

Получение ДВ-изображений возможно как при задержке дыхания, так и при синхронизации с дыханием. Изображения, полученные путем синхронизации с дыханием, несомненно, обладают рядом преимуществ: лучшее соотношение сигнал/шум (в особенности при высоких *b-value*), возможность применения большего количества значений «*b*», что обеспечивает получение более точных значений ИКД [13, 23]. Средняя продолжительность такого исследования в среднем составляет 3–7 мин.

Получение ДВ-изображений на задержке дыхания требует меньшего количества времени, однако характеризуются субоптимальным соотношением сигнал/шум и обладают большей чувствительностью к артефактам. Количество применяемых *b*-факторов в таких случаях не превышает 2–3 [20, 24, 25].

Среди несомненных преимуществ методики ДВ МРТ можно отметить несколько:

- методика не требует внутривенного контрастирования, а соответственно дополнительных экономических затрат;

- получение ДВ-изображений может осуществляться как до, так и после внутривенного контрастирования;

- методика может проводиться у пациентов с системными заболеваниями почек, имеющих противопоказания для внутривенного введения контрастных препаратов;

- возможность получения дополнительной и значимой диагностической информации за 3–7 мин.

Среди недостатков методики важно отметить следующие:

- высокая чувствительность к артефактам (дыхательные, сердечные сокращения, воздух в прилежащих отделах ЖКТ);
- отсутствие стандартизации методики (у различных производителей МР-систем применяются разные значения *b-value*, что обуславливает вариабельность показателей ИКД).

В последние годы методика ДВ МРТ приобрела особую популярность в связи с тем, что появилась возможность использовать ее при экстракраниальной патологии, в том числе в диагностике онкологических заболеваний. Однако считается, что методика ДВ МРТ в большей степени является вспомогательной и не может использоваться как самостоятельный метод исследования [26, 27] за исключением отдельных случаев, о которых мы упомянем несколько позже.

Возможность выявления опухолей при ДВ МРТ обусловлена фактом их сравнительно более высокой клеточности относительно окружающих неизменных тканей (в частности, в печени), поэтому опухолевые очаги обычно имеют повышенную интенсивность сигнала при различных значениях *b-value* и низкую интенсивность сигнала на ИКД-картах [14, 19].

Считается, что применение ДВ МРТ улучшает выявление мелких (до 1 см) подкапсульных и внутрипаренхиматозных метастазов, которые бывает трудно отличить от сечения сосудов или желчных протоков [20, 25, 28, 29].

В то же время оценка интенсивности затухания сигнала при различных *b-value* может использоваться не только для выявления очагов, но и для оценки их характера [28, 30].

В частности, Т. Parikh и соавт. [25] предложены следующие критерии доброкачественности и злокачественности очагов:

- очаги расценивались как злокачественные (в частности, метастазы и гепатоцеллюлярный рак), если имели умеренно повышенный сигнал на Т2-изображениях и при низких значениях *b-value* ( $b = 50$ ), при этом оставались гиперинтенсивными с увеличением значений *b-value* ( $b = 500$ ), но гипоинтенсивными на ИКД-картах;

- очаги считались доброкачественными (кисты и гемангиомы), если имели гиперинтенсивный сигнал на Т2-изображениях и при низких значениях *b-value* ( $b = 50$ ), но при увеличении значений *b-value* интенсивность отображения этих очагов снижалась (частично или полностью), а на ИКД-картах они были повышенной интенсивности или гиперинтенсивны относительно окружающей паренхимы печени;

- остальные очаги, не соответствующие вышеуказанным критериям, расценивались как неопределенные.

Особенности отображения наиболее распространенных очаговых образований в печени при стандартных МРТ-исследованиях описаны в целом ряде соответствующих работ [31–33]. При этом хорошо известно, что решающее значение для корректной диагностики новообразований в печени имеет оценка особенностей их кровоснабжения в различные фазы внутривенного контрастирования [31, 34, 35].

При МРТ простые кисты выглядят как округлые

образования с ровными и четкими контурами, однородной внутренней структурой, обычно гипоинтенсивной в Т1 и гиперинтенсивной в Т2. При ДВ МРТ кисты гиперинтенсивны при низких значениях *b-value* ( $b = 50$ ), но при увеличении этих значений (до  $b = 400$  или  $b = 800$ ) интенсивность отображения кист стремительно падает, тогда как на ИКД-картах они сохраняют свою гиперинтенсивность [20, 25, 36]. Важно упомянуть, что кистозные метастазы некоторых муцинозных опухолей могут иметь схожее с простыми кистами отображение при ДВ МРТ, в таком случае очень важно учитывать анамнез пациента, а также гистологический тип первичной опухоли [15, 20, 37–39].

Гемангиомы при стандартной МРТ обычно гипоинтенсивны в Т1 и гиперинтенсивны в Т2, а при ДВ-МРТ имеют повышенную интенсивность сигнала при низких и при высоких значениях *b-value*, на ИКД-картах их отображение умеренно повышенной интенсивности относительно окружающей паренхимы печени [14, 15, 20, 40].

Узлы фокальной нодулярной гиперплазии (ФНГ) при МРТ чаще изоинтенсивны или несколько повышенной интенсивности в Т2, гипоинтенсивны в Т1 с гиперинтенсивным центральным рубцом в Т2 (при его наличии) в типичных случаях. При ДВ МРТ (по единичным сообщениям) узлы имеют повышенную интенсивность сигнала при различных значениях *b-value* и преимущественно изоинтенсивны на ИКД-картах с гиперинтенсивным центральным рубцом (при его наличии) [20, 29, 41, 42].

