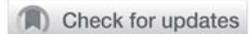




Грудная клетка | Thorax

ISSN 1607-0763 (Print); ISSN 2408-9516 (Online)
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-2019-4-10-23>



Магнитно-резонансная томография в исследовании легких

© Ахадов Т.А., Гурьяков С.Ю., Ублинский М.В.*

НИИ неотложной детской хирургии и травматологии ДЗ г. Москвы; 119180, Москва, ул. Большая Полянка, д. 22, Российская Федерация

В клинической практике уже давно есть потребность в применении методики магнитно-резонансной томографии (МРТ) для визуализации легких. Стимулом к развитию данного метода является появление альтернативы рентгеновской компьютерной томографии, особенно когда облучение и введение йодсодержащих контрастных препаратов противопоказано или нежелательно, например у беременных женщин и детей, людей с непереносимостью йодистых препаратов. Одной из причин, по которой МРТ легких все еще редко используется, является отсутствие разработанных стандартизированных протоколов, которые были бы адаптированы к клиническим запросам медицинского персонала. Данная публикация представляет собой обзор современной литературы по методике использования МРТ при исследованиях легких.

Ключевые слова: компьютерная томография, магнитно-резонансная томография, легкие, протокол исследования, импульсные последовательности

Авторы подтверждают отсутствие конфликтов интересов.

Для цитирования: Ахадов Т.А., Гурьяков С.Ю., Ублинский М.В. Магнитно-резонансная томография в исследовании легких. *Медицинская визуализация*. 2019; 23 (4): 10–23.
<https://doi.org/10.24835/1607-0763-2019-4-10-23>

Поступила в редакцию: 22.05.2019. **Принята к печати:** 26.09.2019. **Опубликована online:** 12.12.2019.

Magnetic resonance imaging in study of lungs

© Tolibdzhon A. Akhadov, Sergey Yu. Guryakov, Maksim V. Ublinsky*

Clinical and Research Institute of Emergency Pediatric Surgery and Trauma; 22, Bol'shaya Polyanka str, Moscow, 119180, Russian Federation

For a long time, there was a need to apply magnetic resonance imaging (MRI) technique for lung visualization in clinical practice. The development of this method is stimulated by necessity of the emergence of an alternative to computed tomography, especially when radiation and injection of iodine-containing contrast agents are contraindicated or undesirable, for example, in pregnant women and children, people with intolerance to iodinated contrast. One of the reasons why lung MRI is still rarely used is lack of elaborated standardized protocols that would be adapted to clinical needs of medical society. This publication is a current literature review on the use of MRI in lung studies.

Keywords: computed tomography, magnetic resonance imaging, lungs, study protocol, pulse sequences

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest. The study had no sponsorship.

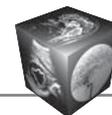
For citation: Akhadov T.A., Guryakov S.Yu., Ublinskiy M.V. Magnetic resonance imaging in study of lungs. *Medical Visualization*. 2019; 23 (4): 10–23. <https://doi.org/10.24835/1607-0763-2019-4-10-23>.

Received: 22.05.2019. **Accepted for publication:** 26.09.2019. **Published online:** 12.12.2019.

Введение

До сих пор наиболее частым, распространенным и достоверным методом визуализации легочной паренхимы, помимо рентгенографии, является метод компьютерной томографии (КТ). В то же

время ведется множество исследовательских работ, направленных на внедрение магнитно-резонансной томографии (МРТ) как альтернативного метода исследования для оценки различных заболеваний легких. В последние годы методика МРТ



при исследовании легких находится в стадии активных научных поисков и экспериментов к стандартной клинической визуализации. До недавнего времени для проведения МРТ легких действовал ряд известных ограничений, определяемых низкой плотностью содержания протонов в легочной ткани и быстрым затуханием сигнала из-за наличия артефактов в чувствительности на границе разделения воздуха и ткани. С помощью современных технических разработок их удалось преодолеть [1]. МРТ – достаточно доступный и надежный метод, может стать приемлемым вариантом для визуализации, когда необходимо избежать воздействия ионизирующего излучения: исследования детей, беременных женщин, а также заболеваний и состояний, требующих множественных повторных исследований, при которых МРТ может значительно способствовать уменьшению кумулятивной дозы облучения [2]. Кроме того, множество патологических состояний, приводящих к нарушению и чрезмерной воздушности паренхимы легкого (эмфизема), связано со специфическими изменениями в паренхиме легкого (фиброз, перегородки, паренхиматозные деформации, утолщение бронхиальной стенки и т.д.). Таким образом, структурная МРТ может предоставить информацию для достоверного диагноза, основанную на расширении пространства, где отсутствует МР-сигнал из-за чрезмерной воздушности и связанных с ней зон с повышенной интенсивностью МР-сигнала [3]. Непосредственная визуализация воздушного пространства пока остается технологически сложной задачей обработки изображений. Изменения в перфузии легких (гипоксическая вазоконстрикция, легочная эмболия, выпот при сердечной недостаточности) приводят к изменению сигнала легкого на МР-томограмме [4]. Бесконтрастная МРТ может непосредственно визуализировать сосудистое дерево легких, что позволяет обнаружить макрососудистую патологию.

Кроме того, МРТ имеет еще и другие преимущества, выходящие за рамки методов, основанных на использовании рентгеновских лучей, благодаря функциональным возможностям визуализации. Преимуществами МРТ по сравнению с другими методами являются:

- большой дифференциально-диагностический спектр получения изображений за счет изменения протокола исследования, импульсных последовательностей (ИП), времен релаксации, проекций исследования;

- отсутствие ограничения в выборе плоскости исследования, что позволяет получать многоплоскостные изображения и решает вопросы топиче-

ской дифференциальной диагностики с детализацией структурных компонентов, учитывая лучшую визуализацию в зависимости от проекции исследования;

- высокая информативность, достоверность и наглядность полученных данных;

- неинвазивность метода, а необходимые в некоторых случаях инвазивные манипуляции (например, внутривенное введение контрастных средств) не усугубляют основное заболевание.

МРТ как метод исследования легких, учитывая безвредность для пациентов, может широко использоваться как для диагностики, так и для динамического контроля за течением заболевания и ходом лечения. Особенно важно при исследовании органов грудной полости то, что МРТ демонстрирует выраженный контраст между тканями и дает возможность получения динамической функциональной информации. Последняя становится доступной за счет проведения повторных визуализаций, что и используется для оценки движения и перфузии органов грудной клетки. Эти преимущества уже оценены и широко используются при МРТ сердца, когда объединяют морфологические данные (толщина стенки, отек, рубцевание миокарда) с функциональной оценкой (движение стенки, сократимость, фракция выброса) и физиологией/перфузией (например, в состоянии покоя и во время стресса) [5].

Исследования МРТ-технологий и широкая вариабельность в параметрах основных протоколов визуализации помогли в относительно короткое время создать стандартизированный алгоритм МРТ для сердца. Аналогичные результаты могут быть получены и для МРТ легких. В настоящее время пока есть недостаток в комплексных и стандартизированных протоколах визуализации, что существенно задерживает внедрение метода для широкого клинического применения [6]. Однако уже есть ряд методик, где в различной степени были применены и протестированы различные ИП. Каждая ИП отражает различные факторы легочной патологии, такие как жидкостный компонент инфильтратов и кист или плотных включений и т.д. Предложены индивидуальные протоколы ИП, сочетающие информативные и диагностически выгодные характеристики доступных ИП, привязанных к определенным производителям, которые представлены в таблице [7].

Как видно из таблицы, клиническое внедрение МРТ достаточно сложно, так как трудно сравнивать, основываясь на алгоритмах протоколов, предлагаемых разными производителями, их эффективность, чувствительность и достоверность.



