


ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ

СОГЛАСОВАНО

Главный внештатный специалист
Департамента здравоохранения города
Москвы по лучевой и инструментальной
диагностике


_____ С.П. Морозов
« » _____ 2022 г.

РЕКОМЕНДОВАНО

Экспертным советом по науке
Департамента здравоохранения
города Москвы № 4


«10» МАРТА _____ 2022 г.


МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЛЕГКИХ

Методические рекомендации № 9

Москва
2022

УДК 615.84+616-073.75
ББК 53.6
М 12

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»
Серия основана в 2017 году

Организация-разработчик:

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»

Составители:

Васильев Ю.А. – к.м.н., старший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Панина О.Ю. – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Кудрявцев Н.Д. – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

Васильева Ю. Н. – к.м.н., врач-рентгенолог ГБУЗ «ГП №3 ДЗМ»

Бажин А. В. – к.м.н., врач-рентгенолог ГБУЗ «ГП №3 ДЗМ»

Масри А. Г. – врач-рентгенолог ГБУЗ «ГП №3 ДЗМ»

Петрайкин А. В. – к.м.н., ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

М 12 Магнитно-резонансная томография легких: методические рекомендации / Ю. А. Васильев, О. Ю. Панина, Н. Д. Кудрявцев [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 92. – М. : ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2022. – 34 с.

Рецензенты:

Буренчев Дмитрий Владимирович – д.м.н., профессор, заведующий отделением рентгенодиагностических и радионуклидных методов исследования ГБУЗ «ГКБ им. А.К. Ерамишанцева ДЗМ»

Бронов Олег Юрьевич – к.м.н., доцент, заведующий отделением рентгенологии ФГБУ «Национальный медико-хирургический Центр им. Н.И. Пирогова» Минздрава России

Методические рекомендации предназначены для врачей-рентгенологов, врачей клинических специальностей и врачей-исследователей и направлены на ознакомление читателей с возможностями визуализации легких при магнитно-резонансной томографии.

Данные методические рекомендации разработаны в ходе выполнения научно-исследовательской работы «Разработка подходов к обеспечению качества диагностики с применением методов количественной магнитно-резонансной томографии»

Данный документ является собственностью Департамента здравоохранения города Москвы, не подлежит тиражированию и распространению без соответствующего разрешения

ISSN

© Департамент здравоохранения города Москвы, 2022

© ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2022

© Коллектив авторов, 2022

СОДЕРЖАНИЕ

Нормативные ссылки	4
Обозначения и сокращения	5
Введение	6
Методика проведения магнитно резонансного томографического исследования легких	7
Планирование исследования и настройка импульсных последовательностей ...	8
Функциональная магнитно-резонансная томография легких	11
МР-перфузия	14
Интерпретация магнитно-резонансной томографии органов грудной клетки	16
Пневмония	16
Коронавирусная инфекция (COVID-19).....	17
Туберкулез легких	19
Интерстициальные заболевания легких (ИЗЛ).....	22
Рак легкого	23
Магнитно-резонансная томография как альтернатива обзорной рентгенографии грудной клетки	26
Тромбоэмболия легочной артерии	27
Заключение	30
Список использованных источников	31

НОРМАТИВНЫЕ ССЫЛКИ

1. Методические рекомендации Министерства здравоохранения Российской Федерации от 03.09.2020 «Профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (COVID-19)».

2. Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 01.10.2020 №1062н «О внесении изменений в приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 19 марта 2020 г. № 198н „О временном порядке организации работы медицинских организаций в целях реализации мер по профилактике и снижению рисков распространения новой коронавирусной инфекции COVID-19”».

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

- ВТЭ** – венозная тромбоэмболия.
- ДВИ** – диффузно-взвешенное изображение (DWI).
- ИКД** – измеряемый коэффициент диффузии (ADC).
- ИМИ** – имплантируемое медицинское изделие.
- ИП** – импульсная последовательность.
- КТ** – компьютерная томография.
- МР** – магнитно-резонансный.
- МРТ** – магнитно-резонансная томография.
- МРА** – магнитно-резонансная ангиография.
- ОФЭКТ** – однофотонная эмиссионная компьютерная томография.
- ПЭТ** – позитронно-эмиссионная томография.
- РОГК** – рентгенография органов грудной клетки.
- T1 ВИ** – T1-взвешенное изображение.
- T2 ВИ** – T2-взвешенное изображение.
- ТЭЛА** – тромбоэмболия легочной артерии.
- фЖЕЛ** – форсированная жизненная емкость легких.
- ХОБЛ** – хроническая обструктивная болезнь легких.
- DCE-MRI** – магнитно-резонансная томография с контрастным усилением.
- FSE (Fast Spin Echo)** – быстрое спиновое эхо.
- FatSat (Fat Saturation)** – подавление сигнала от жировой ткани.
- GRE (Gradient Echo)** – градиентное эхо.
- PD ВИ** – взвешенные по протонной плотности изображения.
- RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement)** – быстрый сбор данных с улучшенной релаксацией.
- SNR (Signal to Noise Ratio)** – соотношение «сигнал-шум».
- STIR (Short Tau Inversion Recovery)** – импульсная последовательность, инверсия-восстановление с коротким временем релаксации.
- TE (Echo Time)** – время появления эхо-сигнала.
- TR (Repetition Time)** – время повторения импульса.
- UTE (ultrashort time echo)** – ультракороткое время эха.
- 18F-FDG (18-fluoro-2-deoxy-glucose)** – фтор-2-дезоксид-глюкоза.

ВВЕДЕНИЕ

Долгое время легкие считались «черной дырой» для магнитно-резонансной томографии (МРТ). Исследования легочной патологии с помощью МРТ начались еще в 1980-х, но техническое и программное обеспечение того времени не смогли обеспечить должного качества изображения. Последние 20 лет изучение потенциального применения МРТ для диагностики заболеваний органов грудной клетки представляет собой сложную и захватывающую область научных исследований, обусловленную быстрым развитием новых технологических решений.

МРТ уступает КТ легких по времени исследования, что затрудняет ее выполнение в рутинной практике. Дополнительно МРТ-визуализация зависит от технических характеристик томографа и квалификации специалиста. Однако при определенных ситуациях для групп риска (беременные, дети), в которых нежелательно воздействие высокой лучевой нагрузки, МРТ может не только выступать альтернативным методом, но и давать дополнительную диагностически значимую информацию.

Цель данных методических рекомендаций – описание возможностей МРТ органов грудной клетки в клинической практике для диагностики, характеристики и количественной оценки различных заболеваний легких, таких как пневмония, туберкулез, рак легких, интерстициальные легочные заболевания и др.

Данные методические рекомендации ознакомят рентгенологов, врачей клинических специальностей и врачей-исследователей с новым взглядом на диагностику патологии легких.

МЕТОДИКА ПРОВЕДЕНИЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО ТОМОГРАФИЧЕСКОГО ИССЛЕДОВАНИЯ ЛЕГКИХ

Ранее визуализация легких посредством МРТ была затруднительна в связи с тем, что физические свойства паренхимы легких значительно отличаются от свойств паренхимы других органов, будь то печень или головной мозг. Плотность здоровой легочной ткани – около 0,1 г/см³, что примерно в 10 раз ниже плотности других паренхиматозных органов. А поскольку интенсивность МР-сигнала в первую очередь зависит от плотности протонов, содержащихся в тканях, то даже в «идеальных» условиях МР-сигнал от легочной паренхимы будет в 10 раз слабее. К тому же кислород является парамагнетиком, ткань легкого – диамагнетиком, в связи с чем в зоне соприкосновения двух этих сред, возникает разница магнитной восприимчивости, равная $\Delta\chi = 8 \text{ ppm}$, что в свою очередь приводит к возникновению в альвеолах многочисленных мелких неоднородных градиентных полей. Эти микроскопические градиентные поля приводят к быстрой (<2 мс) расфазировке сигнала, полученного с помощью градиент-эхо импульсных последовательностей. Таким образом, для визуализации легких с помощью МРТ необходимо использовать импульсные последовательности с коротким временем эха ($TE < 1-2 \text{ мс}$), а для МРТ с индукцией магнитного поля – 3 Тл – $TE < 0,5 \text{ мс}$ [1].

Рядом авторов было продемонстрировано, что низкопольная МРТ легких, с индукцией магнитного поля 0,5 и менее Тл, может быть неионизирующей альтернативой рентгенологическому исследованию органов грудной клетки. Однако в таких случаях требуется больше времени для сбора информации и формирования изображения, что неприемлемо для рутинных исследований в условиях большого потока пациентов [2].

Несмотря на то, что «золотым стандартом» визуализации легких является компьютерная томография, МРТ позволяет получить дополнительную клинически значимую информацию. Как говорилось ранее, МРТ не оказывает на пациента воздействия рентгеновским излучением – это является основным преимуществом данного метода. Относительная безопасность МРТ позволяет проводить исследования детям, беременным женщинам, лицам с гиперчувствительностью к йодсодержащим контрастным препаратам в анамнезе, а также повторять сканирование неограниченное количество раз. Другим преимуществом МРТ является возможность проведения функциональной оценки легочной ткани. Подробное описание о противопоказаниях к МРТ, а также вопросы обеспечения безопасности представлены в работах [3,4].

ПЛАНИРОВАНИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ И НАСТРОЙКА ИМПУЛЬСНЫХ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТЕЙ

Исследование выполняется, лежа на спине с использованием брюшной и спинальной катушек. Центр брюшной катушки позиционируется на уровне середины грудины. Исследование может выполняться без использования респираторного триггера и по возможности без задержек дыхания.

Ниже в таблицах 1–6 приведен пример протокола МРТ-исследования легких:

- 1) localiser;
- 2) T1w GRE fatsat coronal breath hold;
- 3) T2w TSE coronal breath hold;
- 4) T1w GRE fatsat axial breath hold;
- 5) T2w TSE axial breath hold;
- 6) T2w TSE fatsat axial breath hold;
- 7) T2w TSE fatsat sagittal breath hold.

Localiser

Применяется для первичного планирования исследования.