Гепатоцеллюлярные аденомы (ГЦА) при МРТ могут проявляться различно, в зависимости от их принадлежности к той или иной подгруппе согласно классификации P. Bioulac-Sage и соавт. [38]. При МРТ-исследованиях с гепатоспецифичными контрастными препаратами для ГЦА характерна гипоинтенсивность внутренней структуры в отсроченной (через 20 мин) фазе исследования, что обусловлено отсутствием в аденомах пролиферирующих желчных протоков и невозможностью экскреции гепатотропного препарата [20, 41, 43].

При ДВ МРТ, по некоторым данным [20, 29] мелкие (до 2 см) ГЦА практически изоинтенсивны при различных значениях *b-value* и на ИКД-картах. Однако более крупные узлы ГЦА могут иметь и несколько повышенную интенсивность сигнала при различных *b-value* и на ИКД-картах [41].

Для злокачественных новообразований печени (в частности, для гепатоцеллюлярного рака и нелеченных метастазов) характерными проявлениями считаются: изоинтенсивность или умеренно повышенная интенсивность их отображения в Т2, повышенная интенсивность отображения при низких и высоких значениях *b-value*, гипоинтенсивность на ИКД-картах [15, 20, 25, 44]. Однако схожее отображение могут иметь и «высокоплотные» доброкачественные опухоли печени, в частности, ГЦА и узлы ФНГ, в последнем случае – за счет элементов фиброзной стромы и мальформированных сосудов [41, 43].

F. Agnello и соавт. [41] на материале из 54 ФНГ и 36 ГЦА показали, что 87% всех очагов (78 из 90) были гиперинтенсивными при высоких значениях *b-value* ( $b = 600$ ) и гипоинтенсивными на ИКД-картах, что формально (внешне) не позволяло отличить их от соответствующих проявлений злокаче-

ственным опухолей. Интересно отметить, что согласно критериям доброкачественности и злокачественности предложенным Т. Parikh и соавт. [25], 49% всех этих очагов были бы расценены как злокачественные, а оставшиеся 51% – как неопределенные. Другими словами, ни один бы из данных 90 очагов (54 ФНГ и 36 ГЦА) не считался доброкачественным.

При подсчете показателей ИКД в узлах ГЦА и ФНГ было отмечено, что их значения существенно не отличались от показателей ИКД в узлах ГЦР и метастазах [14, 23, 25, 29, 45–47]. Подобные результаты позволили ряду авторов считать, что применение ДВ-последовательностей не приносит существенной дополнительной информации к стандартным МР-последовательностям в диагностике солидных доброкачественных и злокачественных образований печени [23].

В то же время высокие показатели ИКД у кист и гемангиом хорошо известны, что позволяет использовать их для дифференциальной диагностики [24, 25, 28, 30, 44, 47].

Наблюдаемые ложноотрицательные результаты при ДВ МРТ чаще всего связаны с особенностями отображения высокодифференцированных вариантов опухолей, в частности, гепатоцеллюлярной карциномы, которая (на фоне окружающей паренхимы) может быть изоинтенсивна при различных значениях *b-value* и на ИКД-картах [15, 38, 47].

Абсцессы печени (различной природы) при ДВ МРТ бывает трудно дифференцировать со злокачественными опухолями вследствие высокой клеточности воспалительного субстрата [15].

Как известно, оценка эффективности лечения ряда опухолевых процессов традиционно основывается на измерении размеров опухоли, в частности по критериям ВОЗ, RECIST, RECIST 1.1, EASL, mRECIST.

Появление новых интервенционных методов лечения опухолевых поражений печени, таких как радиочастотная термоабляция и химиоэмболизация, привело к существенным ограничениям применения критериев RECIST и ВОЗ, учитывая невозможность оценивать изменения внутренней структуры опухоли после проведенного лечения [48, 49].

В частности, сокращение размеров первичной опухоли печени (согласно критериям RECIST) у пациентов с нерезектабельными формами гепатоцеллюлярного рака в процессе консервативных видов лечения (например, трансартериальной химиоэмболизации) наблюдается редко, что в ряде случаев не позволяет определить и скорректировать оптимальную схему лечения в каждом конкретном случае [50]. Кроме того, наличие некроза опухоли – одного из достоверных признаков эффективности лечения – не может быть оценено ни по критериям RECIST, ни по каким-либо другим критериям, основанным только на изменении размеров опухоли. Многочисленные исследования подтверждают недостаточную корреляцию между степенью некроза опухоли, обусловленной воздействием новых агентов (например, микросфер иттрия) и стандартными методами оценки эффективности лечения [51].

Несомненно, что подобная ситуация обуславливает пересмотр применяемых и поиск новых критериев оценки эффективности планируемого лечения.

Согласно ряду исследований, посвященных при-

менению ДВ МРТ для оценки эффективности химио- или радиоэмболизации у пациентов с ГЦР, отмечены существенные различия значений ИКД в «живых» и некротизированных фрагментах опухолевого субстрата после проведенного лечения, а также измеряемые различия этих значений до и после лечения. В частности, было отмечено, что истинный коэффициент диффузии в опухолевых узлах может повышаться в процессе противоопухолевого лечения (химио- или лучевой терапии, химиоэмболизации, абляции), что в ряде случаев позволяет прогнозировать и оценивать эффективность проводимого лечения [49, 52, 53].

По данным I. Kamel и соавт. [53], максимальное увеличение показателя ИКД отмечалось через 1–2 нед после проведенной трансартериальной химиоэмболизации печени по поводу ГЦР, что, вероятно, обусловлено пассажем молекул воды из внутриклеточного в экстрацеллюлярное пространство, индуцированное некрозом опухолевых клеток [54]. Таким образом, показатели ИКД могут использоваться для оценки метаболической активности опухоли после проведенного локорегионарного лечения. Отмечена отчетливая корреляция между показателями ИКД и степенью некроза опухолей при гистологических исследованиях [52, 53].