Таблица. Выбор протокола при МРТ легких
Table. Protocol selection for lung MRI

Тип последовательности	Режимы	Сокращения, специфичные для производителя				
		Siemens	Philips	GE	Hitachi	Toshiba
3D T1-взвешенные изображения (градиентное эхо)	Объемная интерполяция (с насыщением жира)	VIBE	THRIVE	LAVA	TIGRE	Quick3D
	Максимальное пространственное разрешение для ангиографии	Flash 3D	FFE	SPGR	RF spoiled SARGE	FE, FFE
	МР-ангиография	TWIST	TRAK	TRICKS	TRAQ	DRKS
T2-взвешенные изображения (быстрое спин-эхо)	Половинное преобразование Фурье	HASTE	Halfscan FSE	1/2 NEX FSE	Half scan Single shot FSE	AFI RO
	Фазовое кодирование	BLADE	MultiVane	PROPELLER	RADAR	JET
	Регистрация изображения на основе дыхательного триггера (высокое разрешение)	TSE-rt	TSE	FSE	FSE	FSE
	Насыщение жира	TSE fs BLADE fs	TSE fs или MultiVane	FSE fs или PROPELLER	FSE fs или RADAR	FSE fs or JET fs
Инверсия восстановления с короткой задержкой	Быстрое спин эхо	STIR	STIR	STIR	STIR	STIR
Диффузионно-взвешенные изображения (ДВИ)	Эхопланарные изображения или другие быстрые методики	REVEAL (DWI)	DWIBS (DWI)	Whole Body Diffusion (DWI)	DWI	Body Vision (DWI)
Градиентное эхо в стационарном состоянии	T1/T2 контраст	True FISP	bFFE	FIESTA	BASG	True SSFP

^a G – общее, T – опухоль, V – сосуды.

* АВМ – артериовенозная мальформация.



Тип дыхания (время задержки)	Пространственное разрешение (типичный размер)	Временное разрешение (секунды/срез)	Использование при МРТ легких (патология)	Протокол использования ^a
На задержке дыхания (21 с)	Высокое (1,5 × 1,5 мм)	Низкое	Легочные узлы, дыхательные пути	G, T, V
На задержке дыхания (21 с)	Высокое (1,2 × 1 мм)	Низкое	Ангиограмма высокого разрешения (эмболия, АВМ*)	V
На задержке дыхания или поверхностное дыхание	Низкое (3,5 × 2 мм)	Высокое (<1,5 с/объем)	Перфузия легких (эмболия, гипоксическая вазоконстрикция)	V, (T)
Множественные задержки дыхания (2 × 20 с)	Низкое (1,8 × 1,8 мм)	Высокое	Инфильтративные изменения	G, T
Множественные задержки дыхания (4–5 × 20 с)	Среднее (1,8 × 1,5 мм)	Среднее	Узелки или массивные образования	G, T
Регистрация изображения на основе дыхательного триггера (5–10 мин)	Среднее-высокое (1,3 × 1 мм)	Низкое	Массивные образования	(G), (T)
Множественные задержки дыхания (4–5 × 20 с) или регистрация изображения на основе дыхательного триггера (4–8 мин)	Среднее (1,8 × 1,5 мм)	Среднее	Лимфатические узлы, метастазы костей	G, T
Множественные задержки дыхания (3–4 × 20 с) или регистрация изображения на основе дыхательного триггера (4–5 мин)	Низкое (3 × 2 мм)	Низкое	Узелки или массивные образования	T
Свободное дыхание (60 с) или задержка дыхания	Среднее (2,4 × 1,6 мм)	Высокое (<0,5 с/ср.)	Легочная эмболия	G, T, V
			Биомеханика дыхания	T



Поскольку основные протоколы, описанные в литературе, различаются у разных производителей [8–10], то усредненные и скорректированные по росту пациента поля зрения (FOV) обычно составляют 450–500 мм в корональной и около 400 мм в аксиальной проекциях с матрицей 256–384 пикселя (для быстрых протоколов до 512), что обеспечивает размер пикселя не менее $1,8 \times 1,8$ мм. Толщина срезов для 2D-протоколов будет от 4 до 6 мм, а для 3D-последовательностей, используемых для визуализации морфологии легких в аксиальной плоскости, рекомендуемая толщина среза 4 мм или менее. В то же время для ангиопульмонографии в корональной плоскости толщина среза составляет 2 мм или менее [8–10].

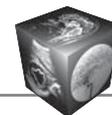
Показателями для внедрения новой методики визуализации в клиническую практику являются: надежность и воспроизводимость, качество изображения, достоверность и специфичность диагностики, а также практичность применения. Если начинать с конца, то практичность МРТ определяется набором установленных протоколов, направленных для решения конкретных клинических вопросов и доступных для массовых стандартных томографов с силой поля 1,5 Тл. Желательно не перегружать протокол дополнениями, усложняющими исследование, такими как синхронизация с ЭКГ, дыханием или введение контрастных препаратов. Кроме того, следует помнить о необходимости решения таких типичных проблем, как исследование пациентов, которые не могут задерживать надолго дыхание, или маленьких детей. Соответственно практический общий базовый протокол должен быть таковым, чтобы снять большинство ожидаемых клинических проблем [9]. Базовый протокол может расширяться для решения более конкретных сложных вопросов: установление и дифференциальная диагностика злокачественных новообразований, оценка состояния легочных сосудов и перфузии. Если же МРТ предполагается применяться и в неотложных ситуациях, таких как острая легочная тромбоэмболия, необходимы быстрые и эффективные варианты трансформации протокола, позволяющие значительно сократить время исследования без ущерба для качества конечного результата.

Основная или общая часть алгоритма МРТ легких является сочетанием T1- и T2-взвешанных изображений (ВИ) GRE и быстрых ИП SE [6]. T1ВИ GRE используются обычно в виде 3D-протоколов, а поэтому можно ограничиться визуализацией всего объема за одно сканирование. Быстрые T2ВИ SE должны визуализировать по крайней мере две проекции, например турбо-спин-эхо (HASTE) с половинной фиксацией захва-

та Фурье или “истинно” быстрая визуализация с устойчивой прецессией (true-FISP или TRUFI) в корональной и аксиальной проекциях. Это обеспечивает высокую чувствительность протокола к небольшим узелковым поражениям и инфильтратам. Чтобы улучшить чувствительность и визуализацию лимфатических узлов средостения и поражений костных структур (метастазы), следует добавить ИП STIR или T2ВИ SE с подавлением сигнала от жира. Аксиальные срезы для выявления метастазов в ребра должны быть предпочтительными, так как они лучше и легче визуализируются в этой плоскости. Обязательный список последовательностей (в таблице обозначенной буквой G для “общего протокола”) завершается корональной устойчивой последовательностью свободной прецессии на свободном дыхании. Она обладает высокой чувствительностью при магистральной легочной эмболии и тяжелой сердечной или дыхательной дисфункции [6, 9].

При этом исследование с базовым набором протоколов без контрастного усиления потенциально охватывает ряд наиболее распространенных поражений, включая острую эмболию легочной артерии, ателектазы, внутрилегочные образования от мелких узелков до больших узлов, пневмонию, объемные образования средостения (лимфома, зоб, киста, тимома) [6]. В зависимости от исходных результатов базового протокола может потребоваться дополнительная информация, которая получается при контрастном усилении. Для этих целей следует использовать 3D-GRE с подавлением сигнала от жира, что улучшает визуализацию контрастных тканей и лимфатических узлов средостения. Хотя 3D-протоколы охватывают весь объем грудной клетки, разрешение в плоскости оптимизируется в аксиальной или корональной проекции. Так как время сканирования лимитируется лишь одним циклом дыхания, желательно получать 3D-GRE по крайней мере в двух проекциях: аксиальной и корональной. Так, при выявлении рака легкого вероятное обнаружение мелких метастазов в лимфатические узлы дает основание для добавления еще протокола диффузионно-взвешанных изображений (DWI, ДВИ) [1]. Эти добавления увеличивают общее время сканирования примерно на 5 мин [9].

Учитывая высокую стоимость современных МР-томографов и эксплуатационные расходы на техническое обслуживание и персонал, ключевым фактором экономической эффективности метода является “чистое” время исследования. В настоящее время по имеющимся стандартам желательное время основного или экстренного протокола исследования определяется в 15 мин. Допол-



нительное время расширенного протокола, как серия с контрастным усилением или динамическая контрастная МРТ и визуализация функции дыхания, не должно превышать 5–15 мин в дополнение к времени основного протокола.

