

УДК 618.14(616-006.363.03+616-006.314.03+618.14):616.24-0.73

МЕТОДИКА МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ С ДИНАМИЧЕСКИМ КОНТРАСТНЫМ УСИЛЕНИЕМ ПРИ ДОБРОКАЧЕСТВЕННЫХ ОЧАГОВЫХ ОБРАЗОВАНИЯХ ЛЕГКИХ

П. М. Котляров, И. Д. Лагкуева, Н. И. Сергеев, Е. В. Егорова, Н. В. Черниченко, В. А. Солодкий
Российский научный центр рентгенорадиологии, Россия

© Коллектив авторов, 2018 г.

Магнитно-резонансная томография с динамическим контрастным усилением до настоящего времени не нашла широкого применения при патологии легких, отсутствуют четкие рекомендации по ее проведению, не разработаны критерии доброкачественности изменений. Цель исследования: уточнить методику анализа данных ДКУ-МРТ, поиск предикторов доброкачественности очаговых изменений в легких. ДКУ-МРТ выполнена 28 пациентам с верифицированными доброкачественными изменениями в легких на магнитно-резонансном томографе 1,5 Т. Как показал анализ, использование относительных, а не абсолютных значений с расчетом индекса контрастирования (ИК), отображающим степень накопления парамагнетика в объекте исследования относительно основного анатомического ориентира — аорты, являются достоверным признаком ангиогенеза. При этом следует ориентироваться на зоны максимальной интенсивности МР-сигнала исследуемой структуры, величина ROI может значительно колебаться. ИК в гамартомах составляла 0,23–0,35. В рубцовой ткани значения ИК практически не менялись на протяжении всего исследования, составляя 0,21–0,25 по отношению к пику плотности в аорте. ИК мягких тканей и доброкачественных очаговых образований легких, вид кривой циркуляции парамагнетика были сопоставимы, составляя 0,25–0,3 по отношению к пику плотности к аорте. Таким образом, при анализе кривых ДКУ-МРТ концентрация/время следует ориентироваться на зоны максимальной интенсивности МР-сигнала от сосудистых структур, очаговых образований легких, мягких тканей спины, при этом площадь ROI не имеет принципиального значения. В качестве критерия доброкачественности очагового образования легкого следует ориентироваться на ИК в мягких тканях.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография с динамическим контрастным усилением; легкое; очаговые образования.

THE TECHNIQUE OF MAGNETIC RESONANCE IMAGING WITH DYNAMIC CONTRAST ENHANCEMENT WITH FOCAL BENIGN LUNG FORMATION

P. M. Kotlyarov, I. D. Lagkueva, N. I. Sergeev, E. V. Egorova, N. V. Chernichenko, V. A. Solodkiy
Russian Scientific Center of X-ray Radiology, Moscow, Russia

MRT with dynamic contrast enhancement has not found wide application in lung pathology, there are no clear recommendations for its implementation, no criteria for the goodness of the changes have been developed. The aim: of the study was to clarify the procedure for analyzing the data of DKU-MRI, the search for predictors of the quality of focal changes in the lungs. DKE-MRT performed 28 patients with verified benign changes in the lungs at a magnetic resonance tomograph of 1,5 T. As the analysis shows, the use of relative rather than absolute values with the calculation of the contrast index (CI), reflecting the degree of accumulation of a paramagnetic substance in the object of investigation relative to the main anatomical landmark-aorta, is a reliable sign of angiogenesis. In this case, it is necessary to focus on the zones of maximum intensity of the MR signal of the structure under study, the value of ROI can vary considerably. The CI in the hamartomas was 0,23–0,35. In the scar tissue, the CI values did not practically change throughout the study, being 0,21–0,25 relative to the peak density in the aorta. CI soft tissues and benign focal lesions of the lungs, the form of the curve of the paramagnetic circulation was comparable, being 0,25–0,3 relative to the peak density to the aorta. When analyzing the DKE-MRT curves, the concentration/time should be oriented to the zones of maximum intensity of the MR signal from vascular structures, focal lesions of the lungs, soft tissues of the back, while the ROI area is of no fundamental importance. As a criterion of good-quality focal formation of the lung should be guided by CI in soft tissues.