В ограниченном к настоящему времени количестве публикаций, посвященных оценке эффективности лечения злокачественных новообразований печени после радиочастотной термоабляции (РЧА) указывается, что критерии RECIST у соответствующих пациентов недостаточно информативны, а выявление участков «остаточного» контрастирования (по критериям EASL) может быть затруднено в гиповаскулярных опухолевых узлах [54]. Более того, новообразования в печени после РЧА обычно содержат в себе участки коагуляционного некроза гиперинтенсивного в T1, что также может затруднять визуализацию остаточной опухолевой ткани [55].

Отмечается, что определение значений ИКД сразу всего объема очага не вполне корректно, необходимо оценивать состояние составляющих его элементов, в частности, участков с минимальными значениями ИКД, которые могут отображать остаточную опухолевую ткань. У пациентов с метастазами в печени значения ИКД во всем очаге существенно повышались (через 1 и 3 мес после РЧА) по сравнению с его значениями до начала лечения, а далее (через 6 месяцев) эти значения могли незначительно снижаться (но не ниже исходного уровня) [54].

У пациентов с ГЦР существенное повышение значений ИКД (во всем очаге) отмечалось только через 1 и 6 мес после РЧА, хотя через 3 мес (после РЧА) эти значения существенно не отличались от исходных [54].

Аналогичное повышение значений ИКД после проведенной трансартериальной химиоэмболизации отмечено и другими авторами [56].

Следует отметить, что в доступной нам литературе рациональный (обоснованный) интервал для проведения повторных (динамических) МРТ-исследований в процессе обсуждаемых вариантов лечения соответствующих пациентов еще не определен.

К настоящему времени в литературе существует лишь ограниченное количество публикаций, касаю-

щихся результатов применения ДВ МРТ для предварительной оценки возможной эффективности химиотерапии у пациентов с первичными и вторичными опухолями печени [17, 57, 58].

Контроль эффективности химиотерапии проводится в различные сроки (обычно, через 2–6 мес), однако у пациентов с агрессивными формами рака даже 1 мес неэффективной химиотерапии может привести к необратимому снижению качества жизни и соответствующему прогнозу. Именно поэтому необходим максимально ранний, легко воспроизводимый и неинвазивный метод оценки эффективности лечения.

По данным Y. Cui и соавт. [57] увеличение показателей ИКД в метастатических очагах через 3–7 дней после начала лечения наблюдалось только при эффективной химиотерапии. Отмечено также, что проводимая химиотерапия при печеночных метастазах колоректального рака с высокими (уже до начала лечения) значениями ИКД была малоэффективной, по-видимому, за счет того, что некротически измененные метастазы более химиорезистентны. Полагают, что некроз метастазов вызывается снижением степени их перфузии (кровоснабжения), что в свою очередь приводит к снижению их чувствительности к химиотерапии [17, 57].

Отмечено, что у пациентов с метастазами колоректального рака в печени усредненные показатели ИКД увеличивались в очагах даже с частичным ответом на проводимую химиотерапию (согласно критериям RECIST). Подобного увеличения не наблюдалось в очагах без признаков каких-либо динамических изменений или в очагах с признаками прогрессии (согласно критериям RECIST).

Таким образом, показатели ИКД в метастатических очагах могут рассматриваться как потенциальные диагностические биомаркеры для предопределения возможной эффективности химиотерапии и выявления ранних признаков ответа на нее [57].

Сравнительно недавно было доказано, что эффективность проводимой химиотерапии у больных с метастазами в печени выражается в нарастании фиброзного компонента в опухолевых узлах, а не в сокращении их размеров. Однако дифференцировать «живую» опухолевую ткань и участки фиброза при ДВ МРТ бывает крайне затруднительно, так как все они могут быть гипоинтенсивны на ИКД-картах [59]. Считается, что решение данной проблемы возможно с помощью методики внутривенного контрастирования [26].

Нерешенной проблемой остается также оценка эффективности лечения и полноты ремиссии при наличии множественных мелких (до 1 см) метастазов в печени.

Хорошо известно, что в процессе лечения больных с метастазами в печени характер контрастирования метастатических очагов несколько меняется [60]. Отмечается длительное удерживание контрастного препарата в массиве очага, что может напоминать особенности контрастирования гемангиом [60]. В то же время существует ряд обстоятельств, при которых визуализация и корректная интерпретация таких метастатических очагов может быть затруднена, в частности:

- при размерах очагов менее 1 см;
- при их локализации в левой доле печени или

поддифрагмальных отделах;

- при снижении степени васкуляризации метастазов и как следствие неотчетливой их визуализации очагов на фоне контрастированной паренхимы печени;

- вследствие дыхательных артефактов.

По нашему мнению, методика ДВ МРТ может являться решением данной проблемы, а также может позволить избежать применения внутривенного контрастирования у отдельных групп онкологических больных, а следовательно, уменьшить экономические затраты медицинского учреждения.

Таким образом, представленный нами обзор современной научной литературы свидетельствует, что большинство исследований, посвященных применению методики ДВ МРТ в диагностике очаговых образований печени, недостаточно подробно и убедительно освещают проблемы их дифференциальной диагностики. Достаточно скупо и противоречиво освещены вопросы оценки эффективности лечения и мониторинга пациентов с метастатическим поражением печени. Учитывая высокую чувствительность методики ДВ МРТ, представляет несомненный интерес и вопрос возможности ее изолированного применения у отдельных групп онкологических пациентов (соответствующих работ в отечественной и зарубежной литературе нам не встретилось). Возможно исключение в отдельных ситуациях многократного применения внутривенного контрастирования у онкологических больных имеет несомненную перспективу в диагностическом и экономическом аспектах. Именно эти обстоятельства обуславливают актуальность дальнейших исследований в этом направлении.

