

Основные импульсные последовательности в диагностике абдоминальной патологии

Е.М. Сыркашев^{1,2}, Ф.З. Кадырбердиева², Л.Р. Абуладзе¹, Д.С. Семенов¹,
Е.Г. Привалова¹

¹ Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий, Москва, Российская Федерация

² Национальный медицинский исследовательский центр акушерства, гинекологии и перинатологии имени академика В.И. Кулакова, Москва, Российская Федерация

АННОТАЦИЯ

Магнитно-резонансная томография является одним из основных методов диагностики заболеваний органов брюшной полости и забрюшинного пространства, который позволяет с высокой диагностической точностью и воспроизводимостью визуализировать очаговые или диффузные изменения паренхиматозных и полых органов. Магнитно-резонансная томография имеет определённые преимущества перед компьютерной томографией в чувствительности и специфичности определения патологических изменений паренхиматозных органов, желчевыводящих путей и протоков поджелудочной железы, брюшины и органов забрюшинного пространства.

Мультипараметрический протокол сканирования предоставляет информацию не только о взаимной топографии органов и их структуре, но и о функциональном состоянии тканей, что позволяет перейти от структурной к функциональной оценке изображений. В большинстве случаев стандартный протокол включает сканирование органов брюшной полости (T1/T2- и диффузионно-взвешенные режимы) и желчевыводящих протоков (магнитно-резонансная холангиопанкреатография), при этом данный протокол может быть значительно сокращён или дополнен в зависимости от целей исследования и состояния пациента.

Существующие технические разработки и достижения позволяют упростить процесс сканирования и сократить время на получение изображений, повышая при этом воспроизводимость методик в разных учреждениях здравоохранения.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография; МРТ; протокол сканирования; МРТ органов брюшной полости и забрюшинного пространства.

Как цитировать

Сыр­ка­шев Е.М., Кадырбердиева Ф.З., Абуладзе Л.Р., Семенов Д.С., Привалова Е.Г. Основные импульсные последовательности в диагностике абдоминальной патологии // Digital Diagnostics. 2023. Т. 4, № 1. С. XX-XX. DOI: <https://doi.org/10.17816/DD123543>

Рукопись получена: 18.01.2023 Рукопись одобрена: 10.03.2023 Опубликовано: 04.04.2023

Basic pulse sequences in diagnosis of abdominal pathology

Egor M. Syrkashev^{1,2}, Faina Z. Kadyrberdieva², Liya R. Abuladze¹, Dmitriy S. Semenov¹,
Ekaterina G. Privalova¹

¹ Moscow Center for Diagnostics and Telemedicine, Moscow, Russian Federation

² National Medical Research Center for Obstetrics, Gynecology and Perinatology, Moscow, Russian Federation

ABSTRACT

Magnetic resonance imaging is one of the main methods for diagnosing of abdominal and retroperitoneal space pathology, which allows visualizing focal or diffuse lesions in parenchymal and hollow viscera with high diagnostic accuracy and reproducibility. Magnetic resonance imaging has certain advantages over computed tomography in the sensitivity and specificity of determining pathological changes in parenchymal organs, bile ducts and ducts of the pancreas, peritoneum and retroperitoneal space.

Multiparametric protocol provides information not only about the mutual topography of organs and their structure, but also about functional state of tissues, which allows to move from structural to functional evaluation. In most cases standard abdominal protocol includes T1-weighted images, T2-weighted images, diffusion-weighted images and magnetic resonance cholangiopancreatography. Depending on the objectives and patient's condition this protocol can be significantly reduced or supplemented.

Existing technical developments and achievements make it possible to simplify the scanning process and reduce the time for obtaining images, while increasing the reproducibility of techniques in different healthcare institutions.

Keywords: magnetic resonance imaging; MRI; scanning protocol; abdominal and retroperitoneal MRI.

To cite this article

Syrkashev EM, Kadyrberdieva FZ, Abuladze LR, Semenov DS, Privalova EG. Basic pulse sequences in diagnosis of abdominal pathology. *Digital Diagnostics*. 2023;4(1):XX-XX.