Патологические повреждения легких приводят к структурным изменениям легочной ткани, которые проявляются увеличением плотности легких (ателектаз или отек легкого, инфильтрация или рост легочной ткани) или снижением плотности легких (эмфизема) [11–13]. Любая болезнь, обуславливающая увеличение плотности легких, может быть легко обнаружена из-за высокой восприимчивости на границе между тканями и воздухом. В то же самое время уменьшение плотности легких усложняет визуализацию с помощью МРТ. При этом следует отметить, что большинство заболеваний, приводящих к деструкции и усиленной воздушности паренхимы легких, например эмфизема, обуславливают типичные изменения в окружающей паренхиме легкого (фиброз, перегородки, паренхиматозные деформации, утолщение бронхиальной стенки и др.).

Прямая визуализация дыхательных путей с помощью МРТ ограничена дыхательными путями диаметром более 3 мм, если они не заполнены контрастным содержимым, например слизью у пациентов с кистозным фиброзом [14, 15]. У здоровых субъектов МРТ легких визуализирует дыхательные пути до первого субсегментарного уровня. Однако в частях легкого, прилежащих к сердцу, из-за пульсации показатели обнаружения значительно ниже [16]. Таким образом, из-за более высокого пространственного разрешения КТ высокого разрешения по-прежнему превосходит МРТ в изображении малых по диаметру периферических дыхательных путей.

Накоплено много опыта в выявлении заболеваний легких, приводящих к увеличению плотности легких. Эксперименты показали высокую эффективность и чувствительность Т2ВИ и взвешенных по протонной плотности рВИ в выявлении патологических изменений, приводящих к избыточному образованию жидкости в легочной ткани [17, 18]. Был сделан вывод, что чувствительность МРТ в подобных случаях не уступает рентгенографии и КТ грудной клетки [19–22]. В результате большая часть из применяемых протоколов МРТ легких основана на быстрых Т2ВИ или рВИ спин-эхо (SE) последовательности с задержкой или свободным дыханием, реже с триггерной синхронизацией по дыханию.

Другой аспект, необходимый для решения вопроса о клиническом применении МРТ легких, – это обнаружение небольших мягкотканых (или

твердых) “узлов”. При легочной патологии чувствительность МРТ для образований размером более 4 мм составляет от 80 до 90% и достигает 100% при узлах более 8 мм [23]. В зависимости от ИП и интенсивности сигнала образований при условии, что пациент может задержать дыхание в пределах 20 с или подача сигнала синхронизирована по дыханию (оптимальное условие), для МРТ разрешающая способность обнаружения уплотнений в пределах 3–4 мм [24, 25]. При МРТ легких по сравнению с КТ легочные уплотнения можно быстрее и эффективнее увидеть, так как они визуализируются за счет гиперинтенсивного сигнала на темном фоне здоровой легочной ткани. Кальцинированные узелки обычно не видны на бесконтрастных изображениях потому, что они не дают сигнала. В то же время контраст-усиленные изменения сосудов хорошо визуализируются на Т1ВИ [26]. Для выявления конкреций легочных уплотнений с помощью МРТ уже было протестировано множество различных ИП, в том числе быстрые SE с Т2- и Т1ВИ без и с подавлением сигнала от жира, инверсии восстановления (IR) и GRE [27–30].

Результаты разработки протокола привели к тому, что он включает в себя по крайней мере одну программу с Т2- или рВИ последовательностью или короткую ИП с инверсией восстановления (STIR) для визуализации инфильтратов и узловых изменений с повышенным содержанием жидкости. Вторым пунктом следует программа для выявления изменений с гиперинтенсивным сигналом на Т1ВИ, а именно злокачественных поражений с гиперперфузией и интенсивным усилением при внутривенном введении парамагнетика [31, 32]. Это не только расширяет диапазон выявляемых поражений, но и даже увеличивает частоту их обнаружения, хотя до сих пор это еще не подтверждено соответствующими исследованиями.

Отсутствие радиационного воздействия делает МРТ легкого особенно значимым для педиатрической практики [33]. Доступные ИП те же, что и для взрослых пациентов, но характерные особенности педиатрии влияют на выбор протоколов. Так, у детей раннего возраста до 10 лет для полноты получаемой информации часто недостаточно изображений с задержкой дыхания. Поэтому в зависимости от возраста пациентов и их способности выполнять инструкции по задержке дыхания важно подготовить отдельный набор протоколов не только с компенсацией движения, но также с отрегулированными значениями поля зрения, толщины среза и разрешения в плоскости с оптимизированными отношениями сигнал/шум для более мелких объектов [34].



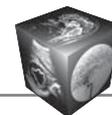
Для компенсации артефактов движения были выбраны два основных варианта. Первый – быстрая однократная съемка с очень коротким временем сбора данных при свободном дыхании или метод быстрых эхо повторов. Для него были успешно использованы SSFP или частичные однократные последовательности Фурье, например HASTE [35]. Последовательности SSFP позволяют быстро получать 10 срезов с периодами удержания дыхания короче 10 с, даже на МРТ-аппаратах с низким полем. Они могут быть выполнены даже во время свободного дыхания [36, 37], как правило, используются для первоначального обзора информации (скрининг). Далее во второй части исследования идут дополнительные протоколы с высоким разрешением.

Второй вариант сканирования – это триггерный или с навигационной синхронизацией. Он более длительный по времени визуализации, но дает лучшее пространственное разрешение и контраст мягких тканей [38]. Высокая частота дыхания у маленьких детей имеет свое преимущество, так как она способствует ускорению сканирования. T2ВИ SE могут быть применены с периодами повторения 2000 мс или меньше, обычно срабатывающими до фазы выдоха, которая составляет около 2 с, в зависимости от частоты индивидуального дыхания. Этот временной интервал позволяет получить качественные T2ВИ без артефактов движения [39]. Радиальная схема считывания k-пространства дополнительно улучшает устойчивость к артефактам движения. Применение дополнительных триггеров по синхронизации с сердечным циклом может быть полезным в ряде случаев, но сопряжено со значительным увеличением времени сканирования [40].

Характер интерстициальных поражений легких обычно проявляется в воспалительной реакции, которая может прогрессировать в сторону фиброза. Проявления этих расстройств гетерогенны. Часто одних результатов только визуализации недостаточно для окончательного диагноза. Требуется объединение морфологических составляющих с клиническими и функциональными данными. В настоящее время опубликованные данные предполагают по крайней мере три вероятных направления применения МРТ легких, которые были информативны в клиническом аспекте для пациентов с интерстициальными поражениями легких: 1) визуализация и распознавание морфологических изменений и их закономерностей, 2) оценка воспалительной активности заболевания и 3) влияние морфологических изменений легких на функциональные показатели, в частности перфузию и контрастное усиление.

Морфологические данные интерстициальных поражений легких включают в себя нарушение пневматизации, интерстициальные изменения или их комбинацию. Так как МР-сигнал увеличивается пропорционально плотности протонов, инфилтративные изменения воздушности проявляются на T2ВИ в виде гиперинтенсивных участков на темном фоне (отсутствие сигнала) нормальной паренхимы легкого. Когда легочный сосудистый рисунок не изменен, эти участки могут соответствовать участкам “матового стекла”, выявленным при КТ [41]. Более выраженные “помутнения” проявляются как уплотнения, носящие сливной характер, которые легко могут быть оценены с помощью МРТ [33]. Подобные зоны интерстициальных нарушения усиливают интенсивность сигнала, проявляются как криволинейные полосы, узлы и сеть, соединяющиеся с различной степенью изменения паренхимы [35, 42]. Фиброзные изменения, которые широко охватывают как периферические, так и прикорневые участки легкого, как правило, хорошо визуализируются на T2ВИ, хотя в дифференциальной диагностике необходимо учитывать потенциальный интерстициальный отек у пациентов с подозрением на сердечную недостаточность. Визуализация незначительных субплевральных изменений затруднена, особенно когда нет паренхиматозных изменений, что в этих случаях является фактором превосходства КТ. T1ВИ дают лучшее пространственное разрешение, а постконтрастные изображения с подавлением сигнала от жира усиливают сигнал измененной субплевральной ткани легкого на фоне сигнала от мышц грудной клетки, ребер и нормальной паренхимы легких. Сотовое легкое, проявляющееся сетчатыми изменениями и неравномерной кистозной трансформацией легких, также может хорошо визуализироваться с помощью методики [42].