## ЛИТЕРАТУРА

1. Morgan-Parkes J.H. Metastases: mechanisms, pathways and cascades. *Am. J. Roentgenol.* 1995; 164: 1075–82.
2. Gomez D., Lobo D.N. Malignant liver tumors. *Surgery (Oxford)*. 2011; 29(12): 632–9.
3. Ananthakrishnan A., Gogineni V., Saeian K. Epidemiology of primary and secondary liver cancers. *Semin. Intervent. Radiol.* 2006; 23(1): 47–63.
4. Albiin N. MRI of focal liver lesions. *Curr. Med. Imag. Rev.* 2012; 8(2): 107–16.
5. Pons E., Llovet J.M. Approaching focal liver lesions. *Rev. Esp. Enferm. Dig.* 2004; 96(8): 567–77.
6. Лукьянченко А.Б., Медведева Б.М. Магнитно-резонансная томография в диагностике и дифференциальной диагностике очаговых поражений печени. *Вестник РОНЦ им. Н.Н. Блохина.* 2004; 1(2): 68–72.
7. Seitz K., Bernatik T., Strobel D., Blank W., Frederich-Rust M., Strunk H. et al. Contrast-enhanced ultrasound (CEUS) for the characterization of focal liver lesions in clinical practice: CEUS vs. MRI – a prospective comparison in 269 patients. *Ultraschall Med.* 2010; 31(5): 492–9.
8. Strobel D., Bernatik T., Blank W., Schuler A., Greis C., Dietrich C.F., Seitz K. Diagnostic accuracy of CEUS in the differential diagnosis of small (< 20mm) and subcentimetric (< 10mm) focal liver lesions in comparison with histology. Results of the DEGUM multicenter trial. *Ultraschall Med.* 2011; 32(6): 593–7.
9. Le Bihan D. Diffusion MRI: what water tells us about the brain. *EMBO Mol. Med.* 2014; 6(5): 569–73.
10. Le Bihan D., Johansen-Berg H. Diffusion MRI at 25: exploring brain tissue structure and function. *Neuroimage.* 2012; 61(2): 324–41.
11. Le Bihan D., Breton E., Lallemand D., Grenier P., Cabanis P., Laval-Jeantet M. MR Imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology.* 1986; 161(2): 401–7.
12. Акчурина Э.Д. Диффузионно-взвешенные изображения в ком-