Таблица 1 – T1w vibe fatsat coronal breath hold

TR	TE	FLIP	NXA	SLICE	MATRIX	FOV	PHASE	OVERSAMPLE	TRIGGER
4-5	2-3	10	1	2 мм	256X256	350	R>L	50%	NO

Таблица 2 – T2w TSE coronal breath hold

TR	TE	FLIP	NXA	SLICE	MATRIX	FOV	PHASE	OVERSAMPLE	IPAT
5000-7000	90	150	1	6 мм	256x256	350	A>P	50%	ON

Таблица 3 – T1w vibe fatsat axial breath hold

TR	TE	FLIP	NXA	SLICE	MATRIX	FOV	PHASE	OVERSAMPLE	IPAT
4-5	2-3	12	1	2 мм	320x320	350	A>P	50%	ON

Таблица 4 – T2w TSE axial breath hold

TR	TE	FLIP	NXA	SLICE	MATRIX	FOV	PHASE	OVERSAMPLE	IPAT
5000-7000	90	150	1	6 мм	256x256	350	A>P	50%	ON

Таблица 5 – T2w TSE fatsat axial breath hold

TR	TE	FAT SAT	NXA	SLICE	MATRIX	FOV	PHASE	OVERSAMPLE	IPAT
6000-8000	90	ON	1	6 мм	256x256	350	A>P	50%	ON

Таблица 6 – T2w TSE fatsat sagittal breath hold

TR	TE	FAT SAT	NXA	SLICE	MATRIX	FOV	PHASE	OVERSAMPLE	IPAT
4000-5000	90	ON	1	6 мм	256x256	350	A>P	50%	ON

На первом этапе исследования рекомендуется использовать импульсную последовательность, взвешенную по времени релаксации T2 (T2-ВИ) и основанную на single-shot turbo spin echo (SSFSE) в трех плоскостях. В дальнейшем полученные изображения используются для планирования аксиальных T2-ВИ (FSE).

Чтобы использовать T2 FSE необходимо применить технологию разделения сканирования на части (covers, batches, concatenations), это позволит собирать блок срезов отдельно, что в свою очередь нивелирует артефакты от сканирования за продолжительное время. Чем больше сборов данных, тем больше вероятность получения качественного изображения.

Использование недекартового заполнения k-пространства не рекомендуется в связи с тем, что при использовании таких протоколов наилучшее качество изображения достигается в центре, а на периферии происходит размытие.

Рекомендуется использовать T1-ВИ со сканированием по фазе и противофазе с применением реконструкции вычисления жировой карты (DIXON). Следует отметить, что, несмотря на низкое разрешение, DIXON на основе турбо-спинового эха (DIXON TSE) дает больше информации, чем DIXON на основе 3D-градиентного эха (DIXON 3D-GRE), благодаря меньшему количеству артефактов.

Диффузионно-взвешенное изображение выполняется без использования синхронизации с дыханием b-фактор 50, 500, 1000 с/мм².

Ниже в таблице 7 представлен список акронимов, позволяющих сопоставить названия импульсных последовательностей для аппаратов разных производителей.

Таблица 7 – Список акронимов

General Electric	Siemens	Philips	Canon (Toshiba)
SSFSE	SSFSE	SSTSE	FASE
LAVA	VIBE	THRIVE	3D QUICK
IDEAL	LiverLab	mDIXON	N/A (in/out phase)

ФУНКЦИОНАЛЬНАЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЛЕГКИХ

Существует два подхода к проведению функционального исследования легких. Статический подход предполагает сканирование в разные фазы дыхания, например, на высоте вдоха и на высоте выдоха. При этом пациенту необходимо выполнять команды на задержку дыхания. Этот подход основан на использовании ИП, которые применяются и для обычного МР-исследования легких. Основное преимущество данного подхода – высокое пространственное разрешение получаемых изображений.

Второй подход предполагает формирование изображения во время свободного дыхания пациента. Для этого используют 2D-GRE и SSPF ИП, которые позволяют получать от 3 до 10 изображений в секунду (рис. 1, 2). Это достигается за счет параллельного сбора данных с помощью технологий GRAPPA, SENSE. Основным минусом данного подхода является низкое пространственное разрешение [5].

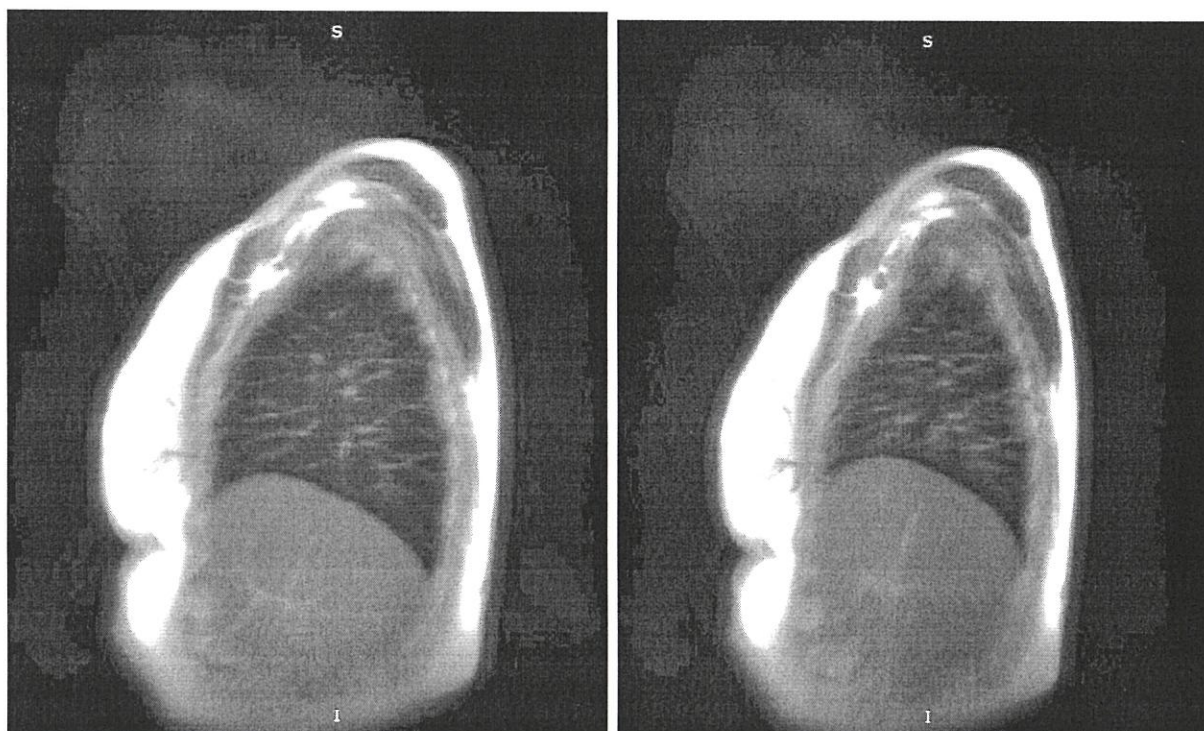


Рисунок 1 – МРТ легких, сагиттальная плоскость, SSPF ИП. Слева на высоте вдоха, справа – на максимальном выдохе

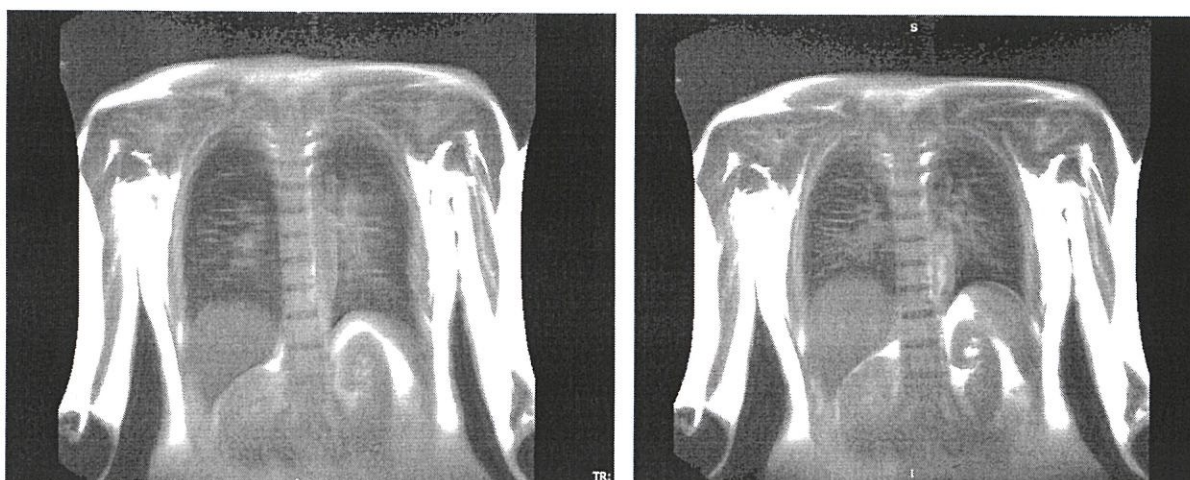


Рисунок 2 – МРТ легких, корональная плоскость, SSGF ИП. Слева на высоте вдоха, справа – на максимальном выдохе

2D-GRE ИП обладает высоким временным разрешением (до 10 изображений в секунду), в свою очередь SSPF ИП обладает высоким контрастом и предпочтительна для оценки кровеносных сосудов. Однако 2D-GRE позволяет получить информацию только от одного среза. Для получения информации от всего объема легочной ткани необходимо использовать сверхбыстрые ИП 3D-GRE или SSFP. Применение технологий параллельного сбора данных позволяет получить изотропное изображение с размером вокселя 4 мм и матрицей 128x128. Но пространственное разрешение и отношение «сигнал-шум» у 3D-GRE ИП гораздо ниже, нежели у 2D-GRE ИП. Примеры настройки ИП приведены в таблице 8.

Таблица 8 – Примеры настройки ИП для функционального исследования легких

ИП	FOV мм	Размер матрицы	ST	TR	TE	Flip angel	Band width	PAT	Temp res.
2D-SS-GRE	400	159x256	10	37,7	1,7	65	977	2	3
2D-GRE	500	98x128	10	2,49	1,03	5	980	2	10
3D-GRE	450	128x128	8	1,38	0,5	10	1500	4	2

Для объединения преимуществ 2D и 3D-подходов была разработана методика 4D-МРТ, использующая дыхательный триггер [6]. Пример настройки ИП представлен в таблице 9.

Таблица 9 – Пример настройки ИП для 4D-MPT легких

Параметр	Значение
TR	3,4
TE	1,5
Время формирования одного изображения	160 мс
Угол наклона	10°
Ширина пропускания приемника	980 Гц/пиксель
FOV	400 мм
Размер матрицы	128 x 128
Размер пикселя	3,1 x 3,1
Толщина среза	10 мм
Дыхательный триггер	Диафрагма

Основное ограничение для широкого применения 4D-MPT легких – это отсутствие специализированного программного обеспечения для обработки набора, полученных изображений. Большинство рабочих станций врачей позволяет лишь осуществлять мультипланарную реконструкцию и 3D-рендеринг. Для удобства интерпретации 4D-MPT можно использовать наложение метрической сетки, которая позволяет более наглядно отслеживать смещение структур грудной клетки на протяжении всего дыхательного цикла [5].

МР-ПЕРФУЗИЯ

Перфузия – это отражение кровоснабжения органа артериальной кровью на капиллярном уровне, тесно связана с функционированием органов, и в случае с легкими изменения перфузии могут быть связаны с развитием различных заболеваний (например, ТЭЛА, легочной гипертензии, ХОБЛ).

На сегодняшний день «золотым стандартом» оценки перфузии легких является сцинтиграфия с технецием-99m или однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ). Однако вышеописанные методики обладают низким пространственным разрешением, а применение радиоактивных изотопов накладывает определенные ограничения.