Дифференциальная диагностика активного воспалительного процесса от фиброза имеет важное клиническое значение не только для прогнозирования терапевтического эффекта, но и для клинического исхода интерстициальных поражений легких. С.А. Yi и соавт. [43] сообщают, что при исследованиях на томографах 3 Тл МР-сигнал воспалительных и фиброзных изменений по сравнению с сигналом от мышцы грудной клетки на T2ВИ соответствует гиперинтенсивному и изоинтенсивному, что указывает на повышенное содержание воды в областях воспаления. Аналогичные данные получают при динамической МРТ с внутривенным контрастным усилением, потому что имеется высокая проницаемость капилляров в областях воспаления по сравнению с фиброзом [18].



Точность МРТ при обнаружении бронхоэктаза зависит от ряда факторов, включая уровень бронха, его диаметр, толщину стенки и сигнал от стенки и просвета бронха. Центральные бронхи и бронхоэктазы (центральные, периферические) хорошо визуализируются на МР-томограмме, тогда как нормальные периферические бронхи, начиная с 3-го по 4-й уровень, плохо визуализируются [18]. Гиперинтенсивный сигнал бронхиальной стенки на T2ВИ – это увеличение жидкостной составляющей, т.е. отек, вероятно, обусловленный активным воспалением. Аналогично трактуется утолщение стенки бронха, особенно на постконтрастных T1ВИ с подавлением сигнала от жировой ткани, что вызвано воспалительной активностью. Следует сказать, что КТ может обнаруживать только утолщение стенки, но по сравнению с МРТ не может объяснить причину [18].

Слизистые пробки хорошо визуализируются на МР-томограмме вплоть до небольших бронхов по гиперинтенсивному сигналу на T2ВИ из-за жидкостного компонента. Он распознается как высокий сигнал T2, заполняющий бронх по его ходу с разветвлением по периферии. Уровень бронхиальной пневматизации указывает на активную инфекцию в мешковидной или варикозной бронхоэктазии. Так как слизистые пробки не усиливаются при контрастном усилении, они легко отличаются от утолщения бронхиальной стенки [18]. Однако различить бронх от другого с частичным закупориванием слизью или сильно утолщенной стенкой сложно. Но характер сигнала на T2ВИ и контраст-усиленных T1ВИ обычно помогает это сделать.

Легочная консолидация при кистозном фиброзе в основном обусловлена заполнением альвеол воспалительным продуктом, что приводит к гиперинтенсивному сигналу на T2ВИ [22, 23]. Есть публикации, где сообщается о хорошей корреляции 3D-MPT с контрастным усилением дефектов перфузии у 11 детей с деструктивными изменениями при кистозном фиброзе [21]. Кроме того, показано, что в возрасте 0–6 лет изменения перфузии легких более заметны, чем морфологические изменения.

Для исследования изменений сосудистой системы легких в первую очередь используется метод свободной прецессии в установившемся состоянии на основе градиентного эха (SSFP-GRE) в условиях свободного дыхания, который является частью общего протокола. Затем используются два варианта контрастной 3D-MP-ангиографии на основе градиентного эха: 1) получение набора данных с высоким временным и низким пространственным разрешением для перфузионного исследования и 2) получение набора

данных с высоким пространственным разрешением для формирования ангиограммы на задержке дыхания.

До сих пор для изучения легочного кровотока применялась визуализация легочного сосудистого русла (МР-ангиография) или оценивались изменения сигнала от паренхимы легкого, связанные с перфузией при исследовании без и с контрастным усилением. МР-ангиография и МР-перфузия в основном применялись для диагностики острой эмболии легочной артерии. За счет этого получалась прямая динамическая визуализация тромба внутри легочной артерии с интенсивным или сниженным контрастом по сравнению с сигналом текущей крови. В настоящее время одними из наиболее эффективных являются программы, основанные на различных вариантах быстрых ИП GRE. В этих случаях сосуды легких имеют гиперинтенсивный сигнал, а тромботические массы – гипоинтенсивный. В литературе сообщается о 90% чувствительности и 97% специфичности этих программ при острой сегментарной легочной эмболии [44–46]. О диагностических возможностях результатов применения двойной инверсии восстановления, при которой тромб имеет гиперинтенсивный сигнал, в настоящее время данных мало [46].

Лучшим методом изучения легочного кровотока, сосудов и перфузии является МР-ангиография с высоким пространственным разрешением в 3D-T1ВИ GRE с болюсным контрастированием при задержке дыхания [47–49]. Многоцентровое совместное исследование семи центров, организованное Национальным институтом сердца, легких и крови (PIOPED III), у 371 пациента с подозрением на легочную эмболию показало хорошее качество изображения только у 75% пациентов. Чувствительность и специфичность при острой легочной эмболии составили 78 и 99% соответственно [51]. Короткое или неправильно рассчитанное время введения парамагнетика, кашель, одышка являются причинами плохого качества изображения. Для решения проблемы качества изображений при МР-ангиографии рекомендуется использовать быстрое 3D GRE с несколькими динамиками введения контрастного препарата. Также можно воспользоваться так называемой 4D-MP-ангиографией или динамической перфузионной МРТ “первого прохода” (DCE-MRI)]. Авторы [52], используя подобный подход, достигли чувствительность 98% для лобарной и 92% для сегментарной легочной эмболии.

Разработка динамической перфузионной МРТ позволила расширить границы в изучении перфузии паренхимы легких и не только при ле-



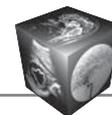
точной эмболии, но и при других заболеваниях. Ограниченная одной плоскостью, ограниченная временем, так называемая двухмерная динамическая (2D + t) перфузионная МРТ позволяет достичь хорошего пространственного разрешения с временным разрешением до 10 изображений в секунду [53]. Однако для визуализации всего объема легких необходимо несколько серий исследований, и каждая серия должна проводиться с введением контрастного препарата, что принципиально не приемлемо. Поэтому предпочтительна 4D-MP-ангиография. Другие методы, такие как меченый артериальный спин (ASL), хотя и были протестированы и применены для научных исследований, пока еще не нашли применения в клинической практике [54]. Визуальная оценка изображений 4D-MPT облегчается путем вычитания не усиленного изображения из усиленного контрастом изображения, что приводит к яркому отображению сосудов легких и паренхимы с увеличенным контрастом. Клиническая ценность исследований перфузии легких с визуальной и полуколичественной оценкой тестируется при оценке дефицита перфузии легких у пациентов с кистозным фиброзом, страдающих задержкой слизи и гипоксической вазоконстрикцией [55]. Серия перфузии позволяет получить косвенную визуализацию аномалий паренхимы легкого из-за эмфиземы или таких состояний, как пневмоторакс, из-за отсутствия перфузированной легочной ткани.

Кроме того, МРТ способна изучать еще и другие динамические процессы, такие как дыхательные движения легкого, диафрагмы и взаимоотношение опухолей с границами стенки грудной клетки. Для этой цели были применены технические достижения, описанные выше для 2D + t МРТ или 3D + t МРТ с различными вариантами T1WI GRE или с дефазированной свободной прецессией (TurboFLASH, SR-TrueFISP) и 2D GRE [56]. Это можно и важно использовать при планировании лучевой терапии для органов с корреляцией дыхания [57, 58]. Вентиляцию легких можно оценивать по изменению объема либо прямо отслеживать изменения сигнала после вдыхания гиперполяризованных инертных газов, гексафторида серы (SF₆), 100% кислорода или ингаляции аэрозоля парамагнитным контрастным препаратом [59, 60]. Так, исследование с ³He-ксеноном позволяет на основании концентрации этих газов в легочной ткани оценить вентиляционную функцию легких, перфузию легких и выявить участки нарушения перфузии по разным зонам легочных полей при диффузных поражениях легких для диагностики тяжести процесса, сравнения в динамике, для оценки эффективности лечения [61–63]. Этот ме-

тод позволяет сделать количественные карты вентиляции легких, получить региональную асинхронную структурную информацию посредством измерений потенциального коэффициента диффузии, а также проводить мониторинг региональной альвеолярной концентрации O₂ (p_AO₂) при таких заболеваниях, как астма, эмфизема, рак легких и кистозный фиброз [64, 65].