Key words: magnetic resonance imaging with dynamic contrast enhancement; lung; focal formations.

DOI: <http://dx.doi.org/10.22328/2079-5343-2018-9-3-69-74>

Введение. Спиральная, мультиспиральная компьютерная томография (КТ, МСКТ) — «золотой стандарт» диагностики очаговых образований в легких. В целях дифференциальной диагностики КТ-исследование дополняется контрастным усилением, позволяющим исследовать васкуляризацию зоны интереса и провести дифференциальную диагностику природы образований [1–3]. Однако КТ далеко не всегда позволяет однозначно ответить на поставленные клиницистами вопросы о злокачественности или доброкачественности выявленных изменений [4, 5].

С внедрением в клиническую практику магнитно-резонансной томографии (МРТ) начались исследования о возможностях метода в диагностике и дифференциальной диагностике заболеваний легких. Метод существенно дополнял данные КТ в дифференциации опухолевых, воспалительных, содержащих жидкость процессов, патологии лимфатической системы. МРТ при отсутствии патологии легких малоэффективна из-за низкой плотности протонов в паренхиме легкого, деструкции легочной ткани при эмфиземе, гиперинфляции. Однако патологические изменения, приводящие к увеличению плотности ткани: ателектазы, опухоли, инфильтраты, зоны карнификации легкого, слизь или плевральный выпот — отображаются при МРТ с высокой диагностической точностью. Исследования показали высокую чувствительность МРТ с взвешенными по T2 изображениями (T2-ВИ) и последовательностями протонной плотности в выявлении жидкого содержимого в легком. Чувствительность МРТ в выявлении инфильтративных изменений в легких аналогичны рентгенографии грудной клетки и КТ [6–11].

Совершенствование аппаратного и программного обеспечения привело к появлению новых подходов для визуализации патологии легких — МРТ с динамическим контрастным усилением (ДКУ-МРТ) с парамагнетиком, что позволяет по кривой накопления парамагнетика в очаге уточнить его природу [12–16]. Однако до настоящего времени данная методика не нашла широкого применения в клинической практике, отсутствуют четкие рекомендации по проведению процедуры и трактовке ее результатов.

Цель: уточнение методики анализа данных ДКУ-МРТ, поиск предикторов доброкачественности очаговых изменений в легких.

Материалы и методы. ДКУ-МРТ выполнена 28 пациентам с верифицированным доброкачественным и изменениями в легких на магнитно-резонансном томографе «Атлас» фирмы «Тошиба» 1,5 Т. Данные МРТ-ДКУ анализировались на диагностической рабочей станции «Видар-ИнфоРад 3.0». У 15 человек имела место гамартома, у 10 — поствоспалительные рубцовые изменения, у 3 пациентов — очаговый туберкулез в легких. Размер очагов в легких составлял от 2 до 35 мм. У всех пациентов до МРТ выполнялась компьютерная томография с болюсным контрастным усилением для постановки

первичного диагноза и определения локализации очагов в легких. При выборе зоны интереса МРТ учитывались данные КТ.

Исследование проводилось с использованием катушки для тела, что позволяло сканировать все легкое (в том числе зону интереса), выполнением в аксиальной проекции стандартных последовательностей в T2 (дополнялось фронтальной проекцией), T1-ВИ, T2 с подавлением сигнала от жировой ткани, диффузионно-взвешенных изображений с максимальным значением В-фактора, равным 800 (табл. 1).

Таблица 1

Последовательности нативной МРТ при очаговых изменениях в легких

Последовательность	Проекция	Время сканирования
T2	Ax	30 с
T2fat sat	Ax	42 с
T2	cor	45 с
T1	Ax	84 с
2DWI b-800	Ax	Суммарно 4 мин
DWI (isotronic) b-800	Ax	То же
DWI ADC-map	Ax	То же

До начала нативного исследования пунктировалась вена пациента, игла подсоединялась к автоматическому шприцу для последующего болюсного введения парамагнетика. ДКУ-МРТ проводилась в аксиальной плоскости в режиме T1-ВИ-FS с толщиной среза 5 мм — сканирование начиналось с преконтрастного исследования. Для уменьшения артефактов исследование проводилось на задержке дыхания. Болюсное введение парамагнетика производили не выдвигая пациента из туннеля томографа, вводили 20,0 парамагнетика со скоростью 1,5–2,5 мл/с (в зависимости от состояния вен пациента) а затем — изотонический раствор натрия хлорида в объеме 10–15 мл. Время инъекции составляло 20–25 с. Время сканирования и задержки между фазами МРТ-ДКУ представлено в табл. 2.