DOI: <https://doi.org/10.17816/DD123543>

Received: 18.01.2023 Accepted: 10.03.2023 Published: 04.04.2023

ВВЕДЕНИЕ

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является одной из наиболее важных модальностей лучевой диагностики, вклад которой в рутинную диагностику заболеваний органов брюшной полости неуклонно растёт. Помимо отсутствия ионизирующего излучения и высокого естественного мягкотканного контраста, МРТ позволяет проводить анализ изображений в любой плоскости с возможностью трёхмерной реконструкции интересующих областей. Активное внедрение диффузионных и перфузионных методик предоставляет информацию не только о структуре тканей, но и её функциональном состоянии, включая определение скорости диффузии молекул воды, аккумуляции и вымывания контрастных препаратов.

В настоящее время МРТ является одним из основных диагностических методов, который имеет определённые преимущества перед компьютерной томографией (КТ) в чувствительности и специфичности определения патологических изменений паренхиматозных органов, желчевыводящих путей и протоков поджелудочной железы, брюшины и органов забрюшинного пространства [1].

ОСНОВНЫЕ ИМПУЛЬСНЫЕ ПОСЛЕДОВАТЕЛЬНОСТИ

Особенностью проведения МРТ органов брюшной полости являются сложности, связанные с получением изображений с высоким отношением «сигнал-шум» (SNR, signal-to-noise ratio) от тканей, которые находятся в движении из-за дыхания пациента, перистальтики кишечника, сердечных сокращений и пульсации крупных сосудов.

Изначально МРТ выполняли с использованием стандартных спин-эхо (SE, spin-echo) последовательностей с получением T1- и T2-взвешенных изображений (ВИ). Однако длительный процесс сбора данных требовал дополнительной синхронизации с дыханием, которая в свою очередь значительно увеличивала время сканирования (в отдельных случаях протокол исследования превышал 60 мин) [2, 3]. При этом даже незначительная рассинхронизация с дыханием в некоторых случаях приводила к затруднительной интерпретации изображений.

В настоящее время стандартный протокол исследования органов брюшной полости включает методики, основанные на более коротких последовательностях, которые выполняются на задержке дыхания пациента. К ним относят T1-ВИ с использованием градиентного эхо (SGE, spoiled gradient echo) и изображения, сформированные с половинным Фурье-преобразованием (Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo imaging, HASTE или Single Shot Fast Spin Echo, SSFSE) [4, 5] (табл. 1).

T1- и T2-взвешенные изображения

Получение одного среза T2-ВИ с использованием одноимпульсных спин-эхо последовательностей (single shot spin-echo) занимает примерно 1 сек с центральным заполнением k-пространства. Поскольку контрастность изображения определяется центральными отделами k-пространства, одноимпульсные методики значительно менее чувствительны к движениям пациента, что крайне важно для пациентов, находящихся в бессознательном состоянии. T1-ВИ с использованием градиентного эхо значительно более чувствительны к движениям: даже кратковременные движения во время сканирования приводят к артефактам на изображениях, затрагивающим все срезы. При этом менее чувствительные к движениям методики также доступны, и они основаны на тех же принципах, которые используются при получении одноимпульсных T2-ВИ: быстрое заполнение центрального k-пространства путём анализа одного среза за один импульс (например, Turbo fast low-angle shot и FIRM Fast inversion-recovery motion-insensitive).

Иным подходом является использование модифицированных 3D-последовательностей (3D gradient echo sequence), которые используются в ангиографии. В зависимости от производителя они имеют различные наименования (первоначально VIBE — Volumetric Interpolated Breath-hold Examination) [6]. Данные последовательности позволяют получать изображения с высоким разрешением (порядка 2–3 мм), почти изотропным размером вокселя, что крайне важно в диагностике патологии печени и её сосудистой анатомии. Кроме того, данная методика используется для мультипланарной реконструкции изображений.