Кроме того, с учетом экономической составляющей и сложности использования ³He-ксенона в последние годы применяется кислород. Когда пациент вместо комнатного воздуха дышит чистым кислородом, парамагнитный кислород сокращает время релаксации T1 крови, плазмы и тканей легких. Это укорочение T1 приводит к усилению сигнала, который можно количественно определить с помощью параметрических карт с вентиляционной и перфузионной нагрузкой. Предложены два варианта вентиляции и перфузионной визуализации. Первый метод является полуколичественным и использует инвертирующую последовательность HASTE. 2D HASTE с коротким временем эха используется для визуализации паренхимы легкого. T1 выбирают так, чтобы сигнал от перфузированного сосудистого русла легких был снижен по сравнению с дыханием комнатным воздухом (у T1 паренхимы легкого 1,100–1,300 мс при 1,5 Тл, T1 = 0,69 × T1 = 700–900 мс). Чистый кислород затем вводится через плотную маску для лица, которая уменьшает средний T1 плазмы и ткани легкого, а усиление сигнала проявляется на изображениях IR-HASTE [10]. Техника неявно связана с вентиляцией и перфузией и, таким образом, представляет собой косвенный способ измерения обоих аспектов функции легких. Метод может быть более количественным с отображением T1, чем используемый импульс инверсии как IR-HASTE, но он в этом случае будет представлен серией изображений FLASH с низким фокусным углом (последовательность Look-Locker). Это позволяет количественно определять парциальное давление легочной ткани / плазмы кислорода (pO₂).

При втором методе используется ИП bSSFP для многократного получения изображений из одного и того же среза [66]. Затем время прохождения сигнала анализируется с помощью преобразования Фурье на перфузионных изображениях легких с частотой около 1 Гц (частота пульса) и изображениях с более низкой частотой (~0,2 Гц) при свободном дыхании. В результате перфузионные и вентиляционные изображения могут быть получены с одного среза [43]. Для реализации метода bSSFP первостепенное значение имеет высокое соотношение сигнал/шум (SNR), которое достигается централизованным кодированием



и сбором в период устойчивого переходного состояния и импульса отбрасывания намагничивания после каждого сканирования.

Динамическое исследование дает полное исследование перфузии легких с хорошим временным разрешением, а также служит для определения оптимального времени контрастного болюса для получения ангиограмм высокого разрешения. Такой протокол оптимально чувствителен к острой и хронической эмболии легочной артерий, артериовенозным мальформациям (к примеру, болезнь Ослера), секвестрации легких, аневризме легочной артерии, аномалиям легочного венозного дренажа и любой другой патологии сосудистой системы [6]. Для динамического исследования, как и во всех рекомендуемых протоколах, с целью повышения чувствительности и специфичности обследования необходимо объединять различные быстрые ИП [67]. Так, при подозрении на острую эмболию легочной артерии различной этиологии возможно объединение протокола для исследования сосудистой патологии с протоколом опухоли для полноты оценки инвазии сосудов массой опухоли.

Возможности диффузионно-взвешенных изображений (ДВИ, DWI) до настоящего времени при поражениях легких не выяснены. ДВИ всего тела рекомендуется для стадирования рака легкого, включая визуализацию метастазов в средостении [43, 66]. Однако подтверждения данных о явном преимуществе ДВИ по сравнению с другими ИП до сих пор нет [64]. Изображения в последовательности STIR более чувствительны в обнаружении, классификации и стадировании рака легких и метастазов средостения, чем ДВИ. Однако потенциальная роль ДВИ, вероятно всего, заключается в том, чтобы дифференцировать мягкотканную составляющую опухоли от ателектаза и предсказать инвазивность опухоли для клинической стадии немелкоклеточного рака легкого. Роль ДВИ в дифференциальной диагностике злокачественных и доброкачественных поражений легких или для различения подтипов рака легкого пока еще спорная. По сообщениям некоторых авторов, ДВИ помогает разграничить поражения, прилегающие к плевре, оценить расширение средостения и может служить косвенным признаком для обнаружения небольших узелков. Установлено, что увеличение ИКД (исчисляемый коэффициент диффузии) является маркером вызванного ателектазом растяжения воздушного пространства и что более высокое давление в дыхательных путях уменьшает растяжение, а не увеличивает его. В итоге целесообразна рекомендация включить в протокол МРТ легких быстрые ДВИ.

Заключение

По данным настоящего обзора следует отметить, что большинство протоколов, особенно использующих технологию 3D-градиентных эхо (GRE), в какой-то степени имеют преимущество за счет более высокой контрастности, однако артефакты, которые при этом возникают, могут ухудшить качество изображения. В целом изменения качества изображения с переходом от исследований на томографах 1,5 до 3 Тл приемлемы или даже лучше для большинства ИП. При наличии комплексного подхода к протоколу, как предлагается, МРТ легкого можно легко выполнить на современных 1,5 и 3 Тл МРТ-сканерах. Современные системы МР-томографов оснащены системами градиента со скоростью нарастания более 200 мТл/м/мс. Это позволяет получить пространственное разрешение 1–3 мм при очень коротких эхосигналах при $TE < 1,5$ мс в ИП GRE. Изображения с задержкой дыхания или синхронизированные и кодированные с чередованием фазы вместе с параллельным сканированием делают качество изображения достаточно информативным и без артефактов, вызванных дыхательным движением и сердечным сокращением. Это позволит использовать особенности МРТ легких, обусловленные высокой контрастностью мягких тканей и возможностью функциональной визуализации. Чувствительность этих протоколов для инфильтратов по меньшей мере сходна с рентгеновскими и КТ. Для обнаружения образований легких МРТ превосходит рентгеновскую КТ, а по чувствительности сопоставим с КТ. Специальный подбор ИП для визуализации сосудистой системы легких позволяет выявить эмболии легких с высокой чувствительностью и специфичностью. В отношении перфузии легких и дыхательных движений МРТ легких предлагает дополнительные функциональные возможности визуализации, выходящие за рамки КТ. При этом МРТ легких предлагает не только решения для сложных ежедневных проблем, но также является лучшим вариантом в педиатрии или любой ситуации, когда КТ может быть противопоказана (абсолютно или относительно).

Участие авторов

Ахадов Т.А. – подготовка, создание опубликованной работы, написание текста, утверждение окончательного варианта статьи.

Гурьяков С.Ю. – сбор и обработка данных, анализ и интерпретация полученных данных.

Ублинский М.В. – статистическая обработка данных, подготовка и редактирование текста.



Authors' participation

Akhadov T.A. – preparation and creation of the published work, writing text, approval of the final version of the article.

Guryakov S.Yu. – collection and analysis of data, analysis and interpretation of the obtained data.

Ublinskiy M.V. – statistical analysis, text preparation and editing.