Таблица 2

Временные параметры ДКУ-МРТ легких

Фаза	Время ожидания	Длительность серии
Прекоонтрастная	0	12–16 с
Артериальная	25 с	12–16 с
Венозная	35 с	12–16 с
Отсроченная	45 с	12–16 с

Среднее время сканирования каждой фазы составляло 14 с, что позволяло проводить исследование на задержке дыхания, общее время протокола ДКУ не превышало 3 минут.

Нами анализировались параметры концентрация/время в 4 точках кривой: пике МР-сигнала в аорте (дополнительно изучался данный параметр

в легочной артерии на стороне зоны интереса) — 40–50 с исследования, точке закрытия аортальных клапанов (данные точки отражали артериальную фазу циркуляции) — 90–110 с исследования, паренхиматозная фаза, венозная фаза — точка окончания исследования.

Полученные T1-ВИ до и после введения парамагнетика отражали показатель концентрация/время из зон интереса, который анализировался качественно и количественно и характеризовал ангиогенез в очаговом образовании легких. Качественный анализ проводился по форме получаемых кривых, сравнительной оценки пиков интенсивности МР-сигнала от крупных сосудов, мягких тканей спины, очагового образования и паренхимы легких. Также проводился количественный анализ полученных данных — уровень и время максимальной интенсивности МР-сигнала в артериальной, паренхиматозной, венозной фаз от вышеуказанных структур грудной клетки, который рассчитывались по шкале интенсивность сигнала/время исследования; время фазового распределения парамагнетика (стадии накопления и стадии выведения) [14, 16].

Результаты и их обсуждение. К методике анализа полученных данных. Как показал количественный анализ интенсивности МР-сигнала в аорте, легочной артерии, различие интенсивности от различных зон сосуда может достигать 15%. На наш взгляд, это обусловлено сложным анатомическим расположением сосуда по отношению к плоскости сканирования, неоднородностью распределения парамагнетика в его объеме. Кроме того, установлено, что максимальная интенсивность МР-сигнала от аорты (МРмакс) при ДКУ-МРТ от пациента к пациенту может варьироваться в пределах 40–45%, что, вероятно, связано с конституцией, полом и возрастом пациентов, уровнем артериального давления на момент инъекции, скорости введения парамагнетика. Различие интенсивности сигнала также имело место в очаговых образованиях легких, мягких тканях спины, других зонах интереса как у конкретного пациента, так и в их совокупности и зависело от величины МРмакс аорты. Для достоверности МРмакс аорта/зона интереса проводился поиск максимального МР-сигнала в каждой из изучаемых областей с последующим вычислением индекса контрастирования (ИК), отображающим степень накопления парамагнетика в объекте исследования относительно основного анатомического ориентира-аорты. При этом, как показал анализ, площадь выставляемого ROI не имела существенного значения и могла колебаться в значительных пределах — от точечной до полного охвата зоны исследования. При определении МРмакс легочной ткани необходимо выбирать области, свободные от сосудов, попадание на который ROI дает завышенный МР-сигнал. Исследование МР-сигнала от легочной артерии было вспомогательным и обуславливалось возможным двойным кровоснабжением очага в легком.

МРмакс от аорты на пике артериальной фазы принималось за единицу. Вычисление ИК исследуемого объекта производилось по формуле: $ИК = \text{МРмакс зоны интереса} / \text{МРмакс аорты (другого сосуда)}$.