- плексной лучевой диагностике очаговых поражений печени: Дисс. ... канд. мед. наук. М.; 2011.
13. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*. 2009; 29: 1797–810.
  14. Feuerlein S., Pauls S., Juchems M.S., Stuber T., Hoffmann M.H. et al. Pitfalls in abdominal diffusion-weighted imaging: how predictive is restricted water diffusion for malignancy. *Am. J. Roentgenol*. 2009; 193: 1070–6.
  15. Tauoli B., Koh D.M. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *Radiology*. 2010; 254: 169–84.
  16. Moore W.A., Khatri G., Madhuranthakam J., Sims R.D., Pedrosa I. Added Value of diffusion-weighted acquisitions in MRI of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol*. 2014; 202: 995–1006.
  17. Koh D.M., Collins D.J. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *Am. J. Roentgenol*. 2007; 188: 1622–35.
  18. Morani A.C., Elsayes K.M., Liu P.S., Weadock W.J., Szklaruk J., Dillman J.R. et al. Abdominal applications of diffusion-weighted magnetic resonance imaging: Where do we stand? *World J. Radiol*. 2013; 5(3): 68–80.
  19. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*. 2009; 29: 1797–810.
  20. Galea N., Cantisani V., Tauoli B. Liver lesion detection and characterization: role of diffusion-weighted imaging. *J. Magn. Reson. Imag*. 2013; 37(6): 1262–3.
  21. Yamada I., Aung W., Himeno Y., Nakagawa T., Shibuya H. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesions: evaluation with intravoxel incoherent motion echo planar MR Imaging. *Radiology*. 1999; 210: 617–23.
  22. Le Bihan D., Breton E., Lallemand D., Aubin M.L., Vignaud J., Laval-Jeantet M. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR Imaging. *Radiology*. 1988; 168: 497–505.
  23. Sandrasegaran K., Akisik F.M., Lin C., Tahir B., Rajan J., Aisen A.M. The value of diffusion-weighted imaging in characterizing focal liver masses. *Acad. Radiol*. 2009; 16(10): 1208–14.
  24. Tauoli B., Sandberg A., Stemmer A. et al. Diffusion-weighted imaging of the liver: comparison of navigator triggered and breath-hold acquisitions. *J. Magn. Reson. Imag*. 2009; 30: 561–8.
  25. Parikh T., Drew S.J., Lee V.S. et al. Focal liver lesion detection and characterization with diffusion-weighted MR imaging: comparison with standard breath-hold T2-weighted imaging. *Radiology*. 2008; 246: 812–22.
  26. Wagner M., Doblas S., Daire J.L., Paradis V., Haddad N. et al. Diffusion-weighted MR Imaging for the regional characterization of liver tumors. *Radiology*. 2012; 264(2): 464–71.
  27. Kele P.G., Jagt E.J. Diffusion-weighted imaging in the liver. *World J. Gastroenterol*. 2010; 16(13): 1567–76.
  28. Gourtsoyianni S., Papanikolaou N., Yarmenitis S., Maris T., Karantanas A., Gourtsoyiannis N. Respiratory gated diffusion-weighted imaging of the liver: value of apparent diffusion coefficient measurements in the differentiation between most commonly encountered benign and malignant focal liver lesions. *Eur. Radiol*. 2008; 18(3): 486–92.
  29. Holzapfel K., Bruegel M., Eiber M. et al. Characterization of small focal liver lesions: value of respiratory-triggered echo-planar diffusion-weighted MR imaging. *Eur. J. Radiol*. 2010; 76: 89–95.
  30. Bruegel M., Gaa J., Waldt S., Woertler K., Holzapfel K., Kiefer B., Rummeny E.J. Diagnosis of hepatic metastasis: comparison of respiration-triggered diffusion-weighted echo-planar MRI and five T2-weighted turbo spin-echo sequences. *Am. J. Roentgenol*. 2008; 191: 1421–9.
  31. Silva A.C., Evans J.M., McCullough A.E., Jatoti M.A., Vargas H.E., Hara A.K. MR Imaging of hypervascular liver masses: a review of current techniques. *Radiographics*. 2009; 29: 385–402.
  32. Semelka R.C., Brown E.D., Ascher S.M. et al. Hepatic hemangiomas: a multi-institutional study of appearance on T2-weighted and serial gadolinium-enhanced gradient-echo MR images. *Radiology*. 1994; 192(2): 401–6.
  33. Hussain S.M., Terkivatan T., Zondervan P.E. et al. Focal nodular hyperplasia findings at state-of-the-art MR imaging, US, CT, and pathologic analysis. *Radiographics*. 2004; 24(1): 3–17.
  34. Do R.K., Rusinek H., Tauoli B. Dynamic contrast-enhanced MR imaging of the liver: current status and future directions. *Magn. Res. Imag. Clin. N. Am*. 2009; 17(2): 339–49.
  35. Low R.N. Abdominal MRI advances in the detection of liver tumors and characterization. *Lancet Oncol*. 2007; 8: 525–35.
  36. Inan N., Arslan G. et al. Diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of simple and hydatid cysts of the liver. *Am. J. Roentgenol*. 2007; 189: 1031–6.
  37. Chandarana H., Tauoli B. Diffusion and perfusion imaging of the liver. *Eur. J. Radiol*. 2010; 76: 348–58.
  38. Muhi A., Ichikawa T., Motosugi U. et al. High *b-value* diffusion-weighted imaging of hepatocellular lesions: estimation of grade of malignancy of hepatocellular carcinoma. *J. Magn. Reson. Imag*. 2009; 30: 1005–11.
  39. Chandarana H., Tauoli B. Diffusion-weighted MRI and liver metastases. *Magn. Reson Imag. Clin. N. Am*. 2010; 18: 451–64.
  40. Лукьянченко А.Б., Медведева Б.М., Кармазановский Г.Г., Шабанов М.А., Лукьянченко К.А. Современные представления о диагностике гемангиом печени. *Вестник ПОИЦ им. Н.Н. Блохина*. 2013; 24(1): 3–10.
  41. Agnello F., Ronot M., Valla D.C., Sinkus R., Beers B.E., Vilgrain V. High *b-value* diffusion-weighted MR imaging of benign hepatocellular lesions: quantitative and qualitative analysis. *Radiology*. 2012; 262(2): 511–9.
  42. Лукьянченко А.Б., Медведева Б.М., Шабанов М.А., Лукьянченко К.А. Фокальная узловатая гиперплазия печени. *Вестник рентгенологии и радиологии*. 2013; 3: 61–8.
  43. Лукьянченко А.Б., Медведева Б.М. Современные возможности лучевой диагностики гепатоцеллюлярных аденом. *Медицинская визуализация*. 2013; 1: 33–43.
  44. Holzapfel K., Bruegel M., Eiber M., Rummeny E.J., Gaa J. Detection and characterization of focal liver lesions using respiratory-triggered diffusion-weighted MR Imaging (DWI). *Magn. Fflash*. 2008; 2: 6–9.
  45. Bruegel M., Rummeny E.J. Hepatic metastases: use of diffusion-weighted echo-planar imaging. *Abdom. Imag*. 2010; 35: 454–61.
  46. Bonekamp S., Corona-Villalobos C.P., Kamel I.R. Oncologic applications of diffusion-weighted MRI in the body. *J. Magn. Reson Imag*. 2012; 35: 257–79.
  47. Sandrasegaran K., Tahir B., Patel B., Ramaswamy K., Bertrand K., Akisik F.M. The usefulness of diffusion-weighted imaging in the characterization of liver lesions in patients with cirrhosis. *Clin. Radiol*. 2013; 68: 708–15.
  48. Miller FH. Tumor response assessment using CT and MRI: Current clinical practice. *Proc. Intl. Soc. Magn. Reson. Med*. 2011; 19: 1–7.
  49. Yaghami V., Besa C., Kim E., Gatlin J.L., Siddiqui N.A., Tauoli B. Imaging assessment of hepatocellular carcinoma response to locoregional and systemic therapy. *Am. J. Roentgenol*. 2013; 201: 80–96.
  50. Vilgrain V., Daire J.L., Sinkus R., Van Beers BE. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *J. Radiol*. 2010; 91: 381–90.
  51. Miller FH., Keppe AL., Reddy D. et al. Response of liver metastases after treatment with <sup>90</sup>Y microspheres: role of size, necrosis and PET. *Am. J. Roentgenol*. 2007; 188(3): 776–83.
  52. Kamel I.R., Bluemke D.A., Ramsey D. et al. Role of diffusion-weighted imaging in estimating tumor necrosis after chemoembolization of hepatocellular carcinoma. *Am. J. Roentgenol*. 2003; 181: 708–10.
  53. Kamel I.R., Liapi E., Reyes D.K., Zahurak M., Bluemke D.A., Geschwind J.F. Unresectable hepatocellular carcinomas: serial early vascular and cellular changes after transarterial chemoembolization as detected with MR Imaging. *Radiology*. 2009; 250: 466–73.
  54. Lu T.L., Becce F., Bize P., Denys A., Meuli R., Schmidt S. Assessment of liver tumor response high-field (3T) MRI after radiofrequency ablation: short- and mid-term evolution of diffusion parameters within the ablation zone. *Eur. J. Radiol*. 2012; 81: 944–50.
  55. Kierans A.S., Elazzazi M., Braga L. et al. Thermoablative treatments for malignant liver lesions: 10-year experience of MRI appearances of treatment response. *Am. J. Roentgenol*. 2010; 194: 523–9.
  56. Kamel I.R., Reyes D.K., Liapi E., Bluemke D.A., Geschwind J.F. Functional MR imaging assessment of tumor response after <sup>90</sup>Y microsphere treatment in patients with unresectable hepatocellular carcinoma. *J. Vasc. Interv. Radiol*. 2007; 18: 49–56.
  57. Cui Y., Zhang X.P., Sun Y.S., Tang L., Shen L. Apparent diffusion coefficient: potential imaging biomarker for prediction and early detection of response to chemotherapy in hepatic metastases. *Radiology*. 2008; 248: 894–900.
  58. Manelli L., Kim S., Hajdu C.H., Babb J.S., Tauoli B. Serial diffusion-