В 1992 году первые эксперименты продемонстрировали большой потенциал применения МРТ с в/в контрастированием как метода для оценки перфузии легких [7]. Быстрые ИП позволяют «уловить» прохождение контрастного препарата через легкие в ранней артериальной фазе.

Сегодня DCE-MRI – самый популярный метод оценки перфузии легких. Методика проста в воспроизведении и обеспечивает хорошее отношение «контраст–шум». Методика DCE-MRI основана на отслеживании изменения МР-сигнала от паренхимы легких во время первого прохождения контрастного препарата через малый круг кровообращения. Для МР-перфузии сканирование проводится с помощью динамических T1-ВИ на фоне в/в болюсного введения гадолинийсодержащих препаратов со скоростью 3–5 мл/с.

В настоящее время в большинстве исследований DCE-MRI легких используются 3D-методы получения изображений. Для этого используются сверхкороткие значения TR. Применение методов параллельного сбора данных SENSE и GRAPPA позволяет еще больше сократить время для формирования изображения и повысить пространственное разрешение.

Таким образом совместное применение параллельного сбора данных позволяет получить изображения с высоким пространственным разрешением (1,5x1,5 мм²) с толщиной среза 5 мм и при этом сохранить время сбора информации менее 1 с. В таблице 10 приведен пример настройки ИП.

Таблица 10 – Пример настройки ИП

Название последовательности	T1 ВИ
Индукция магнитного поля	1,5 Тл
Ориентация	Корональная
Количество срезов	40
TE	0,81 мс

Продолжение таблицы 10

TR	2,04 мс
Bandwidth	1116 Hz
Размер вокселя	1,6 x 1,6 x 5,5 мм ³
Поля обзора (FOV)	500 x 500 мм ²
Размер матрицы	224 x 320
Acquisition time	0,8 с
Parallel imaging technique (acceleration factor)	2
Фаза дыхания	На высоте вдоха

В последние годы для МР-перфузии стали применяться ИП с ультракоротким временем эха (UTE). Ультракороткое время эха позволяет повысить отношение SNR, сформировать изотропное изображение и частично нивелировать артефакты от пульсации сердца и крупных артерий.

ИНТЕРПРЕТАЦИЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ ОРГАНОВ ГРУДНОЙ КЛЕТКИ

Пневмония

Пневмония – это инфекционное заболевание альвеол легких, причиной которого могут стать бактерии, вирусы, грибы, паразиты и другие.

Консолидация легочной ткани и уплотнение паренхимы по типу «матового стекла» являются наиболее частыми КТ-признаками пневмонии.

МР-признаки консолидации определяются как область однородного МР-сигнала, на фоне которой не визуализируются сосуды и стенки бронхов. Однако может наблюдаться симптом «аэробронхограммы», при котором определяются воздушные просветы (что доказывает отсутствие ателектаза). На T2-ВИ консолидация имеет гиперинтенсивный сигнал по сравнению со здоровой паренхимой, на T1-ВИ – изоинтенсивный (рис. 3). При внутривенном контрастировании для консолидации характерно гомогенное накопление контрастного препарата [8].

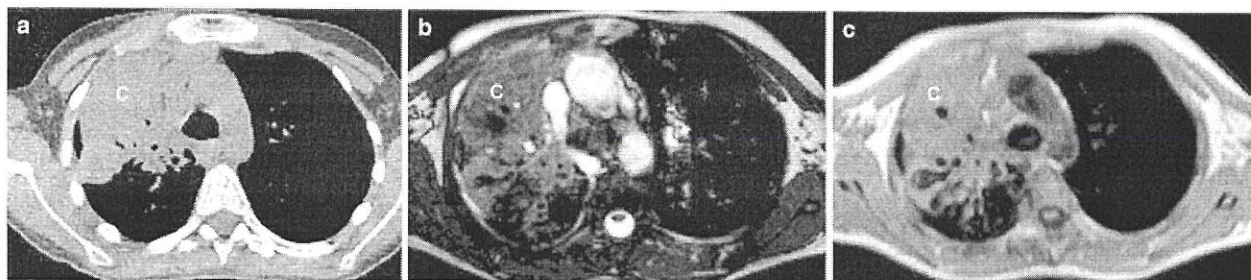


Рисунок 3 – Пациент с правосторонней верхнедолевой пневмонией. А – нативная КТ легких, мягкотканное окно, в S2 и S3 правого легкого определяется гомогенное уплотнение паренхимы по типу консолидации, на фоне которого не визуализируются сосуды, но визуализируются просветы бронхов – симптом «воздушной бронхограммы». В – МРТ легких, T2-ВИ, в верхней доле правого легкого определяется гиперинтенсивный участок консолидации в сравнении с сигналом от скелетных мышц. С – МРТ легких, T1-ВИ, в верхней доле справа определяется изоинтенсивный, в сравнении с сигналом от скелетных мышц, участок консолидации

Уплотнение паренхимы по типу «матового стекла» – это неспецифический КТ-признак, который характеризуется как туманное, матовое снижение прозрачности легочной ткани, на фоне которого визуализируются сосуды и бронхи. На МРТ данный признак характеризуется несколько гиперинтенсивным сигналом, на фоне которого также визуализируются сосуды и бронхи.

Зачастую можно встретить комбинацию данных признаков – симптом «венца» и симптом «обратного венца». «Венец» характеризуется небольшим, чаще округлым, участком консолидации, окруженным «матовым стеклом», «обратный венец» – участок «матового стекла», окруженный кольцевидной консолидацией.

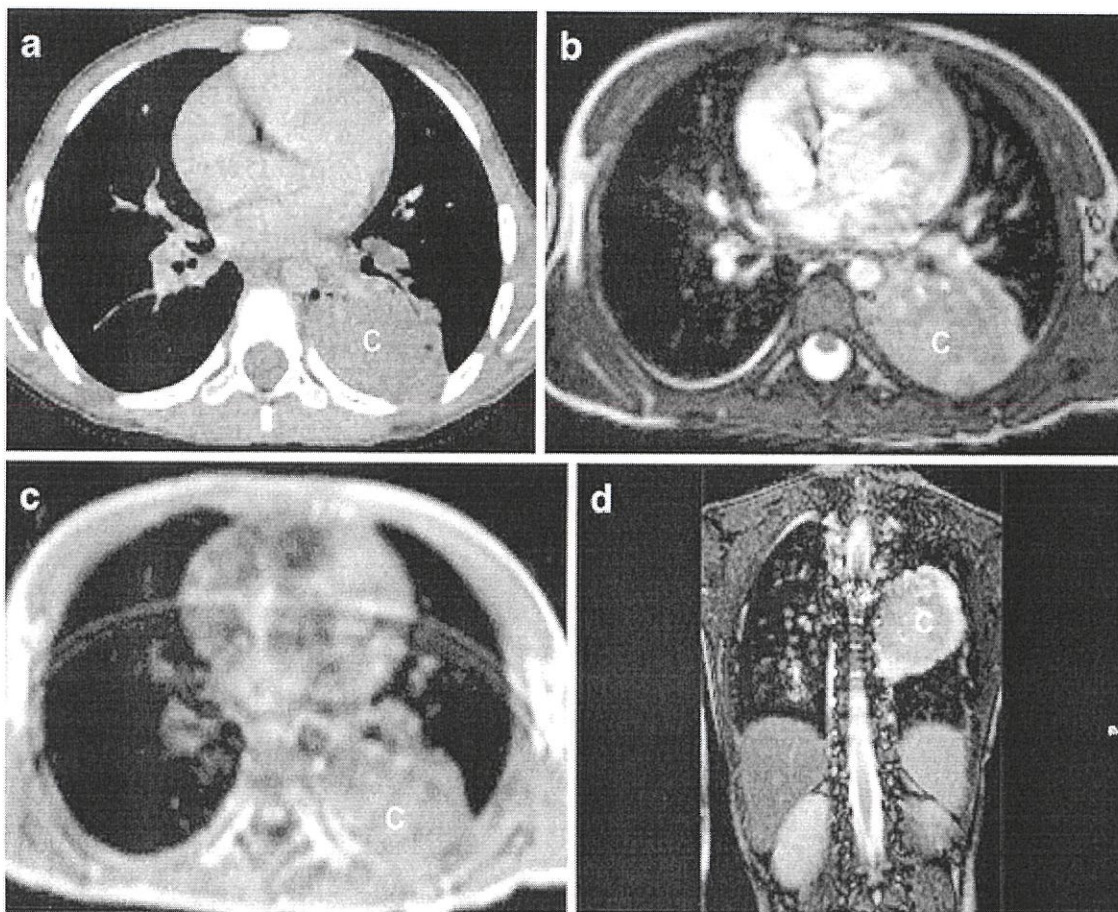


Рисунок 4 – Пациент с левосторонней пневмонией. А – нативная КТ легких, мягкотканное окно, в S6 левого легкого определяется округлый гомогенный участок уплотнения паренхимы по типу консолидации, на фоне которого не визуализируются сосуды, но визуализируются просветы бронхов – симптом «азробронхограммы». В – МРТ легких, T2-ВИ, в левом легком определяется гиперинтенсивный участок округлой консолидации в сравнении с сигналом от скелетных мышц. С – МРТ легких, T1-ВИ, в левом легком определяется округлый изоинтенсивный, в сравнении с сигналом от скелетных мышц, участок консолидации. D – МРТ легких, T2-ВИ, корональная плоскость, в S6 левого легкого определяется гиперинтенсивный участок округлой консолидации в сравнении с сигналом от скелетных мышц

Коронавирусная инфекция (COVID-19)

Согласно методическим рекомендациям Министерства здравоохранения Российской Федерации от 03.09.2020 «Профилактика, диагностика и лечение новой коронавирусной инфекции (COVID-19)» МРТ легких может использоваться для диагностики пневмоний, вызванных COVID-19 в исключительных случаях (поломка единственного прибора, неопределенные результаты рентгенографии и др.), а также при наличии врачей, обладающих опытом выполнения и интерпретации подобных исследований.

При проведении МРТ органов грудной клетки к типичным рентгенологическим проявлениям вирусной пневмонии COVID-19 относят наличие в обоих легких полисегментарно расположенных участков изоинтенсивного сигнала, соответствующих изменениям по типу «матового

стекла», выявляемых при КТ. Локализация изменений более характерна в базальных, периферических отделах. Характерными проявлениями вирусной пневмонии могут быть участки однородного гиперинтенсивного сигнала, соответствующие на КТ консолидации легочной ткани, выявляемые обычно на фоне участков изоинтенсивного сигнала. При необходимости дифференциальной диагностики консолидации от «матового стекла» можно проводить исследование на вдохе и на выдохе. За счет сохранения в участках «матового стекла» частичной пневматизации на вдохе плотность паренхимы уменьшается, что приводит к падению интенсивности МР-сигнала или его исчезновению. При консолидации легочная ткань безвоздушна, соответственно интенсивность сигнала на вдохе и выдохе практически не изменяется [9].