Другим важным элементом применения T1-ВИ является использование внутривенного контрастирования, в том числе специфических контрастных препаратов, например гепатоспецифических, в частности гадоксетовой кислоты, особенностью которой является высокая тропность к гепатоцитам, что позволяет лучше визуализировать образования печени (рис. 1).

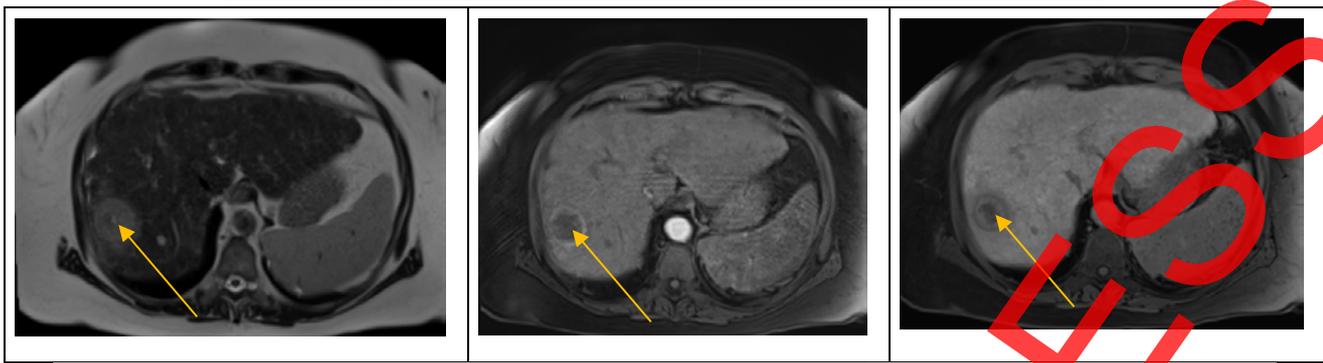


Рис. 1. Магнитно-резонансная томография печени с гепатоспецифическим контрастом. Узел гепатоцеллюлярного рака (стрелки): *a* — T2-взвешенное изображение: определяется узловое гиперинтенсивное образование; *b* — T1-взвешенное изображение, артериальная фаза: определяется кольцевидное накопление контрастного препарата; *c* — T1-взвешенное изображение, гепатоспецифическая фаза, полученная спустя 20 мин после введения контрастного препарата.

Контрастные препараты сокращают время T1-релаксации, что приводит к повышению интенсивности сигнала на T1-ВИ. В зависимости от характера кровоснабжения очаговых или диффузных изменений паренхиматозных органов выделяют различные паттерны контрастирования, которые, как правило, отличаются от смежных неизменённых тканей. Получение изображений в артериальной фазе достигается путём проведения коротких последовательностей сразу после введения гадолинийсодержащих контрастных препаратов.

Основным методом является применение динамических мультифазовых 2D- или 3D-SGE последовательностей, которые могут быть использованы для анализа кривых интенсивности сигнала в зависимости от времени в интересующих зонах. Большинство патологических очаговых изменений лучше всего визуализируются именно в артериальную фазу контрастирования (например, фокальные изменения селезёнки, печени или поджелудочной железы). Изображения, полученные спустя 1,5–10 мин после введения контрастного препарата, находятся в равновесной фазе контрастирования с оптимальным окном 2–5 мин после инъекции. Как правило, спустя 5 мин после введения препарата говорят об отсроченной или экскреторной фазе. Многие воспалительные или опухолевые заболевания визуализируются лучше именно в эту фазу, а дополнительное использование функции подавления сигнала от жира способствует более точному выявлению этих изменений (например, импланты по брюшине, холангиокарцинома, воспалительные заболевания кишечника, а также объёмные образования надпочечников) [7–9].