Список литературы [References]

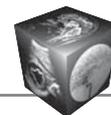
1. Котляров П.М., Лагкуева И.Д., Сергеев Н.И., Солодкий В.А. Магнитно-резонансная томография в диагностике заболеваний легких. *Пульмонология*. 2018; 28 (2): 217–233. <https://doi.org/10.18093/0869-0189-2018-28-2-217-233>
Kotlyarov P.M., Lagkueva I.D., Sergeev N.I., Solodkiy V.A. Magnetic resonance imaging in diagnostics of lung diseases. *Pul'monologiya*. 2018; 28 (2): 217–233. (In Russian) <https://doi.org/10.18093/0869-0189-2018-28-2-217-233>
2. Eibel R., Herzog P., Dietrich O., RieGREr C.T., Ostermann H., Reiser M.F., Schoenberg S.O. Pulmonary abnormalities in immunocompromised patients: comparative detection with parallel acquisition MR imaging and thin-section helical CT. *Radiology*. 2006; 241: 880–891. <https://doi.org/10.1148/radiol.2413042056>
3. Ley-Zaporozhan J., Ley S., Eberhardt R., Kauczor H.-U., Heussel C.P. Visualization of morphological parenchymal changes in emphysema: comparison of different MRI sequences to 3D-HRCT. *Eur. J. Radiol.* 2010; 73: 43–49. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.09.029>
4. Bauman G., Puderbach M., Deimling M., Jellus V., Chefd'hotel C., Dinkel J., Hintze C., Kauczor H.-U., Schad L.R. Non-contrast-enhanced perfusion and ventilation assessment of the human lung by means of fourier decomposition in proton MRI. *Magn. Reson. Med.* 2009; 62: 656–664. <https://doi.org/10.1002/mrm.22031>
5. Biederer J. Magnetic resonance imaging: technical aspects and recent developments. *Med. Klin. (Munich)*. 2005; 100: 62–72. <https://doi.org/10.1007/s00063-005-1124-z>
6. Biederer J., Bauman G., Hintze C., Fabel M., Both M. Magnet resonanz tomographie. *Der Pneumologe*. 2011; 8: 234–242. <https://doi.org/10.1007/s10405-010-0440-z>
7. Biederer J., Beer M., Hirsch W., Wild J., Fabel M., Puderbach M., Van Beek E.J.R. MRI of the lung (2/3). Why... when... how? *Insights imaging*. 2012; 3 (4) 355–371. <https://doi.org/10.1007/s13244-011-0146-8>
8. Biederer J. General requirements of MRI of the lung and suggested standard protocol. In: Kauczor H.-U. (ed.). MRI of the lung. Berlin; Heidelberg: Springer 2009: 3–16. https://doi.org/10.1007/978-3-540-34619-7_1
9. Puderbach M., Hintze C., Ley S., Eichinger M., Kauczor H.-U., Biederer J. MR imaging of the chest: a practical approach at 1.5 T. *Eur. J. Radiol.* 2007; 64: 345–355. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2007.08.009>
10. Hintze C., Biederer J., Kauczor H.-U. Magnetic resonance imaging of the chest. In: Magnevist Monograph. Berlin; Heidelberg; New York: Springer, 2007: 87–103. <https://doi.org/10.1007/s13244-011-0146-8>
11. Iwasawa T., Takahashi H., Ogura T., Asakura A., Gotoh T., Kagei S., J-ichi N., Obara M., Inoue T. Correlation of lung parenchymal MR signal intensity with pulmonary function tests and quantitative computed tomography (CT) evaluation: a pilot study. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2007; 26: 1530–1536. <https://doi.org/10.1002/jmri.21183>
12. Biederer J., Hintze C., Fabel M. MRI of pulmonary nodules: technique and diagnostic value. *Cancer Imaging*. 2008; 8: 125–130. <https://doi.org/10.1102/1470-7330.2008.0018>
13. Bauman G., Lützen U., Ullrich M., Gaass T., Dinkel J., Elke G., Meybohm P., Frerichs I., Hoffmann B., Borggreffe J., Knuth H.C., Schupp J., Prüm H., Eichinger M., Puderbach M., Biederer J., Hintze C. Pulmonary functional imaging: qualitative comparison of Fourier decomposition MR imaging with SPECT/CT in porcine lung. *Radiology*. 2011; 260: 551–559. <https://doi.org/10.1148/radiol.11102313>
14. Puderbach M., Eichinger M., Haeselbarth J., Ley S., Kopp-Schneider A., Tuengerthal S., Schmaehl A., Fink C., Plathow C., Wiebel M., Demirakca S., Müller F.M., Kauczor H.U. Assessment of morphological MRI for pulmonary changes in cystic fibrosis (CF) patients: comparison to thin-section CT and chest x-ray. *Invest. Radiol.* 2007; 42: 715–725. <https://doi.org/10.1097/rli.0b013e318074fd81>
15. Puderbach M., Eichinger M., Gahr J., Ley S., Tuengerthal S., Schmähl A., Fink C., Plathow C., Wiebel M., Müller F.M., Kauczor H.U. Proton MRI appearance of cystic fibrosis: comparison to CT. *Eur. Radiol.* 2007; 17: 716–724. <https://doi.org/10.1007/s00330-006-0373-4>
16. Biederer J., Reuter M., Both M., Muhle C., Grimm J., Graessner J., Heller M.. Analysis of artefacts and detail resolution of lung MRI with breath-hold T1-weighted gradient-echo and T2-weighted fast spin-echo sequences with respiratory triggering. *Eur. Radiol.* 2002; 12: 378–384. <https://doi.org/10.1007/s00330-001-1147-7>
17. Fink C., Puderbach M., Biederer J., Fabel M., Dietrich O., Kauczor H.-U., Reiser M.F., Schönberg S.O. Lung MRI at 1.5 and 3 Tesla: observer preference study and lesion contrast using five different pulse sequences. *Invest. Radiol.* 2007; 42: 377–83. <https://doi.org/10.1097/01.rli.0000261926.86278.96>
18. Kersjes W., Hildebrandt G., Cagil H., Schunk K., Zitzewitz H., Schild H. Differentiation of alveolitis and pulmonary fibrosis in rabbits with magnetic resonance imaging after intrabronchial administration of bleomycin. *Invest. Radiol.* 1999; 34: 13–21. <https://doi.org/10.1097/00004424-199901000-00003>
19. Jacob R.E., Amidan B.G., Soelberg J., Minard K.R. In vivo MRI of altered proton signal intensity and T2 relaxation in a bleomycin model of pulmonary inflammation and fibrosis. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2010; 31: 1091–1099. <https://doi.org/10.1002/jmri.22166>
20. Eibel R., Herzog P., Dietrich O., Rieger C.T., Ostermann H., Reiser M.F., Schoenberg S.O. Pulmonary abnormalities in immunocompromised patients: comparative detection with parallel acquisition MR imaging and thin-section helical CT. *Radiology*. 2006; 241: 880–891. <https://doi.org/10.1148/radiol.2413042056>
21. Rieger C., Herzog P., Eibel R., Fiegl M., Ostermann H. Pulmonary MRI—a new approach for the evaluation of febrile neutropenic patients with malignancies. *Support Care Cancer*. 2008; 16: 599–606. <https://doi.org/10.1007/s00520-007-0346-4>
22. Fink C., Puderbach M., Biederer J., Fabel M., Dietrich O., Kauczor H.-U., Reiser M.F., Schönberg S.O. Lung MRI at 1.5 and 3 Tesla: observer preference study and lesion contrast using five different pulse sequences. *Invest. Radiol.* 2007; 42: 377–83. <https://doi.org/10.1097/01.rli.0000261926.86278.96>