Изменения по типу «бульжной мостовой» представляют собой сочетание изменений по типу «матового стекла» и выраженного утолщения междолькового и внутридолькового интерстиция. Изменения при МРТ, в том числе на низкопольных томографах, коррелируют с таковыми при КТ и визуально идентичны [10]. На фоне вышеуказанных изменений при МРТ в ряде случаев также выявляется воздушная бронхография.

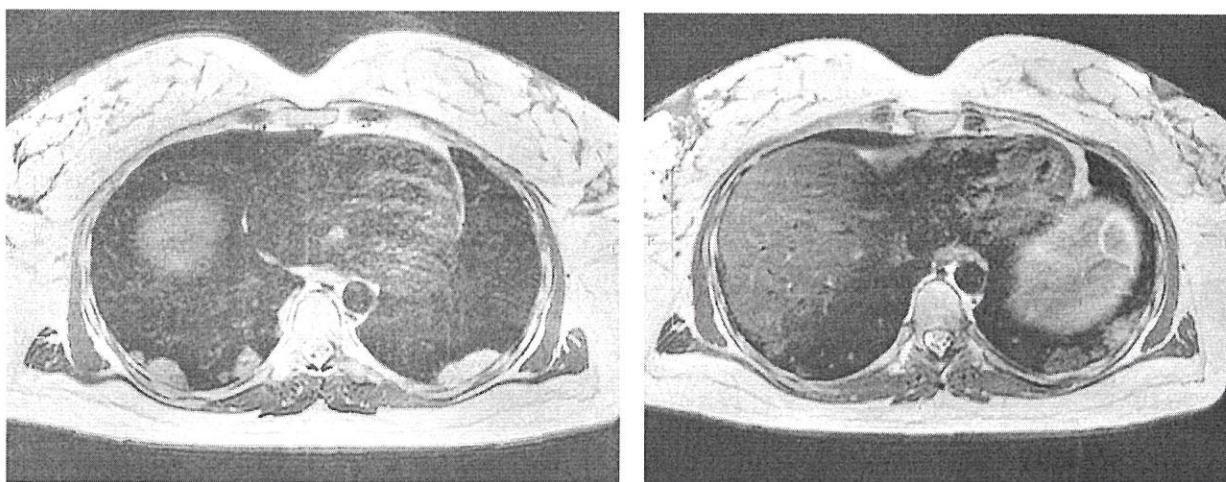


Рисунок 5 – МРТ легких, аксиальная плоскость, женщина 39 лет с пневмонией SARS-CoV-2. На T2-ВИ SSF SE отмечаются гиперинтенсивные зоны в паренхиме легких, соответствующие зонам консолидации в S 6,9,10

Таким образом, возможно выполнение МРТ легких пациентам с подозрением на пневмонию, вызванную коронавирусной инфекцией с использованием высокочувствительных к жидкости импульсных последовательностей T2 и T1-ВИ. Данный подход позволит избежать воздействия лучевой нагрузки на пациента [11,12]. Также рекомендуется обращать внимание на легочные поля при выполнении таких исследований, как МРТ грудного отдела позвоночника, сердца, брюшной полости и т. д.

Туберкулез легких

На сегодняшний день туберкулез по-прежнему во всем мире находится в центре внимания общественного здравоохранения. По данным ВОЗ, в 2018 г. около 10 миллионов человек болели туберкулезом, из них 10% – дети. В качестве одной из десяти основных причин смерти около 1 600 000 случаев смерти были вызваны туберкулезом из-за несвоевременной диагностики и лечения.

Пациентам с туберкулезом необходимы контрольные многократные компьютерные томографии (КТ) или рентгенологические обследования с интервалом в 2 или 4 месяца в течение периода лечения, который варьируется от шести месяцев до нескольких лет [13]. Различные факторы – вирус иммунодефицита человека (ВИЧ) и множественная лекарственная устойчивость (МЛУ) – являются следствием рецидива туберкулеза и увеличения времени лечения [14].

Рентгенография грудной клетки является методом «первой линии», но на начальных стадиях достоверно выявляется 49% легочного туберкулеза [15]. КТ более чувствительна при выявлении изменений в легких, включая лимфаденопатию, ранние бронхиальные диссеминированные поражения и аномалии плевры и др. Однако отдаленным стохастическим эффектом облучения является развитие злокачественных новообразований, таких как: рак молочной железы и лейкемия, особенно у молодых женщин, детей, беременных женщин и т. д. Кумулятивная эффективная доза КТ, превышающая 100 мЗв, очевидно, увеличивает риск рака, и когортные исследования продемонстрировали, что ожидаемый риск рака превышает 6% из-за повторных КТ-исследований (> 5 исследований) [16]. МРТ не несет лучевой нагрузки и обеспечивает высокий контраст мягких тканей, что, как ожидается, станет альтернативным инструментом для визуализации легких.

Кроме того, по данным исследований, МРТ может быть полезна для дифференциальной диагностики туберкулемоподобных опухолей [17] [18]. По сравнению со злокачественными новообразованиями туберкулемы имеют статистически более высокий измеряемый коэффициент диффузии (ADC) на диффузионно-взвешенных изображениях (DWI).

По данным проспективного исследования Ц. Янь и соавторов (Qinqin Yan et. al.) [14], 40 пациентов с туберкулезом легких были обследованы с помощью КТ и 3T-MPT с T1-взвешенным исследованием на свободном дыхании (Star-VIBE) и стандартным VIBE, T2-ВИ (2D-fBLADE TSE) и 3D-SPACE. Эти четыре последовательности МРТ сравнивались с точки зрения скорости обнаружения и качества изображения, которые включали отношение «сигнал / шум» (SNR), отношение контраста к шуму (CNR) и 5-балльную шкалу оценки. Общая чувствительность также сравнивалась между КТ и МРТ. T1-взвешенное свободное дыхание Star-VIBE и T2-взвешенное 2D-fBLADE TSE показали наиболее удовлетворительные результаты по качеству изображения.

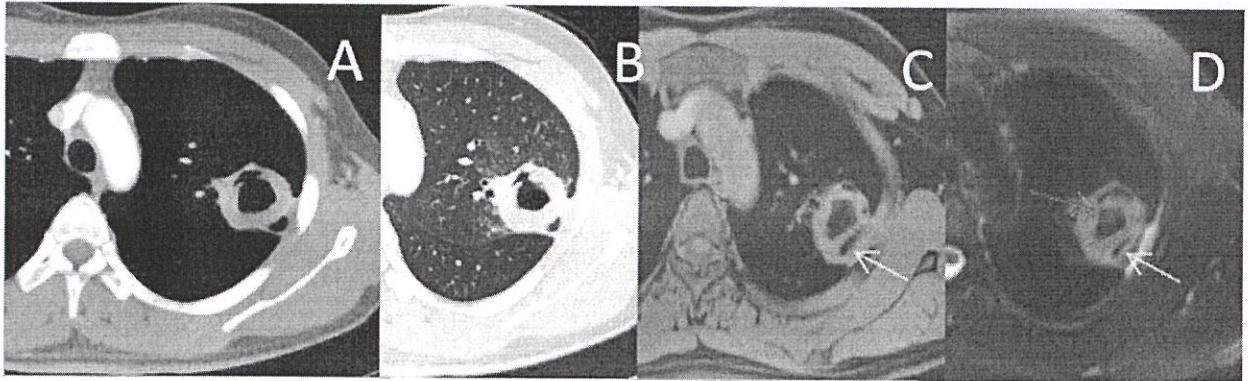


Рисунок 6 – Верхний ряд КТ (А и В) и МРТ легких (С и D). В верхней доле левого легкого визуализируется толстостенная полость. По данным МРТ был описан периферически расширенный дренирующий бронх. На T2-взвешенных изображениях был виден местный плевральный выпот (D) [14]

Актуальность методик без лучевой нагрузки не только обсуждается, но и находит практическое приложение. Ниже представлен клинический случай диагностики туберкулеза легких у беременной женщины [19].

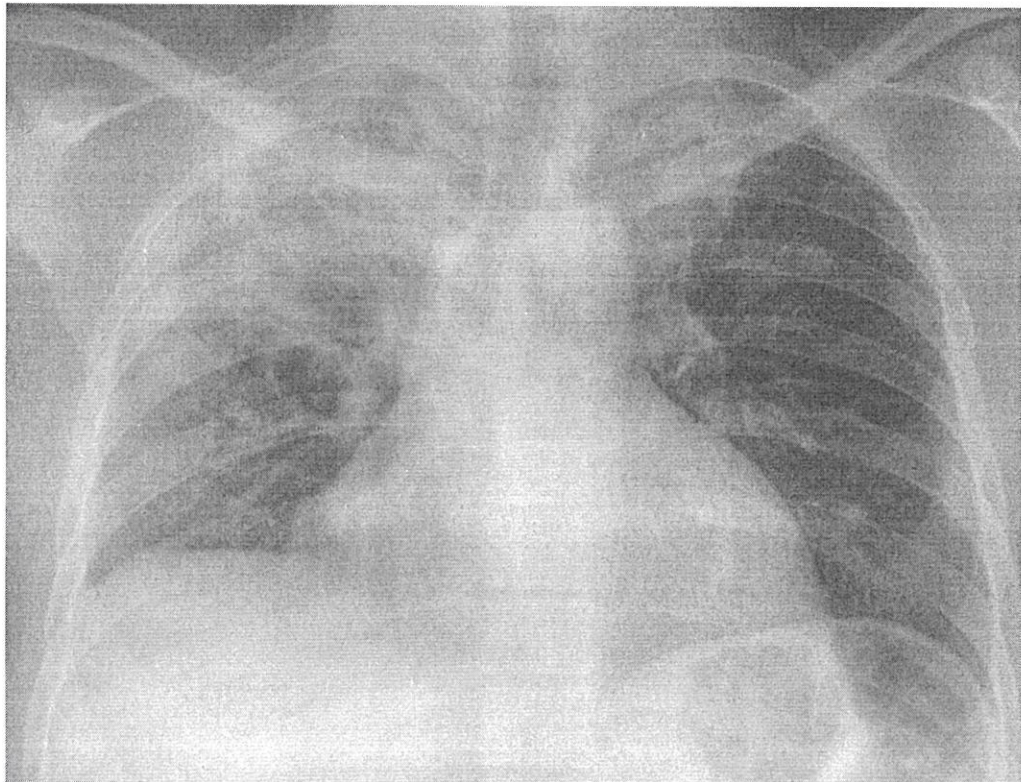


Рисунок 7 – Рентгенография органов грудной клетки в прямой проекции. Женщина, 21 год, туберкулез легких. Отмечаются обширные уплотнения с бронхограммой в верхних долях обоих легких, преимущественно справа. Купол диафрагмы справа немного приподнят