Результаты сравнительного анализа кривых циркуляции парамагнетика и ИК. В поисках маркеров доброкачественности проводилось сравнительное исследование качественных параметров кривой концентрация/время и ИК очаговых образований, мышц спины и паренхимы легких на стороне поражения. Кривые циркуляции парамагнетика в вышеперечисленных структурах был сопоставимым у 12 (42,8%) пациентов; у 11 (39,3%) наблюдалось постепенное повышение МР-сигнала от мягких тканей в отсроченные фазы, с повышением ИК; у 5 (17,9%) пациентов были обнаружены колебания значений МР-сигнала от мягких тканей мышц спины в венозную фазу в виде второго небольшого пика на 92–100-й секунде. При анализе показателей ДКУ в гамартомах ИК составлял 0,23–0,35 снижаясь в конце исследования до 0,17–0,18, в одном наблюдении до 0,02 (рис. 1). ИК мягких тканей спины составлял 0,16–0,25 с постепенным повышением у части пациентов до 0,25–0,35. Наименьший ИК наблюдался в неизменной паренхиме легких 0,04–0,03, снижаясь в отсроченной фазе до 0,02–0,01, что связано с особенностями кровообращения по малому кругу и в основном функцией газообмена.

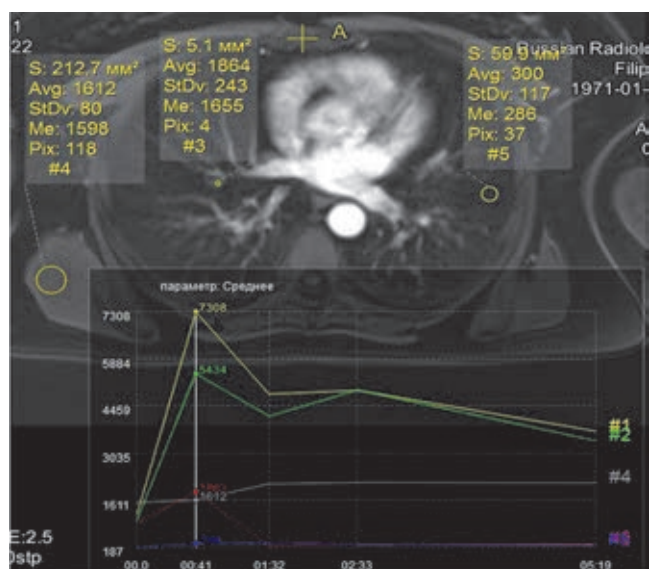


Рис. 1. Гамартома области ворот правого легкого. ДКУ-МРТ. 1, 2 — кривая концентрация/время в аорте (1) и правой легочной артерии (2); 3 — кривая в гамартоме — интенсивность сигнала 0,25 на пике, его падение до 0,04 в диастоле; 4 — кривая в мягких тканях спины — наличие второго пика в диастоле с постепенным повышением плотности до конца исследования; 5 — кривая плотности в паренхиме легкого (практически совпадает с кривой от гамартоты)

Динамика МР-сигнала в рубцовой ткани легкого отличалась от динамики в мягких тканях и гамартоме — значения ИК практически не менялись на протяжении всего исследования, составляя 0,21–0,25 (рис. 2). Интересны данные циркуляции парамагнети-

ка у 3 больных с очаговым туберкулезом — ИК составлял 0,37–0,4 с постепенным его повышением до 0,44–0,47 в конце исследования (рис. 3). При этом следует отметить, что у двух пациентов выполнялось ПЭТ/КТ, показавшее высокий уровень накопления радионуклида в очаге. Полученные данные с повышенной интенсивностью МР-сигнала от туберкулезного очага, вероятно, отображают активность процесса и более высокий метаболизм/ангиогенез в очаге воспаления.

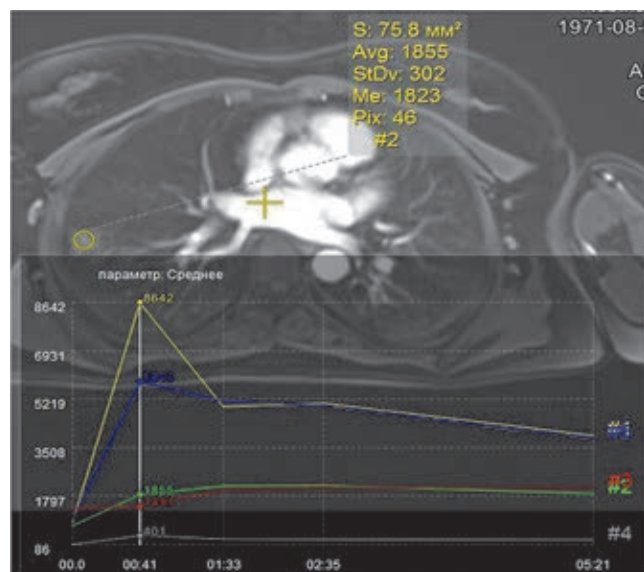


Рис. 2. Поствоспалительный рубец в средней доле правого легкого. ДКУ-МРТ. 1, 5 — кривая концентрация/время в аорте и правой легочной артерии; 2 — кривая в области рубцовой ткани; 3 — области мягких тканей — кривые практически совпадают по качественным и количественным показателям; 4 — кривая неизменной паренхимы легкого