Очевидно, что увеличение разницы интенсивности сигнала от патологических изменений на фоне неизменённых тканей способствует выявлению заболеваний: изменения, локализованные в жировой клетчатке, достаточно просто определить, варьируя интенсивность сигнала от жира на T1-ВИ и T2-ВИ. Например, фиброзные изменения или перитонеальная жидкость, которые имеют низкую интенсивность сигнала на T1-ВИ, проще идентифицировать на изображениях без подавления сигнала от жировой ткани. С другой стороны, изменения, которые имеют высокую интенсивность сигнала, например гематома в подострой стадии или жидкость с высокобелковым содержанием, проще визуализируются с использованием функции жироподавления.

Диффузионно-взвешенные изображения

Диффузионно-взвешенные изображения (ДВИ) для построения изображений без необходимости введения экзогенных контрастных веществ основаны на различиях в движении молекул воды (диффузии) во внеклеточном и внутриклеточном пространстве. Данная методика позволяет проводить количественный и качественный анализ не только клеточной плотности, но и целостности клеточных мембран, следовательно, является формой функциональной оценки изображений [10], поэтому должна быть включена в стандартные протоколы сканирования органов брюшной полости и забрюшинного пространства (рис. 2, 3).

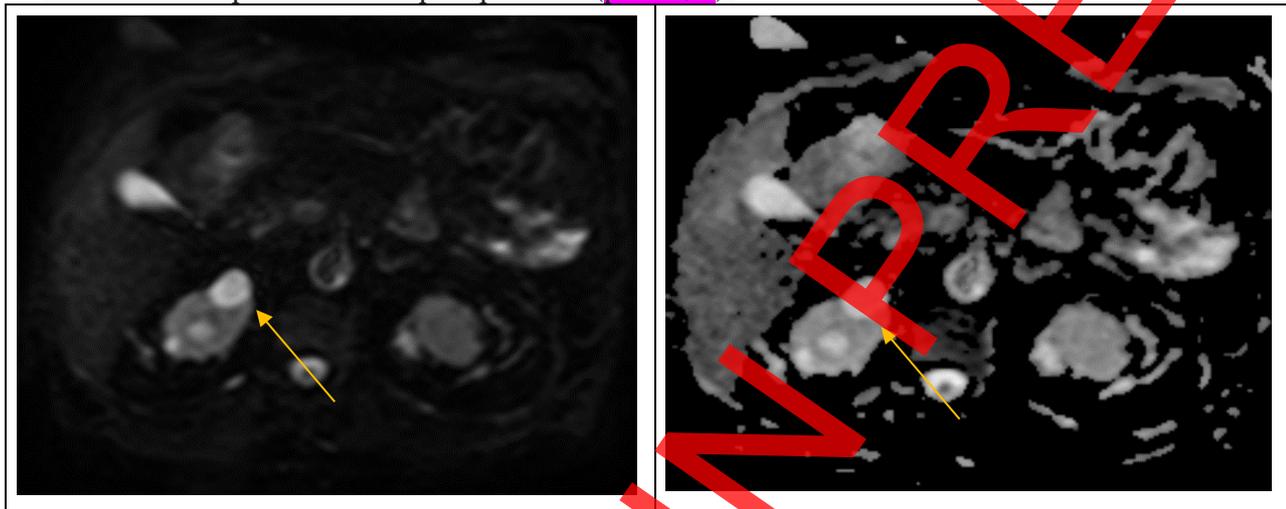


Рис. 2. Магнитно-резонансная томография органов брюшной полости, кортикальные простые кисты почки (стрелки): *a* — диффузионно-взвешенное изображение; *b* — карта измеряемого коэффициента диффузии. Ложное ограничение диффузии.