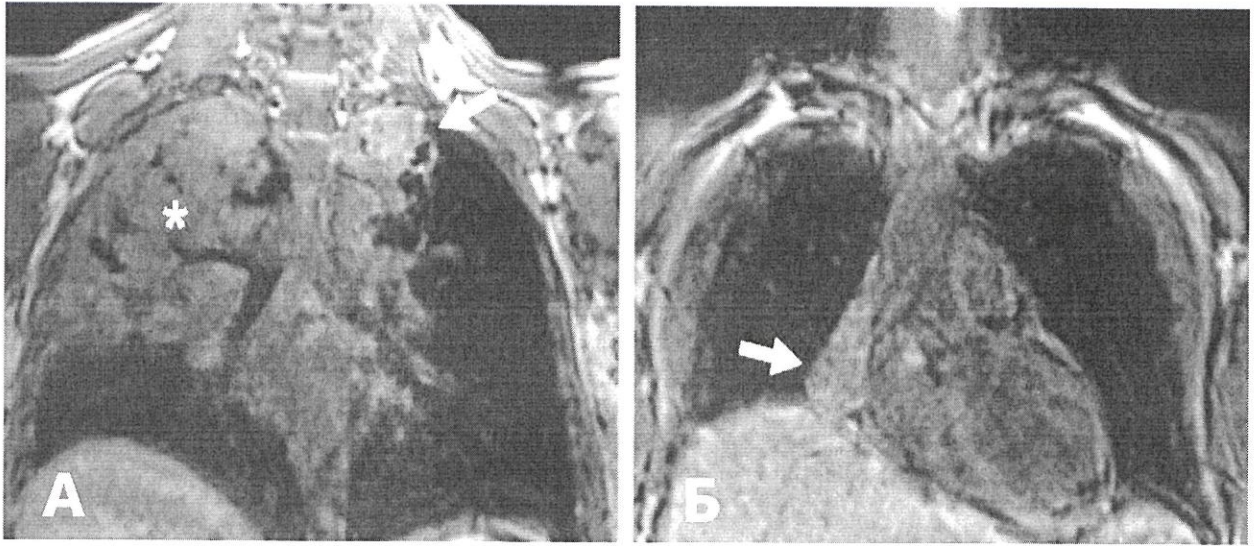


Рисунок 8 – МРТ легких в коронарной плоскости, женщина 21 год, туберкулез легких. На коронарных T1-ВИ отмечается обширный участок консолидации с бронхограммой в обеих верхних долях (звездочка на (А)) и ателектаз средней доли (стрелка на (Б))

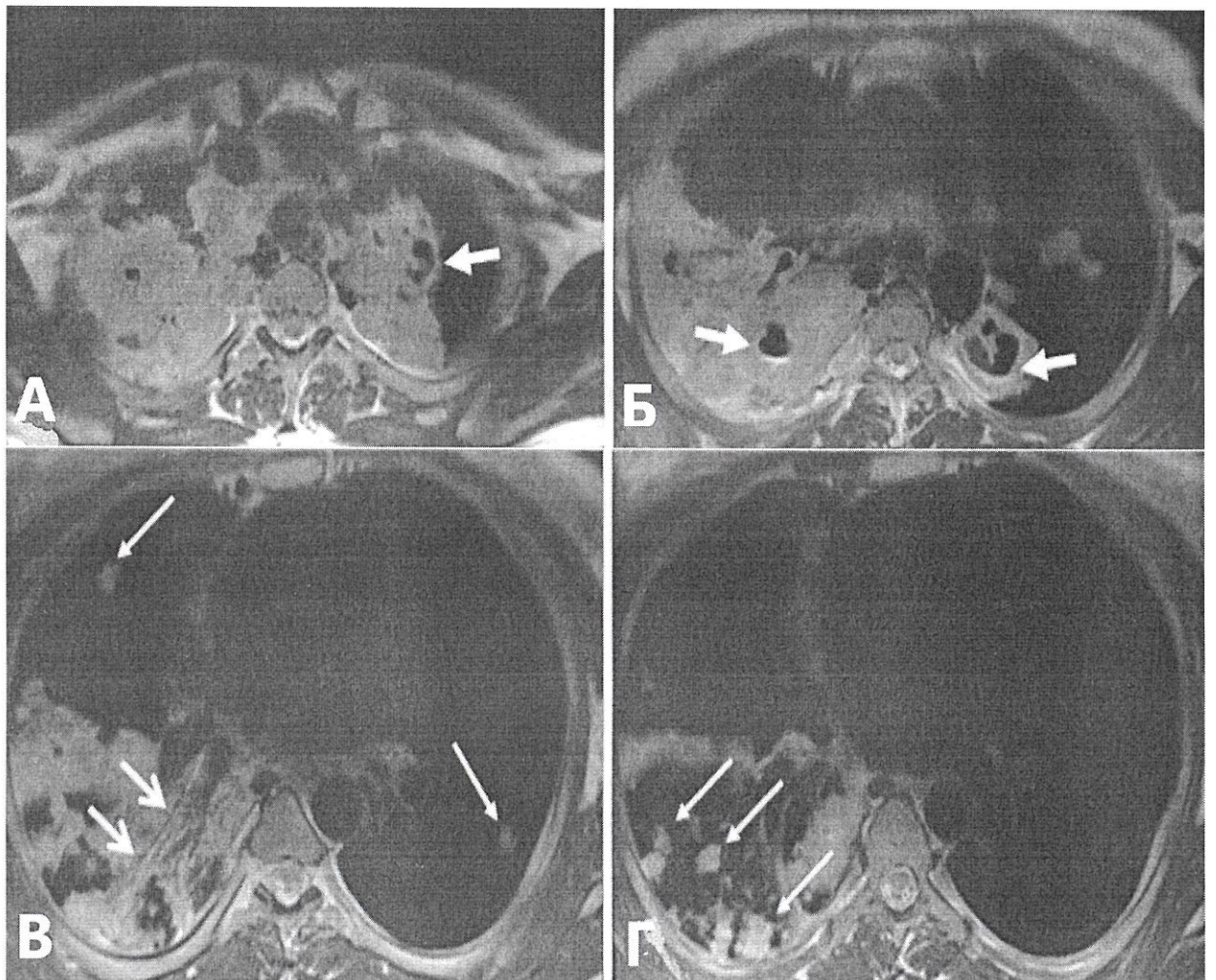


Рисунок 9 – МРТ легких в аксиальной проекции, женщина 21 год, туберкулез легких. На аксиальные T2-ВИ отмечаются кавернозные полости с максимальным размером 18x13x11 мм, внутри без уровней жидкости (стрелка в (А)) и с небольшими уровнями жидкости (стрелка в (Б)). Также определяется бронхограмма, отек стенок бронхов (короткие стрелки на (В)) и более мелкие дольчатые уплотнения (длинные стрелки на (В) и (Г))

Интерстициальные заболевания легких (ИЗЛ)

Интерстициальное заболевание легких (ИЗЛ) включает большую группу диффузных паренхиматозных заболеваний легких, которые сгруппированы вместе из-за сходных клинических, патологических и радиологических особенностей [20]. Многие интерстициальные заболевания легких приводят к фиброзу, ограничивая возможности в терапевтической коррекции. Точная диагностика играет важную роль в лечении ИЗЛ, так как противовоспалительные препараты (например, кортикостероиды) в настоящее время используются при ИЗЛ, в отличие от антифибротических средств (пирфенидона или нинтеданиба), которые показаны пациентам с идиопатическим фиброзом легких (ИФЛ) [21].

Выделяют интерстициальную пневмонию (usual interstitial pneumonia – UIP) и неспецифическую интерстициальную пневмонию (nonspecific interstitial pneumonia – NSIP). В то время, как доминирующим рентгенологическим паттерном в КТ для UIP является симптом «сот», для NSIP ключевой особенностью выступают двусторонние изменения в легких по типу «матового стекла» [22]. Несмотря на то, что КТ обеспечивает диагностическую достоверность ИЗЛ, точный диагноз часто устанавливается только на междисциплинарном консилиуме путем клинико-рентгенологического соответствия.

КТ ограничена в определении участков активного воспаления. Фактически зоны воспаления и фиброза могут иметь такой же вид матового стекла по данным КТ. Следовательно, КТ не может различить воспалительную и фиброзную «матовую непрозрачность», что ограничивает ее способность обнаруживать активные области воспаления у пациентов с вторичным UIP или более фиброзным NSIP. Также имеет место отсутствие конкретных критериев оценки результатов для оценки ответа на лечение и мониторинга изменений. По этим причинам в клинической практике тесты функции легких остаются «золотым стандартом» для мониторинга пациентов с ИЗЛ, особенно форсированной жизненной емкости легких (фЖЕЛ), однако такие методики обеспечивают только общую оценку функции легких и не могут отслеживать локальные изменения и динамику ИЗЛ. Более того, фЖЕЛ имеют низкую чувствительность, а незначительные изменения в диапазоне 5–10% трудно интерпретировать.

Таким образом, очевидно, что существует большая потребность в чувствительном клиническом и визуализирующем инструменте для мониторинга прогрессирования ИЗЛ и ответа на лечение [23]. МРТ может преодолеть ограничения компьютерной томографии и функциональных тестов. По сравнению с КТ, МРТ грудной клетки не дает никакой дополнительной информации о качестве изображения. Однако основным преимуществом МРТ является возможность предоставить функциональную и структурную информацию за одно обследование, а также выполнение многократных исследований в динамике без лучевой нагрузки (рис.10).