Как показал статистический анализ, медиана ИК в очаговых образованиях (в совокупность не включались данные по туберкулезу) составила 0,25 (0,21–0,28), при среднем линейном отклонении 0,025; в мягких тканях — 0,22 (0,25–0,16) при среднем отклонении 0,029 (табл. 3).

В нашем исследовании мы исходили из двухкамерной фармакокинетической модели — после введения парамагнетика равновесие между его содержанием в крови и концентрацией в экстраваскулярной жидкости наступает в определенный промежуток времени. Полагают, что в совокупности тканей и биологических жидкостей организма можно выделить две камеры, которые отличаются степенью доступности для проникновения парамагнетика. К центральной камере относится кровь в крупных

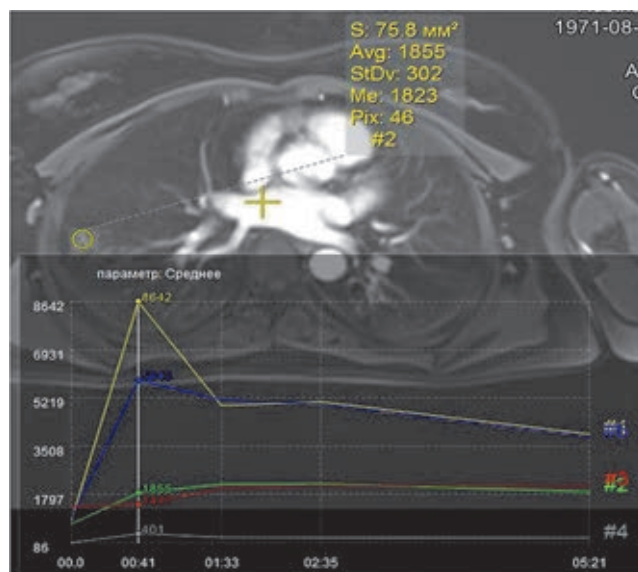


Рис. 3. Очаговый туберкулез верхней доли правого легкого. ДКУ-МРТ. 1, 4 — кривые концентрация/время в аорте (1) и правой легочной артерии (4); 2 — кривая в зоне патологических изменений практически идентична по качественным показателям кривой в мягких тканях спины (3), но с более высокими показателями интенсивности МР-сигнала; 5 — кривая в неизменной паренхиме легких

сосудах, к периферической — артериолы, капилляры, венулы, интерстициальная жидкость органов и тканей [17], в нашем исследовании — образование в легочной ткани, мягкие ткани спины, легочная

Таблица 3

Значения индекса контрастирования очаговых образований легких, мягких тканей спины

Исследуемая структура	Значения индекса контрастирования		Значения ИК легочной артерии	Значения ИК аорты
	ранняя фаза	поздняя фаза		
Гамартома, n=15	0,23–0,35	0,17–0,18	0,7	1
Рубцовые, поствоспалительные изменения, n=10	0,21–0,25	0,21–0,25	0,8	1
Туберкулез, n=3	0,37–0,4	0,44–0,47	0,9	1
Мягкие ткани спины, n=28	0,16–0,25	0,29–0,35	0,8	1

Таким образом, проведенное нами исследование показало, что динамика циркуляции парамагнетика в мягких тканях спины, показатели концентрация/время по отношению к аорте (ИК) соответствуют ИК при изменениях легких доброкачественной природы и могут быть контрольным маркером при ДКУ-МРТ.

Проведенное исследование показало, что для получения объективных данных ДКУ-МРТ по ангиогенезу необходимо проводить сравнительный анализ максимального МР-сигнала от очагового образования, мягких тканей спины по отношению к аорте, легочной артерии на стороне поражения, который обозначен нами как индекс контрастирования.