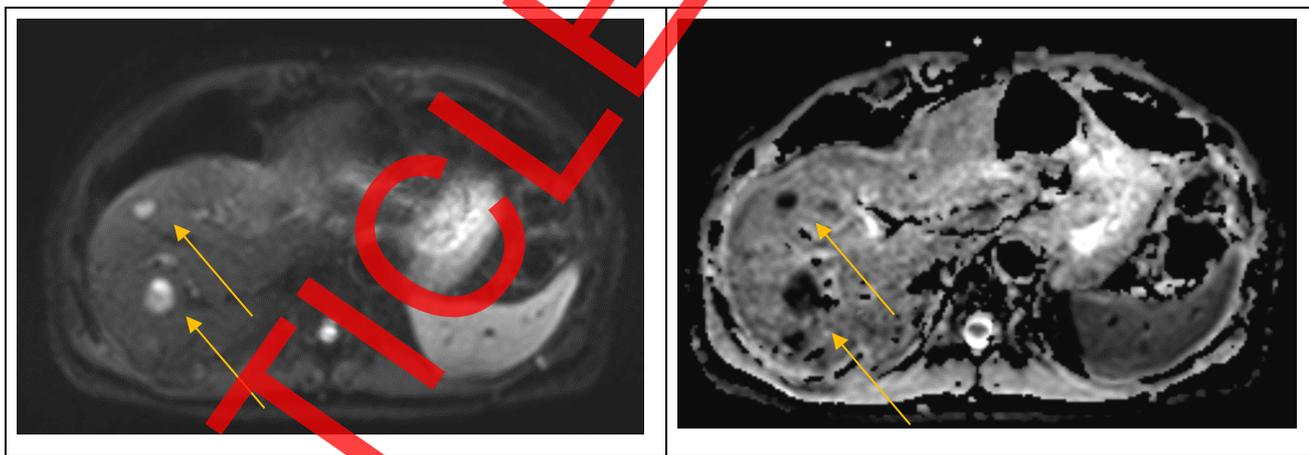


Рис. 3. Магнитно-резонансная томография органов брюшной полости, очаги вторичного генеза в печени (стрелки): *a* — диффузионно-взвешенное изображение; *b* — карта измеряемого коэффициента диффузии. Истинное ограничение диффузии.

Изначально ДВИ наиболее часто использовали в диагностике патологии головного мозга, прежде всего инсультов: изменения сигнала на данной импульсной последовательности позволяют диагностировать ишемические изменения задолго до того, как они становятся очевидными на T2-ВИ. На сегодняшний день благодаря разработке высокоамплитудных градиентов, многоканальных поверхностных катушек

и параллельной визуализации ДВИ используют для диагностики различной экстракраниальной патологии [11].

Диффузия пропорциональна клеточной плотности и целостности клеточных мембран: ограничение диффузии наблюдается в тканях с повышенной клеточностью или уменьшением объёма внеклеточной жидкости (например, в некоторых опухолях, абсцессах; рис. 4), а также при наличии цитотоксического отёка. Относительно свободная диффузия наблюдается в тканях с низкой плотностью клеток или при повреждении их мембран, например в кистах или некротизированных тканях [12, 13].

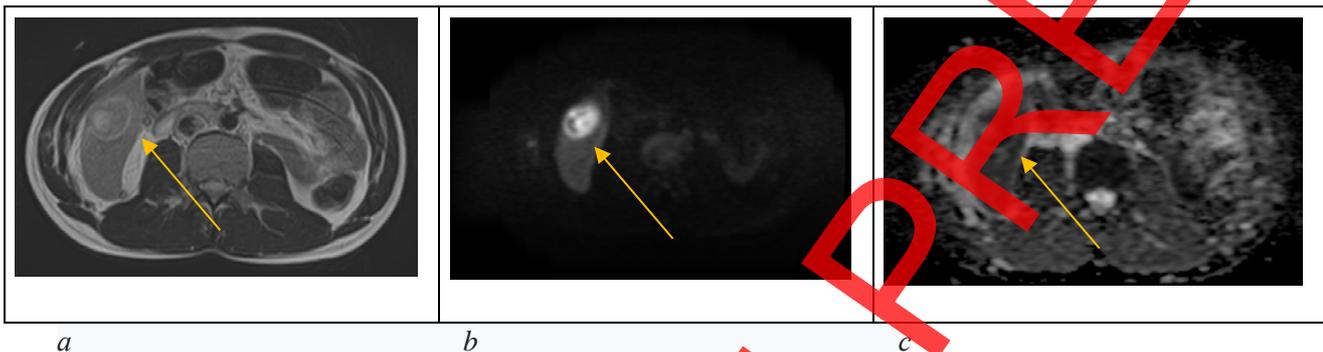


Рис. 4. Магнитно-резонансная томография органов брюшной полости, инкапсулированное объёмное образование печени — абсцесс (стрелки): *a* — T2-взвешенное изображение; *b* — измеряемый коэффициент диффузии; *c* — карта измеряемого коэффициента диффузии.