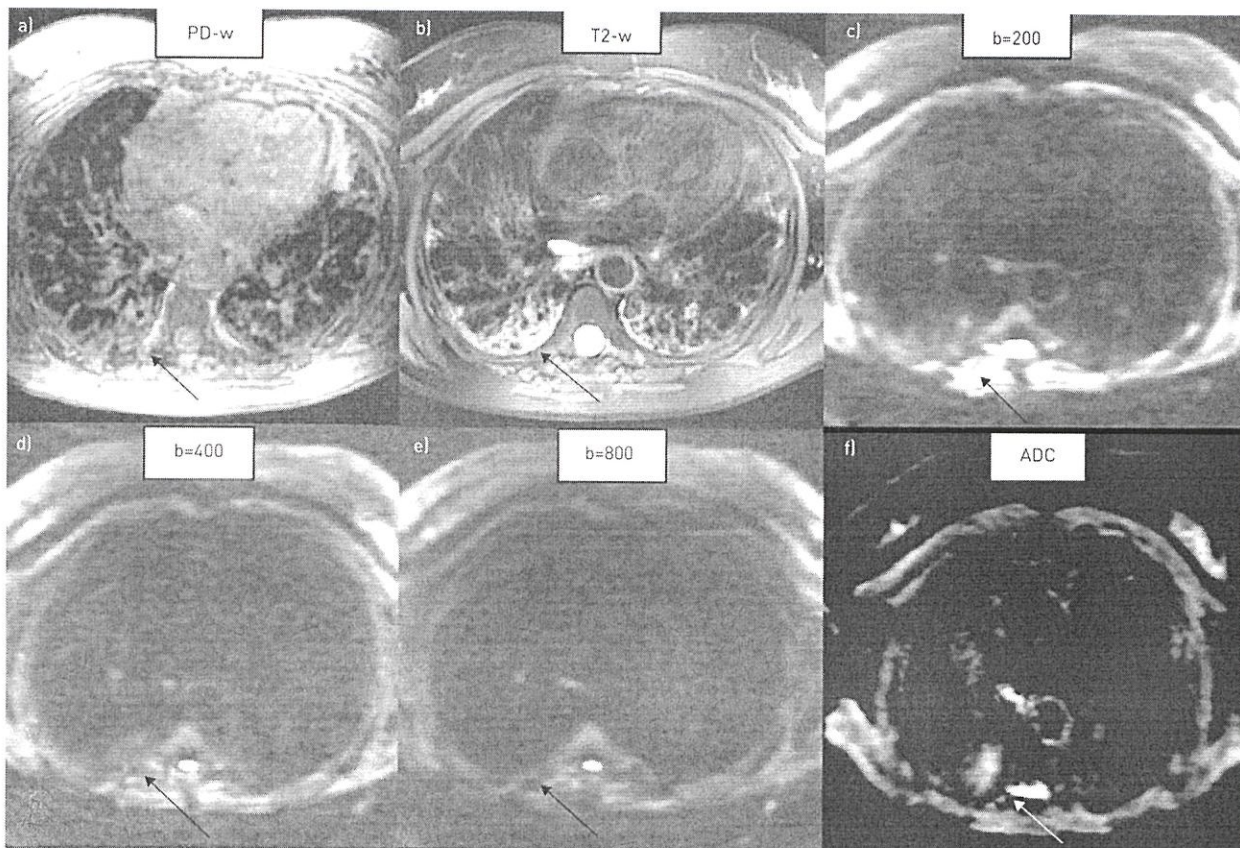


Рисунок 10 – МРТ легких в аксиальной проекции, женщина 72 года с NSIP, DWI при нескольких значениях b фактора а) PD-ВИ, б) T2-ВИ, с – е) DWI при значениях b с) 200, д) 400 и е) 800 $\text{с} \cdot \text{мм}^{-2}$, и ф) ИКД. На PD-ВИ (стрелка на а) и на T2-ВИ имеется зона гиперинтенсивного сигнала (стрелка на б), а – на показывает DWI отмечается затухание сигнала за счет увеличения значений b (стрелки на с – е). На картах ИКД та же самая область в правой нижней доле является гиперинтенсивной, что может указывать на активное воспаление

Новые технологии в МРТ грудной клетки могут предоставить информацию о вентиляции легких, воспалении, перфузии и структуре, которая может быть полезна для улучшения оценки прогрессирования ИЗЛ и прогнозирования ответа на лекарственную терапию ИЗЛ [21].

Рак легкого

Злокачественные опухоли характеризуются более крупными ядрами с многочисленными макромолекулярными белками, т.е. большим соотношением ядер/цитоплазмы и меньшим внеклеточным пространством по сравнению с нормальной тканью. Из-за этих характеристик диффузия молекул воды в злокачественных опухолях ограничена, что приводит к снижению ADC. Данный фактор является ценным количественным показателем в диагностике очаговых изменений в легких.

В исследовании Р. Матобы и соавторов (Matoba et al.) значения ADC оценивались для различных видов рака легких и статистически сравнивались с

гистопатологическими данными. Значения ADC хорошо дифференцированной аденокарциномы, по-видимому, выше, чем у других гистологических типов рака, а также достоверно коррелируют с «клеточностью» опухоли [24].

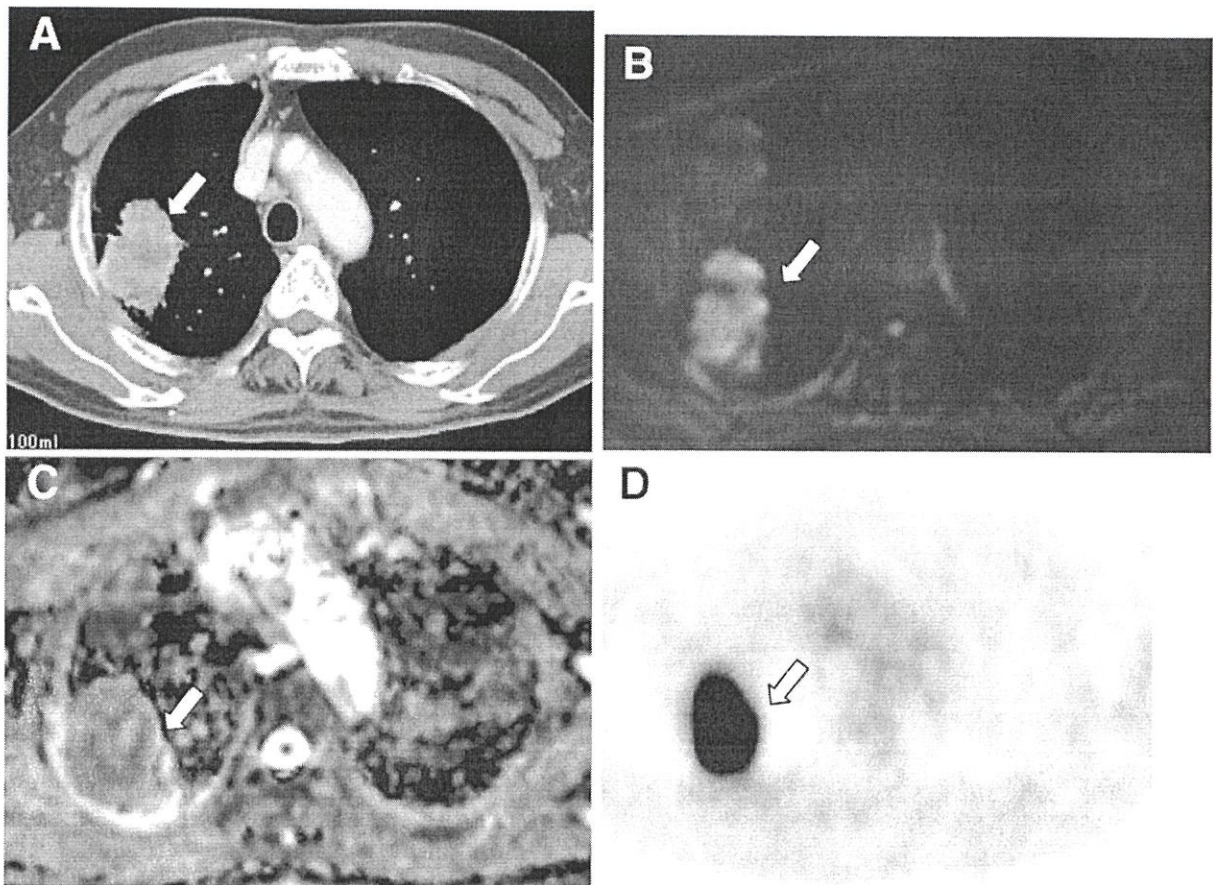


Рисунок 11 – Рак легкого. А – нативная КТ легких, в верхней доле правого легкого определяется негомогенный участок уплотнения паренхимы неправильной формы, В – МРТ легких, DWI, в верхней доле правого легкого определяется гиперинтенсивный участок. С – МРТ легких, ADC, в верхней доле правого легкого определяется округлый гипоинтенсивный участок, в сравнении с сигналом от скелетных мышц. D – ПЭТ-КТ, в верхней доле правого легкого определяется накопление 18F-FDG

Непрерывное техническое развитие, достигнутое за счет более сильных градиентов, параллельной визуализации и более короткого времени эха, делает МРТ интересной альтернативой КТ. В целях обнаружения солидных поражений с помощью МРТ легких экспериментальные и клинические исследования показали пороговый размер, равный 3–4 мм для узелков, с частотой обнаружения 60–90% – для поражений 5–8 мм, и близкой к 100% – для поражений 8 мм или больше. Кроме того, биологические особенности, такие как более длительное время T2 для субстрата рака легкого и более быстрое поглощение контрастного вещества по сравнению с гранулематозными заболеваниями, обеспечивают многопараметрическую характеристику патологии легких.

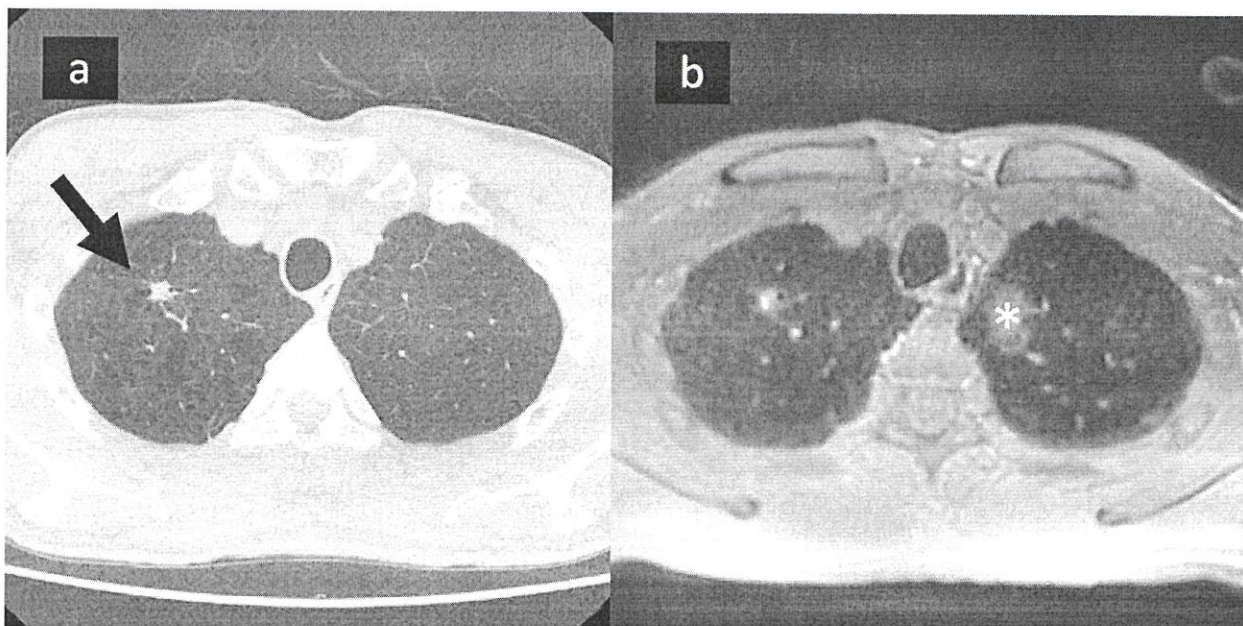


Рисунок 12 – Мужчина, 61 год, аденокарцинома правого легкого (подтвержденная биопсией);
 а – КТ на тонком срезе показывает твердый узелок диаметром 8 мм в правой верхней доле (стрелка), б – МРТ демонстрирует тот же твердый узелок диаметром 8 мм.
 В левой верхней доле (звездочка) определяется верхняя часть дуги аорты