Поиск МРмакс не зависит от размеров ROI, но только от его положения в области максимальной гиперинтенсивности. Также установлено, что разброс абсолютных величин интенсивности МР-сигнала от пациента к пациенту не имеет принципиального значения, так как ИК различных зон интереса идентичен в совокупности наблюдений.

Наши данные не совпадают с результатами работ J. Binghu и соавт. (2016), Тао и соавт. (2016) [18, 19], где рекомендуется устанавливать ROI определенного размера на сосудистые структуры и полностью включать в ROI очаговое образование. Как нами отмечено выше из-за анатомических особенностей хода сосудов, распределения парамагнетика в их объеме вызывает значительный разброс показателей МР-сигнала в сосуде. Полное включение в ROI очагового образования приводит к усреднению МР-сигнала из-за неоднородности его макроструктуры, а зоны повышенного ангиогенеза нивелируются и не находят своего отображения. Количественные и качественные данные по циркуляции парамагнетика в гамартомах, рубцовой ткани и мягких тканях спины и их статистическая обработка с высокой степенью достоверности позволяют утверждать, что ИК мягких тканей (при отсутствии там патологических процессов) могут быть критерием доброкачественности изменений в легких. Несколько отличались данные ДКУ-МРТ при туберкулезе легких в сторону увеличения

концентрации парамагнетика в очаге, что возможно является предиктором воспалительного процесса. Аналогичные результаты при туберкулезе получены М. Н. Chung и соавт. (2000) [20]. Вопрос о предикторах воспаления в легких при ДКУ-МРТ требует дальнейшего исследования. Нами не было обнаружено работ по поиску критериев доброкачественности очаговых образований легких при ДКУ-МРТ. Разработка этой тематики позволит перейти к следующему этапу исследований — возможностям метода в определении злокачественной природы образований легких, особенно не верифицированных по данным КТ и пункционной биопсии.

Выводы. При анализе кривых ДКУ-МРТ концентрация/время следует ориентироваться на зоны максимальной интенсивности МР-сигнала от сосудистых структур, очаговых образований легких, мягких тканей спины, при этом площадь ROI не имеет принципиального значения. В качестве критерия доброкачественности очагового образования легкого следует ориентироваться на показатели кривой циркуляции парамагнетика и ИК в мягких тканях спины.

* * *

Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов и спонсорской поддержки при выполнении данной работы. Работа выполнялась в рамках научной тематики ФГБУ РНЦРР Минздрава России.