- weighted MRI in patients with hepatocellular carcinoma: prediction and assessment of response to transarterial chemoembolization-preliminary experience. *Eur. J. Radiol.* 2013; 82(4): 577–82.
59. Woodhams R., Kakita S., Hata H. et al. Diffusion-weighted imaging of mucinous carcinoma of the breast: evaluation of apparent diffusion coefficient and signal intensity in correlation with histologic findings. *Am. J. Roentgenol.* 2009; 193(1): 260–6.
  60. Semelka R.C., Worawattanakul S., Noone T.C. et al. Chemotherapy-treated liver metastases mimicking hemangiomas on MR images. *Abdom. Imag.* 1999; 24: 378–82.
- ## REFERENCES
1. Morgan-Parkes J.H. Metastases: mechanisms, pathways and cascades. *Am. J. Roentgenol.* 1995; 164: 1075–82.
  2. Gomez D., Lobo D.N. Malignant liver tumors. *Surgery (Oxford)*. 2011; 29(12): 632–9.
  3. Ananthkrishnan A., Gogineni V., Saeian K. Epidemiology of primary and secondary liver cancers. *Semin. Intervent. Radiol.* 2006; 23(1): 47–63.
  4. Albiin N. MRI of focal liver lesions. *Curr. Med. Imag. Rev.* 2012; 8(2): 107–16.
  5. Pons E., Llovet J.M. Approaching focal liver lesions. *Rev. Esp. Enferm. Dig.* 2004; 96(8): 567–77.
  6. Luk'yanchenko A.B., Medvedeva B.M. Magnetic resonance imaging in differential diagnosis of focal liver lesions. *Vestnik RONTs im. N.N. Blokhina*. 2004; 1(2): 68–72. (in Russian)
  7. Seitz K., Bernatik T., Strobel D., Blank W., Frederich-Rust M., Strunk H. et al. Contrast-enhanced ultrasound (CEUS) for the characterization of focal liver lesions in clinical practice: CEUS vs. MRI – a prospective comparison in 269 patients. *Ultraschall Med.* 2010; 31(5): 492–9.
  8. Strobel D., Bernatik T., Blank W., Schuler A., Greis C., Dietrich C.F., Seitz K. Diagnostic accuracy of CEUS in the differential diagnosis of small (< 20mm) and subcentimetric (< 10mm) focal liver lesions in comparison with histology. Results of the DEGUM multicenter trial. *Ultraschall Med.* 2011; 32(6): 593–7.
  9. Le Bihan D. Diffusion MRI: what water tells us about the brain. *EMBO Mol. Med.* 2014; 6(5): 569–73.
  10. Le Bihan D., Johansen-Berg H. Diffusion MRI at 25: exploring brain tissue structure and function. *Neuroimaging*. 2012; 61(2): 324–41.
  11. Le Bihan D., Breton E., Lallemand D., Grenier P., Cabanis P., Laval-Jeantet M. MR Imaging of intravoxel incoherent motions: application to diffusion and perfusion in neurologic disorders. *Radiology*. 1986; 161(2): 401–7.
  12. Akchurina E.D. *Diffusion-weighted Images in Diagnosis of Focal Liver Lesions*: Diss. Moscow; 2011. (in Russian)
  13. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*. 2009; 29: 1797–810.
  14. Feuerlein S., Pauls S., Juchems M.S., Stuber T., Hoffmann M.H. et al. Pitfalls in abdominal diffusion-weighted imaging: how predictive is restricted water diffusion for malignancy. *Am. J. Roentgenol.* 2009; 193: 1070–6.
  15. Tauoli B., Koh D.M. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *Radiology*. 2010; 254: 169–84.
  16. Moore W.A., Khatri G., Madhuranthakam J., Sims R.D., Pedrosa I. Added Value of diffusion-weighted acquisitions in MRI of the abdomen and pelvis. *Am. J. Roentgenol.* 2014; 202: 995–1006.
  17. Koh D.M., Collins D.J. Diffusion-weighted MRI in the body: applications and challenges in oncology. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188: 1622–35.
  18. Morani A.C., Elsayes K.M., Liu P.S., Weadock W.J., Szklaruk J., Dillman J.R. et al. Abdominal applications of diffusion-weighted magnetic resonance imaging: Where do we stand? *World J. Radiol.* 2013; 5(3): 68–80.
  19. Qayyum A. Diffusion-weighted imaging in the abdomen and pelvis: concepts and applications. *Radiographics*. 2009; 29: 1797–810.
  20. Galea N., Cantisani V., Tauoli B. Liver lesion detection and characterization: role of diffusion-weighted imaging. *J. Magn. Reson. Imag.* 2013; 37(6): 1262–3.
  21. Yamada I., Aung W., Himeno Y., Nakagawa T., Shibuya H. Diffusion coefficients in abdominal organs and hepatic lesions: evaluation with intravoxel incoherent motion echo planar MR Imaging. *Radiology*. 1999; 210: 617–23.
  22. Le Bihan D., Breton E., Lallemand D., Aubin M.L., Vignaud J., Laval-Jeantet M. Separation of diffusion and perfusion in intravoxel incoherent motion MR Imaging. *Radiology*. 1988; 168: 497–505.
  23. Sandrasegaran K., Akisik F.M., Lin C., Tahir B., Rajan J., Aisen A.M. The value of diffusion-weighted imaging in characterizing focal liver masses. *Acad. Radiol.* 2009; 16(10): 1208–14.
  24. Tauoli B., Sandberg A., Stemmer A. et al. Diffusion-weighted imaging of the liver: comparison of navigator triggered and breath-hold acquisitions. *J. Magn. Reson. Imag.* 2009; 30: 561–8.
  25. Parikh T., Drew S.J., Lee V.S. et al. Focal liver lesion detection and characterization with diffusion-weighted MR imaging: comparison with standard breath-hold T2-weighted imaging. *Radiology*. 2008; 246: 812–22.
  26. Wagner M., Doblas S., Daire J.L., Paradis V., Haddad N. et al. Diffusion-weighted MR Imaging for the regional characterization of liver tumors. *Radiology*. 2012; 264(2): 464–71.
  27. Kele P.G., Jagt E.J. Diffusion-weighted imaging in the liver. *World J. Gastroenterol.* 2010; 16(13): 1567–76.
  28. Gourtsoyianni S., Papanikolaou N., Yarmenitis S., Maris T., Karantanas A., Gourtsoyiannis N. Respiratory gated diffusion-weighted imaging of the liver: value of apparent diffusion coefficient measurements in the differentiation between most commonly encountered benign and malignant focal liver lesions. *Eur. Radiol.* 2008; 18(3): 486–92.
  29. Holzapfel K., Bruegel M., Eiber M. et al. Characterization of small focal liver lesions: value of respiratory-triggered echo-planar diffusion-weighted MR imaging. *Eur. J. Radiol.* 2010; 76: 89–95.
  30. Bruegel M., Gaa J., Waldt S., Woertler K., Holzapfel K., Kiefer B., Rummeny E.J. Diagnosis of hepatic metastasis: comparison of respiration-triggered diffusion-weighted echo-planar MRI and five T2-weighted turbo spin-echo sequences. *Am. J. Roentgenol.* 2008; 191: 1421–9.
  31. Silva A.C., Evans J.M., McCullough A.E., Jatoi M.A., Vargas H.E., Hara A.K. MR Imaging of hypervascular liver masses: a review of current techniques. *Radiographics*. 2009; 29: 385–402.
  32. Semelka R.C., Brown E.D., Ascher S.M. et al. Hepatic hemangiomas: a multi-institutional study of appearance on T2-weighted and serial gadolinium-enhanced gradient-echo MR images. *Radiology*. 1994; 192(2): 401–6.
  33. Hussain S.M., Terkivatan T., Zondervan P.E. et al. Focal nodular hyperplasia findings at state-of-the-art MR imaging, US, CT, and pathologic analysis. *Radiographics*. 2004; 24(1): 3–17.
  34. Do R.K., Rusinek H., Tauoli B. Dynamic contrast-enhanced MR imaging of the liver: current status and future directions. *Magn. Res. Imag. Clin. N. Am.* 2009; 17(2): 339–49.
  35. Low R.N. Abdominal MRI advances in the detection of liver tumors and characterization. *Lancet Oncol.* 2007; 8: 525–35.
  36. Inan N., Arslan G. et al. Diffusion-weighted imaging in the differential diagnosis of simple and hydatid cysts of the liver. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 189: 1031–6.
  37. Chandarana H., Tauoli B. Diffusion and perfusion imaging of the liver. *Eur. J. Radiol.* 2010; 76: 348–58.
  38. Muhi A., Ichikawa T., Motosugi U. et al. High *b-value* diffusion-weighted imaging of hepatocellular lesions: estimation of grade of malignancy of hepatocellular carcinoma. *J. Magn. Reson. Imag.* 2009; 30: 1005–11.
  39. Chandarana H., Tauoli B. Diffusion-weighted MRI and liver metastases. *Magn. Reson Imag. Clin. N. Am.* 2010; 18: 451–64.
  40. Luk'yanchenko A.B., Medvedeva B.M., Karmazanovskiy G.G., Shabanov M.A., Lukyanchenko K.A. Current state of the diagnosis of hepatic hemangioma. *Vestnik RONTs im. N.N. Blokhina*. 2013; 24(1): 3–10. (in Russian)
  41. Agnello F., Ronot M., Valla D.C., Sinkus R., Beers B.E., Vilgrain V. High *b-value* diffusion-weighted MR imaging of benign hepatocellular lesions: quantitative and qualitative analysis. *Radiology*. 2012; 262(2): 511–9.
  42. Luk'yanchenko A.B., Medvedeva B.M., Shabanov M.A., Luk'yanchenko K.A. Focal nodular hyperplasia of the liver. *Vestnik rentgenologii i radiologii*. 2013; 3: 61–8. (in Russian)
  43. Luk'yanchenko A.B., Medvedeva B.M. The current approaches to the diagnosis of hepatocellular adenomas. *Meditsinskaya vizualizatsiya*. 2013; 1: 33–43. (in Russian)
  44. Holzapfel K., Bruegel M., Eiber M., Rummeny E.J., Gaa J. Detection