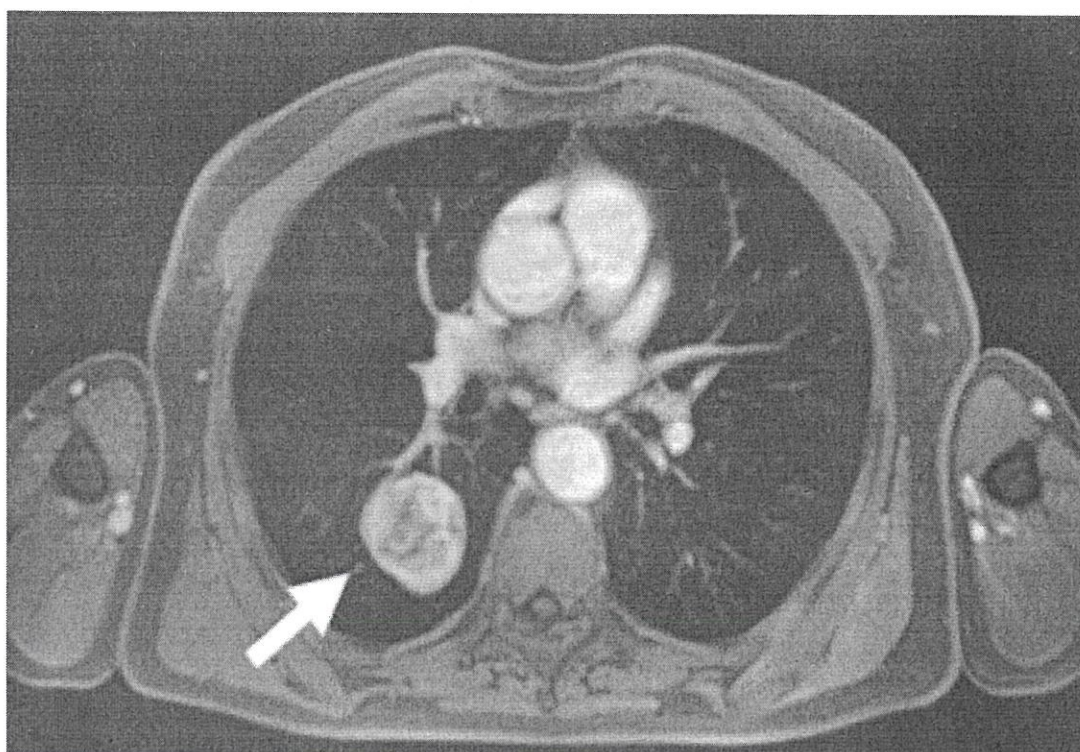


Рисунок 13 – МРТ легких с контрастным усилением. У пациента 77 лет отмечается объемное негетерогенное образование (стрелка) в нижней доле правого легкого – аденокарцинома

Опыт клинического использования МРТ легких растет. В настоящее время существуют стандартизированные протоколы, которые можно легко реализовать в клинической практике.

Магнитно-резонансная томография как альтернатива обзорной рентгенографии грудной клетки

На сегодня МРТ не выполняется в качестве альтернативы обзорной рентгенографии органов грудной клетки (РОГК) как метода «первой линии» диагностики, в том числе из-за ограниченной доступности высокотехнологичного оборудования, высокой стоимости исследования, а также вследствие длительного времени сканирования. В то же время однократное турбо-спин-эхо (Half-Fourier acquisition single-shot turbo spin-echo – HASTE), полученное методом *полуфурье*, представляет собой T2-взвешенную последовательность для оценки морфологии легких и средостения, а также фиброзных изменений, бронхогенной карциномы, легочных метастазов и новообразований. Важно отметить, что HASTE требует короткого времени сбора данных, часто менее 1 минуты. Хотя диагностическая эффективность РОГК ниже, чем КТ, рентгенография рекомендована клиническими руководствами в качестве метода визуализации «первой линии» при многих заболеваниях грудной клетки. Так, Марко Али и соавторы (Marco Ali et al.) в ретроспективном исследовании при участии 287 пациентов определили, что частота обнаружения патологии по данным МРТ сопоставима с обзорной рентгенографией грудной клетки, но также дополнительно позволяет выявить изменения со стороны сердца и средостения [25].

Ниже представлены примеры.

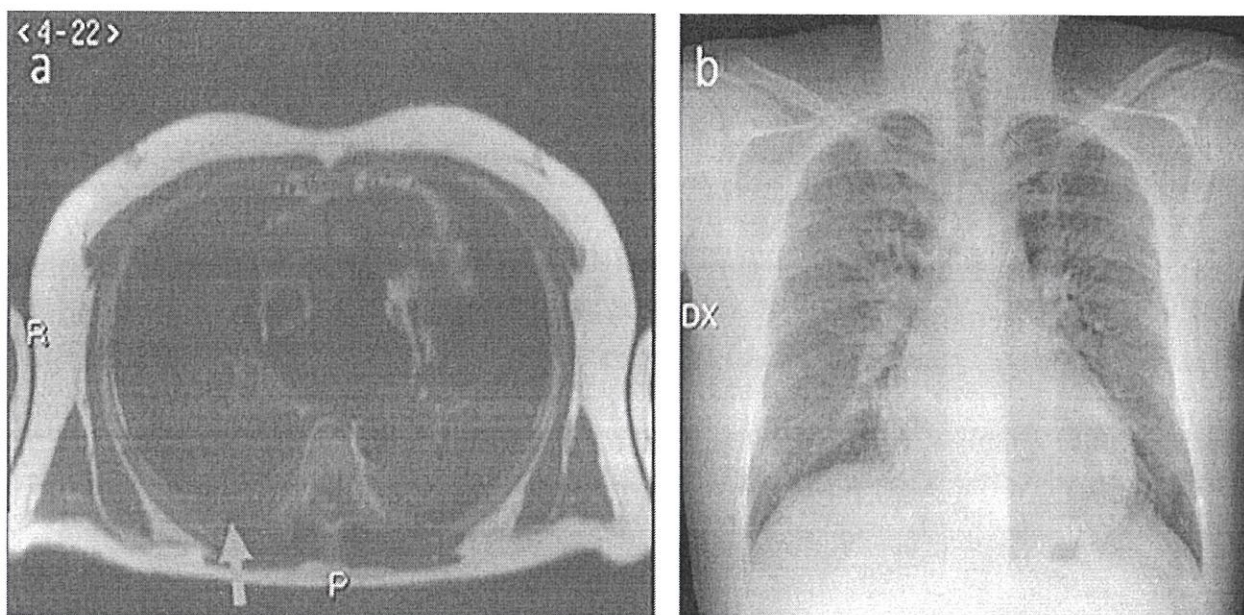


Рисунок 14 – МРТ (слева) и обзорная рентгенография легких (справа). Мужчина, 32 года, имеется плевральный выпот преимущественно в правом легком, определяемый на МРТ (синяя стрелка, рис. а), на рентгенограмме грудной клетки выпот не визуализируется (рис. б)

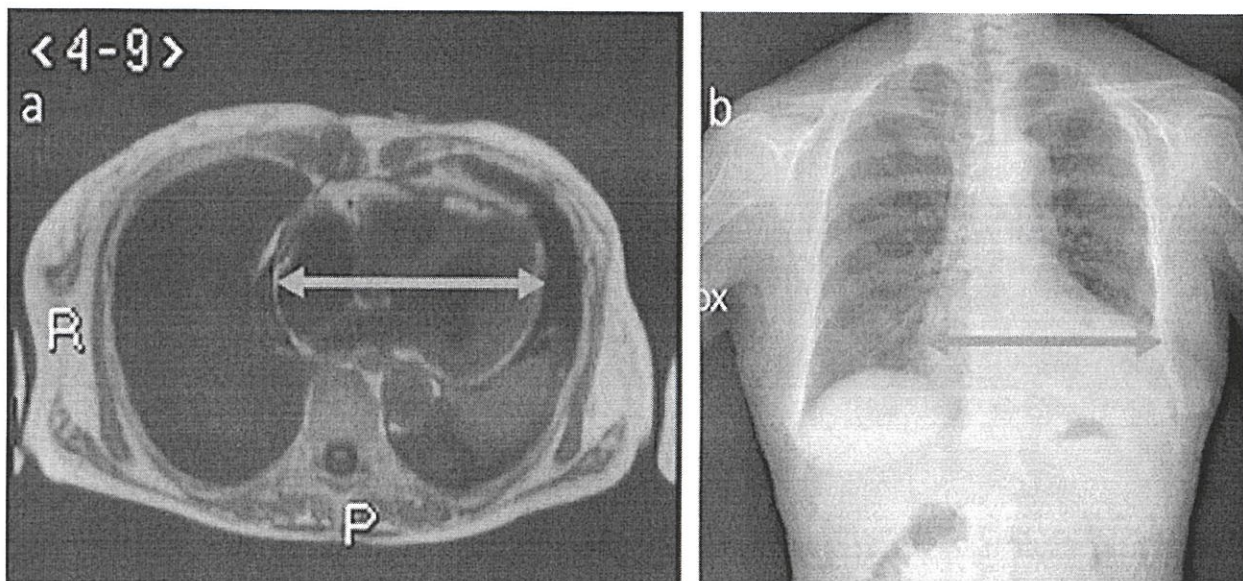


Рисунок 15 МРТ (слева) и обзорная рентгенография легких (справа). Мужчина, 62 года, увеличение размеров сердца, преимущественно левых отделов, визуализированное на МРТ (синяя стрелка, рис. а) и рентгенологическим исследованием грудной клетки (синяя стрелка, рис. б)

Тромбоэмболия легочной артерии

Острая тромбоэмболия легочной артерии (ТЭЛА) является частой причиной летальных исходов, поэтому визуализация играет ключевую роль в диагностике таких пациентов. Наиболее частая причина острой ТЭЛА – венозная тромбоэмболия (ВТЭ) нижних конечностей [26]. КТ-ангиография (КТА) является методом выбора для диагностики острой тромбоэмболии легочной артерии. МРТ легких при острой ТЭЛА следует проводить только в специализированных центрах с достаточным уровнем компетенции.

МРТ является ценной альтернативой КТА при оценке острой ТЭЛА, особенно у пациентов с противопоказаниями к применению йодированного контраста, а также у беременных или молодых пациентов. Стандартный протокол включает в себя последовательности статической стабильной свободной прецессии (SSFP), трехмерную магнитно-резонансную ангиографию (МРА) с контрастным усилением с использованием T1-взвешенной последовательности градиент-эха (GRE) и двухмерную аксиальную или трехмерную D-постконтрастную T1-ВИ. Если пациент хорошо переносит плоское положение в сканере МРТ, для получения динамической информации о перфузии полезна дополнительная трехмерная (т.е. 4-мерная) МРА с временным разрешением и усилением контраста перед последовательностью 3-мерной МРА.