ЛИТЕРАТУРА/REFERENCES

1. Baert A.L., Knauth M., Sartor K. et al. *Diagnostic Imaging. Computed Tomography of the Lung A Pattern Approach*. Berlin — Heidelberg: Springer-Verlag, 2007. 200 p.
2. Котляров П.М. Многосрезовая компьютерная томография легких — новый этап развития лучевой диагностики заболеваний легких // *Медицинская визуализация*. 2011. № 4. С. 14–20. [Kotlyarov P.M. Multislice computed tomography of the lungs — a new stage in the development of radiation diagnosis of lung diseases. *Medical Imaging*, 2011, No. 4, pp. 14–20 (In Russ.)].
3. Котляров П.М. Постпроцессинговая обработка данных мультиспиральной компьютерной томографии в уточненной диагностике патологических изменений при диффузных заболеваниях легких // *Пульмонология*. 2017. № 4. С. 472–477. [Kotlyarov P.M. Postprocessing of the data of multispiral computed tomography in the specified diagnosis of pathological changes in diffuse lung diseases. *Pulmonology*, 2017, No. 4, pp. 472–477 (In Russ.)].
4. Котляров П.М. Лучевые методы в диагностике заболеваний органов дыхания // *РМЖ*. 2001. Т. 9, № 5. С. 197–207. [Kotlyarov P.M. Radiation methods in the diagnosis of diseases of the respiratory system // *Russian medical journal*, 2001, Vol. 9, No. 5, pp. 197–207 (In Russ.)].
5. Стеблецова Т.В., Проскурина М.Ф., Юдин А.Л., Юматова Е.А. Проблемы дифференциальной диагностики доброкачественных и злокачественных консолидаций на фоне диффузных инфильтративных заболеваний легких // *Медицинская визуализация*. 2008. № 6. С. 132–144. [Stebletsova T.V., Proskurina M.F., Yudin A.L., Yumatova E.A. The Differential Diagnostic Problems of Benign and Malignant Consolidations Associated with Diffuse Infiltrative Lung Diseases. *Medical Imaging*, 2008, No. 6, pp. 132–144 (In Russ.)].
6. Котляров П.М., Гамова Е.В. и др. Возможности магнитно-резонансной томографии в диагностике периферического рака легкого // *Медицинская визуализация*. 2002. № 4. С. 35–39. [Kotlyarov P.M., Gamova E.V. et al. The possibilities of magnetic resonance imaging in the diagnosis of peripheral lung cancer. *Medical imaging*, 2002, No. 4, pp. 35–39 (In Russ.)].
7. Wielpütz M., Kauczor H.U. MRI of the lung: state of the art // *Diagn. Interv. Radiol.* 2012. Vol. 18 (4). P. 344–353. DOI: 10.4261/1305–3825.
8. Biederer J., Beer M., Hirsch W. et al. MRI of the lung (2/3). Why ... when ... how? // *E. J. Insights Imaging*. 2012. Vol. 3 (4). P. 355–371. DOI: 10.1007/s13244-011-0146-8. Epub 2012 Feb. 13. PMID C 361.
9. Biederer J., Ohno Y., Hatabu H. et al. Screening for lung cancer: Does MRI have a role? // *Europ. J. Radiol.* 2017. Vol. 86. P. 353–360. doi: 10.1016/j.ejrad.2016.09.016. Epub 2016 Sep 16.
10. Yasuyuki Kurihara, Shin Matsuoka, Tsuneo Yamashiro et al. MRI of pulmonary nodules // *AJR*. 2002. March 2014. DOI: 10.2214/AJR.13.11618 C 210.
11. Карташов М.В., Карташова О.М., Котляров П.М. Первый опыт применения диффузионно-взвешенной магнитно-резонансной томографии при мелкоклеточном раке легкого // *Медицинская*

- визуализация. 2011. № 4. С. 28–33. [Kartashov M.V., Kartashova O.M., Kotlyarov P.M. The first experience of using diffusion-weighted magnetic resonance imaging for small-cell lung cancer. *Medical imaging*, 2011, No. 4, pp. 28–33 (In Russ.)].
12. Котляров П.М., Лагкуева И.Д., Сергеев Н.И., Солодкий В.А. Магнитно-резонансная томография в диагностике заболеваний легких // *Пульмонология*. 2018. № 2. С. 217–223. [Kotlyarov P.M., Lagkuyeva I.D., Sergeyev N.I., Solodkiy V.A. Magnetic resonance imaging for diagnostics of lung diseases. *Pulmonology*, 2018, No 2, pp. 217–223 (In Russ.)].
13. Лукьяненко П.И., Усов В.Ю., Коломиец С.А. и др. Возможности магнитно-резонансной томографии с контрастированием в диагностике рака легкого // *Международный журнал прикладных и фундаментальных исследований*. 2014. № 11 (3). С. 455–459. [Lukyanenok P.I., Usov V.Yu., Kolomiets S.A. et al. Possibilities of magnetic resonance imaging with contrast in the diagnosis of lung cancer. *International Journal of Applied and Fundamental Research*, 2014, Vol. 11 (3), pp. 455–459 (In Russ.)].
14. Сергеев Н.И., Котляров П.М. и др. Оценка результатов химиолучевого лечения вторичного поражения костей по данным магнитно-резонансной томографии с динамическим контрастным усилением // *Лучевая диагностика и терапия*. 2013. № 3 (4). С. 89–92. [Sergeev N.I., Kotlyarov P.M. et al. Evaluation of the results of chemoradiation treatment of secondary bone damage according to magnetic resonance imaging with dynamic contrast enhancement. *Radiation diagnostics and therapy*, 2013, No. 3 (4), pp. 89–92 (In Russ.)].
15. Lee S.H., Rimner A., Gelb E., Deasy J.O. et al. Correlation Between Tumor Metabolism and Semiquantitative Perfusion Magnetic Resonance. Imaging Metrics in Non-Small Cell Lung Cancer // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2018. Mar. 2. pii: S0360–3016(18)30330–4. doi: 10.1016/j.ijrobp.2018.02.031.
16. Сергеев Н.И., Котляров П.М., Солодкий В.А. Стандарты анализа метастатического поражения костных структур по данным современных методов лучевой диагностики // *Сибирский онкологический журнал*. 2018. № 17 (1). С. 5–10. [Sergeev N.I., Kotlyarov P.M., Solodkiy V.A. Diagnostic imaging standards for bone metastases. *The Siberian Journal of Oncology*, 2018, No. 17 (1), pp. 5–10 (In Russ.)].
17. Stephanie L.B., Jennifer G.W., Mary E.L. et al. Practical Dynamic Contrast Enhanced MRI in Small Animal Models of Cancer: Data Acquisition, Data Analysis, and Interpretation // *Pharmaceutics*. 2012. Vol. 4 (3). P. 442–478. doi: 10.3390/pharmaceutics4030442.
18. Binghu Jiang, Huaijun Liu, Dan Zhou Diagnostic and clinical utility of dynamic contrast-enhanced MR imaging in indeterminate pulmonary nodules: a metaanalysis // *Clinical Imaging*. 2016. Vol. 40. P. 1219–1225.
19. Tao X., Wang L., Hui Z. et al. DCE-MRI Perfusion and Permeability Parameters as predictors of tumor response to CCRT in Patients with locally advanced NSCLC // *Sci. Rep.* 2016. Vol. 6. P. 35569. doi: 10.1038/srep35569.
20. Chung M.H., Lee H.G., Kwon S.S., Park S.H. MR imaging of solitary pulmonary lesion: emphasis on tuberculomas and comparison with tumors // *Magn. Reson. Imaging*. 2000. Vol. 11 (6). P. 629–637.