23. Biederer J., Schoene A., Freitag S., Reuter M., Heller M. Simulated pulmonary nodules implanted in a dedicated porcine chest phantom: sensitivity of MR imaging for detection. *Radiology*. 2003; 227: 475–83. <https://doi.org/10.1148/radiol.2272020635>
24. Bruegel M., Gaa J., Woertler K., Ganter C., Waldt S., Hillerer C., Rummeny E.J. MRI of the lung: value of different turbo spin-echo, single-shot turbo spin-echo, and 3D gradient-echo pulse sequences for the detection of pulmonary metastases. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2007; 25: 73–81. <https://doi.org/10.1002/jmri.20824>
25. Both M., Schultze J., Reuter M., Bewig B., Hubner R., Bobis I., Noth R., Heller M., Biederer J. Fast T1- and T2-weighted pulmonary MR-imaging in patients with bronchial carcinoma. *Eur. J. Radiol*. 2005; 53: 478–88. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2004.05.007>
26. Gamsu G., Geer G., Cann C., Müller N., Brito A. A preliminary study of MRI quantification of simulated calcified pulmonary nodules. *Invest. Radiol*. 1987; 22: 853–858.
27. Regier M., Kandel S., Kaul M.G., Hoffmann B., Ittrich H., Bansmann P.M., Kemper J., Nolte-Ernsting C., Heller M., Adam G., Biederer J. Detection of small pulmonary nodules in high-field MR at 3 T: evaluation of different pulse sequences using porcine lung explants. *Eur. Radiol*. 2007; 17: 1341–51. <https://doi.org/10.1007/s00330-006-0422-z>
28. Baumann T., Ludwig U., Pache G., Gall C., Saueressig U., Fisch D., Stankovic Z., Bartholomae J.-P., Honal M. Detection of pulmonary nodules with move-during-scan magnetic resonance imaging using a free-breathing turbo inversion recovery magnitude sequence. *Invest. Radiol*. 2008; 43: 359–367. <https://doi.org/10.1097/RLI.0b013e31816901fa>
29. Khalil A.M., Carette M.F., Cadranet J.L., Mayaud C.M., Akoun G.M., Bigot J.M. Magnetic resonance imaging findings in pulmonary Kaposi's sarcoma: a series of 10 cases. *Eur. Respir. J*. 1994; 7: 1285–1289. <https://doi.org/10.1183/09031936.94.07071285>
30. Semelka R.C., Cem Balci N., Wilber K.P., Fisher L.L., Brown M.A., Gomez-Caminero A., Molina P.L. Breath-hold 3D gradient-echo MR imaging of the lung parenchyma: evaluation of reproducibility of image quality in normals and preliminary observations in patients with disease. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2000; 11: 195–200. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1522-2586\(200002\)11:2<195::aid-jmri18>3.0.co;2-q](https://doi.org/10.1002/(sici)1522-2586(200002)11:2<195::aid-jmri18>3.0.co;2-q)
31. Matsuoka S., Uchiyama K., Shima H., Terakoshi H., Oishi S., Nojiri Y., Ogata H. Effect of the rate of gadolinium injection on magnetic resonance pulmonary perfusion imaging. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2002; 15: 108–113. <https://doi.org/10.1002/jmri.10038>
32. Oudkerk M., Beek E.J.R., Wielopolski P., Ooijen P.M.A., Brouwers-Kuyper E.M.J., Bongaerts A.H.H., Berghout A. Comparison of contrast-enhanced magnetic resonance angiography and conventional pulmonary angiography for the diagnosis of pulmonary embolism: a prospective study. *Lancet*. 2002; 359: –1647. [https://doi.org/10.1016/s1062-1458\(02\)00929-7](https://doi.org/10.1016/s1062-1458(02)00929-7)
33. Peltola V., Ruuskanen O., Svedström E. Magnetic resonance imaging of lung infections in children. *Pediatr. Radiol*. 2008; 38: 1225–1231. <https://doi.org/10.1007/s00247-008-0987-6>
34. Ley-Zaporozhan J., Ley S., Sommerburg O., Komm N., Müller F.-M.C., Schenk J.P. Clinical application of MRI in children for the assessment of pulmonary diseases. *Rofo*. 2009; 181: 419–432. <https://doi.org/10.1055/s-0028-1109128>
35. Failo R., Wielopolski P.A., Tiddens H.A.W.M., Hop W.C.J., Mucelli R.P., Lequin M.H. Lung morphology assessment using MRI: a robust ultra-short TR/TE 2D steady state free precession sequence used in cystic fibrosis patients. *Magn. Reson. Med*. 2009; 61: 299–306. <https://doi.org/10.1002/mrm.21841>
36. Wagner M., Böwing B., Kuth R., Deimling M., Rascher W., Rupprecht T. Low field thoracic MRI—a fast and radiation free routine imaging modality in children. *Magn. Reson. Imaging*. 2001; 19: 975–983. [https://doi.org/10.1016/s0730-725x\(01\)00417-9](https://doi.org/10.1016/s0730-725x(01)00417-9)
37. Rupprecht T., Kuth R., Bowing B., Gerling S., Wagner M., Rascher W. Sedation and monitoring of paediatric patients undergoing open low-field MRI. *Acta Paediatr*. 2000; 89: 1077–1081. <https://doi.org/10.1111/j.1651-2227.2000.tb03354.x>
38. Serra G., Milito C., Mitrevski M., Granata G., Martini H., Pesce A.M., Sfika I., Bonanni L., Catalano C., Fraioli F., Quinti I. Lung MRI as a possible alternative to CT scan for patients with primary immune deficiencies and increased radio sensitivity. *Chest*. 2011; 140: 1581–1589. <https://doi.org/10.1378/chest.10-3147>
39. Hirsch W., Sorge I., Krohmer S., Weber D., Meier K., Till H. MRI of the lungs in children. *Eur. J. Radiol*. 2008; 68: 278–288. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2008.05.017>
40. Schaefer J.F., Kramer U. Whole-body MRI in children and juveniles. *Rofo*. 2011; 183: 24–36. <https://doi.org/10.1055/s-0029-1245883>
41. Attenberger U.I., Ingrisch M., Dietrich O., Herrmann K., Nikolaou K., Reiser M.F., Schönberg S.O., Fink C. Time-resolved 3D pulmonary perfusion MRI: comparison of different k-space acquisition strategies at 1.5 and 3 T. *Invest. Radiol*. 2009; 44: 525–531. <https://doi.org/10.1097/rli.0b013e3181b4c252>
42. Biederer J., Liess C., Charalambous N., Heller M. Volumetric interpolated contrast-enhanced MRA for the diagnosis of pulmonary embolism in an ex vivo system. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2004; 19: 428–37. <https://doi.org/10.1002/jmri.20021>
43. Yi C.A., Shin K.M., Lee K.S., Kim B.-T., Kim H., Kwon O.J., Choi J.Y., Chung M.J. Non-small cell lung cancer staging: efficacy comparison of integrated PET/CT versus 3.0-T whole-body MR imaging. *Radiology*. 2008; 248: 632–642. <https://doi.org/10.1148/radiol.2482071822>
44. Kluge A., Gerriets T., Müller C., Ekinci O., Neumann T., Dill T., Bachmann G. Thoracic real-time MRI: experience from 2200 examinations in acute and ill-defined thoracic diseases. *Rofo*. 2005; 177: 1513–1521. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2004.06.012>
45. Kluge A., Gerriets T., Stolz E., Dill T., Mueller K.-D., Mueller C., Bachmann G. Pulmonary perfusion in acute pulmonary embolism: agreement of MRI and SPECT for lobar, segmental and subsegmental perfusion defects. *Acta Radiol*. 2006; 47: 933–940. <https://doi.org/10.1080/02841850600885377>
46. Kluge A., Müller C., Hansel J., Gerriets T., Bachmann G. Real-time MR with TrueFISP for the detection of acute pulmonary embolism: initial clinical experience. *Eur. Radiol*. 2004; 14: 709–718. <https://doi.org/10.1016/j.clinimag.2004.06.012>
47. Meaney J.F., Weg J.G., Chenevert T.L., Stafford-Johnson D., Hamilton B.H., Prince M.R. Diagnosis of pulmonary embolism with magnetic resonance angio-