Статические T2-ВИ SSFP получают в аксиальной и корональной проекциях во время свободного дыхания или задержки вдоха. Яркий сигнал крови позволяет обнаружить легочную эмболию даже без введения контрастного вещества (рис. 16). Это особенно ценно для беременных.

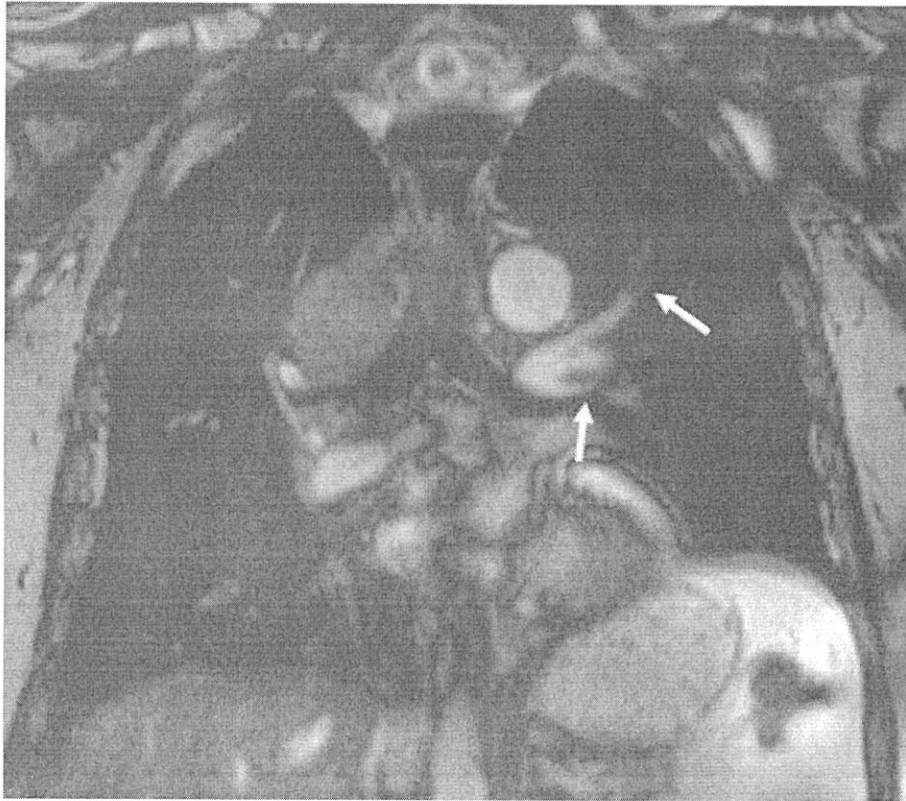


Рисунок 16 – МРТ легких, коронарная плоскость, T2-ВИ SSFP. Пациент, 66 лет, нарушение дыхания в виде одышки. Отмечается дефект наполнения в области левой нижней долевой артерии (нижняя стрелка), а также другой дефект наполнения в левой верхней долевой артерии (верхняя стрелка)

Трехмерная МРА с контрастным усилением и высоким пространственным разрешением достигается в корональной ориентации во время трех задержек дыхания на вдохе (рис.17). Контрастное вещество на основе гадолиния 0,1 ммоль /кг вводится со скоростью 2 мл /с.



Рисунок 17 – МРТ легких, коронарная плоскость, 3D-МРА. Пациент, 66 лет, нарушение дыхания в виде одышки. Отмечается дефект наполнения в области левой нижней долевой артерии (нижняя стрелка), а также другой дефект наполнения в левой верхней долевой артерии (верхняя стрелка)

Ограничением метода выступают артефакты и неэмболические заболевания легочной артерии, которые могут имитировать острую тромбоэмболию легких [27].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данные методические рекомендации рассматривают пути клинического и научного приложения МРТ легких.

Были описаны особенности настройки протокола сканирования и техника проведения исследования. Кроме того, представлены примеры настроек протоколов МРТ-сканирования, применение которых поможет врачу-рентгенологу в индивидуальном планировании исследования.

МРТ легких, уступая КТ, не может широко использоваться в клинической практике по ряду объективных причин (наличие достаточного технического оснащения, длительность исследования, квалификация специалистов). Однако в настоящее время при определенных условиях МРТ может выступать диагностическим инструментом легочной и другой патологии.

Использование данных методических рекомендаций позволит ознакомить специалистов с новыми подходами в визуализации легких.

СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Wielpütz M., Kauczor H.U. MRI of the lung: State of the art // *Diagnostic Interv. Radiol.* 2012. Vol. 18, № 4. P. 344–353.
2. Müller C.J. et al. MR lung imaging at 0.2 T with T1 weighted true FISP: Native and oxygen-enhanced // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2001. Vol. 14, № 2. P. 164–168.
3. Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Петряйкин А.В. [и др.]. Основы безопасности при проведении магнитно-резонансной томографии // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2019. Вып. 47. С. 56.
4. Сергунова К.А., Семенов Д.С., Васильев Ю.А. [и др.]. Методические рекомендации по безопасности проведения магнитно-резонансной томографии для рентгенолаборантов // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2020. Вып. 43. 44 с.
5. Biederer J. et al. Magnetic resonance imaging and computed tomography of respiratory mechanics // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2010. Vol. 32, № 6. P. 1388–1397.
6. Biederer J. et al. 4D-Imaging of the Lung: Reproducibility of Lesion Size and Displacement on Helical CT, MRI, and Cone Beam CT in a Ventilated Ex Vivo System // *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 2009. Vol. 73, № 3. P. 919–926.
7. Berthezène Y. et al. Contrast-enhanced MR imaging of the lung: Assessments of ventilation and perfusion // *Radiology.* 1992. Vol. 183, № 3. P. 667–672.
8. Attenberger U.I. et al. 3 Tesla proton MRI for the diagnosis of pneumonia/lung infiltrates in neutropenic patients with acute myeloid leukemia: Initial results in comparison to HRCT // *Eur. J. Radiol.* Elsevier Ireland Ltd, 2014. Vol. 83, № 1. P. e61–e66.
9. Vasilev Y.A. et al. Chest MRI of patients with COVID-19 // *Magn. Reson. Imaging.* Elsevier, 2021. Vol. 79. P. 13–19.
10. Heiss R. et al. High-performance low field MRI enables visualization of persistent pulmonary damage after COVID-19 // *Magn. Reson. Imaging.* Elsevier Inc., 2021. Vol. 76. P. 49–51.
11. Vasilev Y.A. et al. Chest MRI of a pregnant woman with COVID-19 pneumonia // *Digit. Diagnostics.* 2020. Vol. 1, № 1.
12. Torkian P. et al. Magnetic resonance imaging features of coronavirus disease 2019 (COVID-19) pneumonia: The first preliminary case series // *Clin. Imaging.* 2021.
13. Yan C. et al. Ultralow-dose CT with knowledge-based iterative model reconstruction (IMR) in evaluation of pulmonary tuberculosis: comparison of radiation dose and image quality // *Eur. Radiol.* 2019. Vol. 29, № 10. P. 5358–5366.
14. Yan Q. et al. 3T magnetic resonance for evaluation of adult pulmonary tuberculosis // *Int. J. Infect. Dis.* International Society for Infectious Diseases, 2020. Vol. 93. P. 287–294.
15. Gambhir S. et al. Imaging in extrapulmonary tuberculosis // *Int. J. Infect. Dis.* 2017. Vol. 56. P. 237–247.

16. Domina E.A. Medical radiography examinations and carcinogenic effects // *Probl. radiatsiinoi medytsyny ta radiobiolohii*. 2014. Vol. 19. P. 35–47.
17. Qi L.P. et al. Conventional MRI to detect the differences between mass-like tuberculosis and lung cancer // *J. Thorac. Dis.* 2018. Vol. 10, № 10. P. 5673–5684.
18. Ohno Y. et al. Solitary pulmonary nodules: Comparison of dynamic first-pass contrast-enhanced perfusion area-detector CT, dynamic first-pass contrast-enhanced MR imaging, and FDG PET/CT // *Radiology*. 2015. Vol. 274, № 2. P. 563–575.
19. Schloß M. et al. Magnetic resonance imaging of the lung as an alternative for a pregnant woman with pulmonary tuberculosis // *J. Radiol. Case Rep.* 2015. Vol. 9, № 5. P. 7–13.
20. Travis W.D. et al. An official American Thoracic Society/European Respiratory Society statement: Update of the international multidisciplinary classification of the idiopathic interstitial pneumonias // *Am. J. Respir. Crit. Care Med.* 2013. Vol. 188, № 6. P. 733–748.
21. Romei C. et al. The use of chest magnetic resonance imaging in interstitial lung disease: A systematic review // *Eur. Respir. Rev.* 2018. Vol. 27, № 150.
22. Hansell D.M. et al. Fleischner Society: Glossary of Terms for Thoracic Imaging // *Radiology*. 2008. Vol. 246, № 3. P. 697–722.
23. Hansell D.M. et al. CT staging and monitoring of fibrotic interstitial lung diseases in clinical practice and treatment trials: A Position Paper from the Fleischner society // *Lancet Respir. Med.* Elsevier Ltd, 2015. Vol. 3, № 6. P. 483–496.
24. Usuda K. et al. Diffusion-weighted imaging is superior to positron emission tomography in the detection and nodal assessment of lung cancers // *Ann. Thorac. Surg.* Elsevier Inc., 2011. Vol. 91, № 6. P. 1689–1695.
25. Ali M. et al. Fast thoracic MRI as an alternative to chest x-ray: A retrospective evaluation of 287 patients // *Clin. Imaging.* Elsevier, 2020. Vol. 60, № 2. P. 244–248.
26. Tester J. et al. Investigation and diagnostic imaging of suspected pulmonary embolism during pregnancy and the puerperium: A review of the literature // *J. Med. Imaging Radiat. Oncol.* 2020. Vol. 64, № 4. P. 505–515.
27. Palm V. et al. Acute Pulmonary Embolism: Imaging Techniques, Findings, Endovascular Treatment and Differential Diagnoses // *RoFo Fortschritte auf dem Gebiet der Rontgenstrahlen und der Bildgeb. Verfahren.* 2020. Vol. 192, № 1. P. 38–49.

Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Выпуск 92

Составители:

Васильев Юрий Александрович

Панина Ольга Юрьевна

Кудрявцев Никита Дмитриевич

Васильева Юлия Николаевна

Бажин Александр Владимирович

Масри Амир Гази

Петряйкин Алексей Владимирович

МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНАЯ ТОМОГРАФИЯ ЛЕГКИХ

Методические рекомендации

Отдел координации научной деятельности ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
Технический редактор А.И. Овчарова
Компьютерная верстка Е.Д. Бугаенко

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»
127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24