- and characterization of focal liver lesions using respiratory-triggered diffusion-weighted MR Imaging (DWI). *Magn. Flash.* 2008; 2: 6-9.
45. Bruegel M., Rummeny E.J. Hepatic metastases: use of diffusion-weighted echo-planar imaging. *Abdom. Imag.* 2010; 35: 454-61.
  46. Bonekamp S., Corona-Villalobos C.P., Kamel I.R. Oncologic applications of diffusion-weighted MRI in the body. *J. Magn. Reson. Imag.* 2012; 35: 257-79.
  47. Sandrasegaran K., Tahir B., Patel B., Ramaswamy K., Bertrand K., Akisik F.M. The usefulness of diffusion-weighted imaging in the characterization of liver lesions in patients with cirrhosis. *Clin. Radiol.* 2013; 68: 708-15.
  48. Miller FH. Tumor response assessment using CT and MRI: Current clinical practice. *Proc. Intl. Soc. Magn. Reson. Med.* 2011; 19: 1-7.
  49. Yaghami V., Besa C., Kim E., Gatlin J.L., Siddiqui N.A., Tauoli B. Imaging assessment of hepatocellular carcinoma response to locoregional and systemic therapy. *Am. J. Roentgenol.* 2013; 201: 80-96.
  50. Vilgrain V., Daire J.L., Sinkov R., Van Beers BE. Diffusion-weighted MR imaging of the liver. *J. Radiol.* 2010; 91: 381-90.
  51. Miller FH., Keppke AL., Reddy D. et al. Response of liver metastases after treatment with <sup>90</sup>Y microspheres: role of size, necrosis and PET. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188(3): 776-83.
  52. Kamel I.R., Bluemke D.A., Ramsey D. et al. Role of diffusion-weighted imaging in estimating tumor necrosis after chemoembolization of hepatocellular carcinoma. *Am. J. Roentgenol.* 2003; 181: 708-10.
  53. Kamel I.R., Liapi E., Reyes D.K., Zahurak M., Bluemke D.A., Geschwind J.F. Unresectable hepatocellular carcinomas: serial early vascular and cellular changes after transarterial chemoembolization as detected with MR imaging. *Radiology.* 2009; 250: 466-73.
  54. Lu T.L., Becce F., Bize P., Denys A., Meuli R., Schmidt S. Assessment of liver tumor response high-field (3T) MRI after radiofrequency ablation: short- and mid-term evolution of diffusion parameters within the ablation zone. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81: 944-50.
  55. Kierans A.S., Elazzazi M., Braga L. et al. Thermoablative treatments for malignant liver lesions: 10-year experience of MRI appearances of treatment response. *Am. J. Roentgenol.* 2010; 194: 523-9.
  56. Kamel I.R., Reyes D.K., Liapi E., Bluemke D.A., Geschwind J.F. Functional MR imaging assessment of tumor response after <sup>90</sup>Y microsphere treatment in patients with unresectable hepatocellular carcinoma. *J. Vasc. Interv. Radiol.* 2007; 18: 49-56.
  57. Cui Y., Zhang X.P., Sun Y.S., Tang L., Shen L. Apparent diffusion coefficient: potential imaging biomarker for prediction and early detection of response to chemotherapy in hepatic metastases. *Radiology.* 2008; 248: 894-900.
  58. Manelli L., Kim S., Hajdu C.H., Babb J.S., Tauoli B. Serial diffusion-weighted MRI in patients with hepatocellular carcinoma: prediction and assessment of response to transarterial chemoembolization-preliminary experience. *Eur. J. Radiol.* 2013; 82(4): 577-82.
  59. Woodhams R., Kakita S., Hata H. et al. Diffusion-weighted imaging of mucinous carcinoma of the breast: evaluation of apparent diffusion coefficient and signal intensity in correlation with histologic findings. *Am. J. Roentgenol.* 2009; 193(1): 260-6.
  60. Semelka R.C., Worawattanakul S., Noone T.C. et al. Chemotherapy-treated liver metastases mimicking hemangiomas on MR images. *Abdom. Imag.* 1999; 24: 378-82.