- graphy. *N. Engl. J. Med.* 1997; 336: 1422–1427. <https://doi.org/10.1056/nejm199705153362004>
48. Gupta A., Frazer C.K., Ferguson J.M., Kumar A.B., Davis S.J., Fallon M.J., Morris I.T., Drury P.J., Cala L.A. Acute pulmonary embolism: diagnosis with MR angiography. *Radiology.* 1999; 210: 353–359. <https://doi.org/10.1148/radiology.210.2.r99fe53353>
49. Goyen M., Laub G., Ladd M.E., Debatin J.F., Barkhausen J., Truemmler K.H., Bosk S., Ruehm S.G. Dynamic 3D MR angiography of the pulmonary arteries in under four seconds. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2001; 13: 372–377. <https://doi.org/10.1002/jmri.1053>
50. Moody A.R. Magnetic resonance direct thrombus imaging. *J. Thromb. Haemost.* 2003; 1: 1403–1409. <https://doi.org/10.1046/j.1538-7836.2003.00333.x>
51. Stein P.D., Chenevert T.L., Fowler S.E., Goodman L.R., Gottschalk A., Hales C.A., Hull R.D., Jablonski K.A., Leeper K.V., Naidich D.P., Sak D.J., Sostman H.D., Tapson V.F., Weg J.G., Woodard P.K. Gadolinium-enhanced magnetic resonance angiography for pulmonary embolism: a multicenter prospective study (PIOPED III). *Ann. Intern. Med.* 2010; 152: 434–443, W142–W143. <https://doi.org/10.7326/0003-4819-152-7-201004060-00008>
52. Ersoy H., Goldhaber S.Z., Cai T., Luu T., Rosebrook J., Mulkern R., Rybicki F. Time-resolved MR angiography: a primary screening examination of patients with suspected pulmonary embolism and contraindications to administration of iodinated contrast material. *Am. J. Roentgenol.* 2007; 188(5):1246–1254. <https://doi.org/10.2214/ajr.06.0901>
53. Levin D.L., Chen Q., Zhang M., Edelman R.R., Hatabu H. Evaluation of regional pulmonary perfusion using ultrafast magnetic resonance imaging. *Magn. Reson. Med.* 2001; 46: 166–171.
54. Burnham K.J., Arai T.J., Dubowitz D.J., Henderson A.C., Holverda S., Buxton R.B., Prisk G.K., Hopkins S.R. Pulmonary perfusion heterogeneity is increased by sustained, heavy exercise in humans. *J. Appl. Physiol.* 2009; 107: 1559–1568. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00491.2009>
55. Eichinger M., Optazait D.-E., Kopp-Schneider A., Hintze C., Biederer J., Niemann A., Mall M.A., Wielpütz M.O., Kauczor H.-U., Puderbach M. Morphologic and functional scoring of cystic fibrosis lung disease using MRI. *Eur. J. Radiol.* 2012; 81(6): 1321–1329. <https://doi.org/10.1016/j.ejrad.2011.02.045>
56. Fabel M., Wintersperger B.J., Dietrich O., Eichinger M., Fink C., Puderbach M., Kauczor H.-U., Schoenberg S.O., Biederer J. MRI of respiratory dynamics with 2D steady-state free-precession and 2D gradient echo sequences at 1.5 and 3 Tesla: an observer preference study. *Eur. Radiol.* 2009; 19:391–9. <https://doi.org/10.1007/s00330-008-1148-x>
57. Cai J., Read P.W., Altes T.A., Molloy J.A., Brookeman J.R., Sheng K. Evaluation of the reproducibility of lung motion probability distribution function (PDF) using dynamic MRI. *Phys. Med. Biol.* 2007; 52: 365–373. <https://doi.org/10.1088/0031-9155/52/2/004>
58. Adamson J., Chang Z., Wang Z., Yin F.-F., Cai J. Maximum intensity projection (MIP) imaging using slice-stacking MRI. *Med. Phys.* 2010; 37: 5914–5920. <https://doi.org/10.1118/1.3503850>
59. Scholz A.-W., Wolf U., Fabel M., Weiler N., Heussel C.P., Eberle B., David M., Schreiber W.G. Comparison of magnetic resonance imaging of inhaled SF6 with respiratory gas analysis. *Magn. Reson. Imaging.* 2009; 27: 549–556. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2008.08.010>
60. Molinari F., Puderbach M., Eichinger M., Ley S., Fink C., Bonomo L., Kauczor H.-U., Bock M. Oxygen-enhanced magnetic resonance imaging: influence of different gas delivery methods on the T1-changes of the lungs. *Invest Radiol.* 2008; 43:427–432. <https://doi.org/10.1097/rli.0b013e318169012d>
61. Leawoods J.C., Yablonskiy D.A., Saam B., Gierada D.S., Conradi M.S. Hyperpolarized 3He gas production and MR imaging of the lung. *Concepts Magn. Reson.* 2001; 13: 277–293. <https://doi.org/10.1002/cmr.1014>
62. Moller H.E., Chen X.J., Saam B., Johnson G.A., Altes T.A., de Lange E.E., Kauczor H.U. MRI of the lungs using hyperpolarized noble gases. *Magn. Reson. Med.* 2002; 47:1029–1051. <https://doi.org/10.1002/mrm.10173>
63. Salerno M., de Lange E.E., Altes T.A., Truwit J.D., Brookeman J.R., Mugler J.P. 3rd. Emphysema: hyperpolarized helium 3 diffusion MR imaging of the lungs compared with spirometric indexes—initial experience. *Radiology.* 2002; 222: 252–260. <https://doi.org/10.1148/radiol.2221001834>
64. Mills G.H., Wild J.M., Eberle B., Van Beek E.J.R. Functional magnetic resonance imaging of the lung. *Brit. J. Anaesth.* 2003; 91: 16–30. <https://doi.org/10.1093/bja/aeg149>
65. Deninger A.J., Eberle B., Ebert M., Grossmann T., Hanisch G., Heil W., Kauczor H.U., Markstaller K., Otten E., Schreiber W., Surkau R., Weiler N. He-3-MRI-based measurements of intrapulmonary p(O2) and its time course during apnea in healthy volunteers: first results, reproducibility, and technical limitations. *NMR Biomed.* 2000; 13: 194–201. [https://doi.org/10.1002/1099-1492\(200006\)13:4<194::aid-nbm643>3.0.co;2-d](https://doi.org/10.1002/1099-1492(200006)13:4<194::aid-nbm643>3.0.co;2-d)
66. Chen W., Jian W., H-tao L., Li C., Y-ke Z., Xie B., D-quan Z., Y-ming D., Lin Y. Whole-body diffusion-weighted imaging vs. FDG-PET for the detection of non-small-cell lung cancer. How do they measure up? *Magn. Reson. Imaging.* 2010; 28: 613–620. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2010.02.009>
67. Stein P.D., Gottschalk A., Sostman H.D., Chenevert T.L., Fowler S.E., Goodman L.R., Hales C.A., Hull R.D., Kanal E., Leeper K.V. Jr., Naidich D.P., Sak D.J., Tapson V.F., Wakefield T.W., Weg J.G., Woodard P.K. Methods of prospective investigation of pulmonary embolism diagnosis III (PIOPED III). *Semin. Nucl. Med.* 2008; 38: 462–470. <https://doi.org/10.1053/j.semnuclmed.2008.06.003>



Для корреспонденции*: Ублинский Максим Вадимович – 119180, Москва, ул. Большая Полянка, д. 22. НИИ неотложной детской хирургии и травматологии ДЗ г. Москвы. Тел.: +7-929-620-21-77. E-mail: maxublinsk@mail.ru

Ахадов Толибдзон Абдуллаевич – доктор мед. наук, профессор, руководитель отдела лучевых методов диагностики НИИ НДХиТ, Москва. E-mail: akhadov@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3235-8854>

Гурьяков Сергей Юрьевич – врач-рентгенолог отдела лучевых методов диагностики НИИ НДХиТ, Москва. E-mail: operator2024@yandex.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0911-0463>

Ублинский Максим Вадимович – канд. биол. наук, научный сотрудник НИИ НДХиТ, Москва. E-mail: maxublinsk@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4627-9874>

Contact*: Maksim V. Ublinsky – 119180 Moscow, Bolshaya Polyanka, 22. Phone: + 7-929-620-21-77. E-mail: maxublinsk@mail.ru

Tolibdzhon A. Akhadov – Dr. of Sci. (Med.), Professor, Head of radiology department, Clinical and Research Institute of Emergency Pediatric Surgery and Trauma, Moscow. E-mail: akhadov@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-3235-8854>

Sergey Yu. Guryakov – radiologist, radiology department, Clinical and Research Institute of Emergency Pediatric Surgery and Trauma, Moscow. E-mail: operator2024@yandex.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-0911-0463>

Maksim V. Ublinsky – Cand. of Sci. (Biol.), researcher, radiology department, Clinical and Research Institute of Emergency Pediatric Surgery and Trauma, Moscow. E-mail: maxublinsk@mail.ru. ORCID: <https://orcid.org/0000-0002-4627-9874>