Поступила в редакцию: 17.08.2018 г.

Контакт: Котляров Петр Михайлович, marnad@list.ru

Сведения об авторах:

Котляров Петр Михайлович — доктор медицинских наук, профессор, заведующий научно-исследовательским отделом новых технологий и семиотики лучевой диагностики заболеваний органов и систем ФГБУ «Российский научный центр рентгенодиагностики» Минздрава России; 117485, Москва, Профсоюзная ул., д. 86; тел.: (495) 334-81-86; e-mail: marnad@list.ru;

Лагкуева Ирина Джабраиловна — младший научный сотрудник научно-исследовательского отдела новых технологий и семиотики лучевой диагностики заболеваний органов и систем ФГБУ «Российский научный центр рентгенодиагностики» Минздрава России; 117485, Москва, Профсоюзная ул., д. 86; тел.: (495) 334-81-86; e-mail: ilagkueva@mail.ru;

Сергеев Николай Иванович — доктор медицинских наук, ведущий научный сотрудник научно-исследовательского отдела новых технологий и семиотики лучевой диагностики заболеваний органов и систем ФГБУ «Российский научный центр рентгенодиагностики» Минздрава России; 117485, Москва, Профсоюзная ул., д. 86; тел.: (495) 334-81-86; e-mail: sergeevnickolay@yandex.ru;

Егорова Екатерина Владимировна — кандидат медицинских наук, старший научный сотрудник научно-исследовательского отдела новых технологий и семиотики лучевой диагностики заболеваний органов и систем ФГБУ «Российский научный центр рентгенодиагностики» Минздрава России; 117485, Москва, Профсоюзная ул., д. 86; тел.: (495) 334-81-86; e-mail: marnad@list.ru;

Черниченко Наталья Васильевна — доктор медицинских наук, научно-исследовательский отдел хирургии и хирургических технологий в онкологии ФГБУ «Российский научный центр рентгенодиагностики» Минздрава России; 117485, Москва, Профсоюзная ул., д. 86; тел.: (495) 334-81-86; e-mail: marnad@list.ru;

Солодкий Владимир Алексеевич — академик РАН, профессор, доктор медицинских наук, директор ФГБУ «Российский научный центр рентгенодиагностики» Минздрава России; 117485, Москва, Профсоюзная ул., д. 86; тел.: (495) 334-81-86; e-mail: direktor@mcrr.ru.