Поступила 13.10.14

## КАЛЕНДАРЬ КОНФЕРЕНЦИЙ

«Редкие гинекологические опухоли». Конференция RUSSCO.	Март, 2015, Москва; e-mail: nosov@mail.ru
Региональная конференция «Проблемы диагностики, лечения больных злокачественными новообразованиями населения Алтайского края».	12 марта, 2015, Барнаул; тел./факс: (3852) 63-26-20, 36-38-46
10 Юбилейная международная научно-практическая конференция. «Клиническая онкорadiология».	18-19 марта, 2015, Москва; e-mail: radoncology@mail.ru
Всероссийская научно-практическая конференция с международным участием «Отечественные противоопухолевые препараты».	19-20 марта 2015, Москва; e-mail: conference-edito@mail.ru
«Опухоли желудочно-кишечного тракта». Международная конференция RUSSCO.	Апрель, 2015, Москва; e-mail: nosov@mail.ru
Региональная конференция «Проблемы диагностики, лечения больных злокачественными новообразованиями населения Алтайского края».	9 апреля, 2015, Бийск; e-mail: aoc@ctmed.ru, aoc@ab.ru
Конференция Российского общества онкоурологов в Уральском федеральном округе.	17 апреля, 2015, Тюмень; e-mail: info@abvexpo.ru
Региональная конференция «Проблемы диагностики, лечения больных злокачественными новообразованиями населения Алтайского края».	14 мая, 2015, Рубцовск; e-mail: aoc@ctmed.ru, aoc@ab.ru
Конференция «Лечение диссеминированного колоректального рака: стандарты или индивидуальный подход?»	22 мая, 2015, Москва
VIII научно-практическая конференция интервенционных онкорadiологов «Осложнения интервенционных радиологических вмешательств и пути их профилактики».	27 мая, 2015, Москва; e-mail: dolgushinb@mail.ru