Чувствительность ДВИ к движениям молекул воды можно варьировать путём изменения амплитуды градиента, его длительности и временного интервала между парными градиентами. Для этого используется *b*-фактор, который пропорционален вышеописанным критериям. Молекулы воды с высокой степенью движения или большим расстоянием диффузии (например, во внутрисосудистом пространстве) демонстрируют затухание сигнала с малыми значениями *b*-фактора (например, $b = 50\text{--}100\text{ мм}^2/\text{сек}$). Напротив, высокие значения *b*-фактора (например, $b=1000\text{ мм}^2/\text{сек}$) обычно используются для отображения медленно движущихся молекул воды или малых расстояний диффузии, поскольку они демонстрируют более медленное затухание сигнала (с увеличением значений *b*-фактора). Для корректной интерпретации ДВИ должны выполняться с использованием как минимум двух *b*-факторов: $b = 0\text{ мм}^2/\text{сек}$ и $b = 100\text{--}1000\text{ мм}^2/\text{сек}$, поскольку ДВИ, полученные с использованием *b*-фактора $= 0\text{ мм}^2/\text{с}$, представляет собой T2-взвешенную последовательность. При низких значениях *b* (например, $200\text{ мм}^2/\text{с}$ или меньше) измеряемый коэффициент диффузии зависит от тканевой перфузии и диффузии воды, а при увеличении *b*-фактора эффекты перфузии снижаются. В целом, чем выше *b*-фактор, тем более чувствительна последовательность к эффектам диффузии; кроме того, высокие значения *b*-фактора (например, $100\text{--}1000\text{ мм}^2/\text{сек}$) более оптимальны для подавления фонового сигнала [10, 14].

РУТИННЫЙ ПРОТОКОЛ СКАНИРОВАНИЯ

В большинстве случаев протокол сканирования органов брюшной полости включает T2-ВИ, пре- и постконтрастные T1-ВИ, в том числе с функцией жироподавления, ДВИ и МР-холангиопанкреатографию (МРХПГ). Данные последовательности позволяют с достаточно высокой точностью визуализировать изменения не только паренхиматозных и стенок полых органов, желчных протоков, но и изменения брюшины, органов забрюшинного пространства и клетчаточных пространств (табл. 2). Однако, в зависимости от клинической ситуации, целей и задач

исследования этот протокол может быть дополнен или сокращён. По рекомендации Американской ассоциации радиологов (American College of Radiology, ACR), толщина среза не должна превышать 8 мм, расстояние между срезами — не более 2 мм, при этом предпочтительно использовать более тонкие срезы [15].

Стандартные T2-ВИ выполняются во фронтальной и аксиальной проекциях с использованием спинного эха. Данные последовательности имеют относительно длительное время сбора данных, но позволяют получить высокое соотношение «сигнал–шум». На фоне дыхания пациента, пульсации крупных сосудов и перистальтики кишечника рутинное использование данного подхода в абдоминальной радиологии ограничено. В таких случаях может проводиться синхронизация с дыханием, что увеличивает время сканирования (до 5–7 мин), при этом коррекция двигательной активности не является абсолютной: в большинстве случаев наблюдается эффект размытия на границе органов, что потенциально может затруднять диагностику различной патологии. Именно поэтому в настоящее время T2-ВИ чаще получают с использованием Accelerated fast spin-echo, Single-shot accelerated fast spin-echo или Steady-state free precession последовательностей (рис. 5).

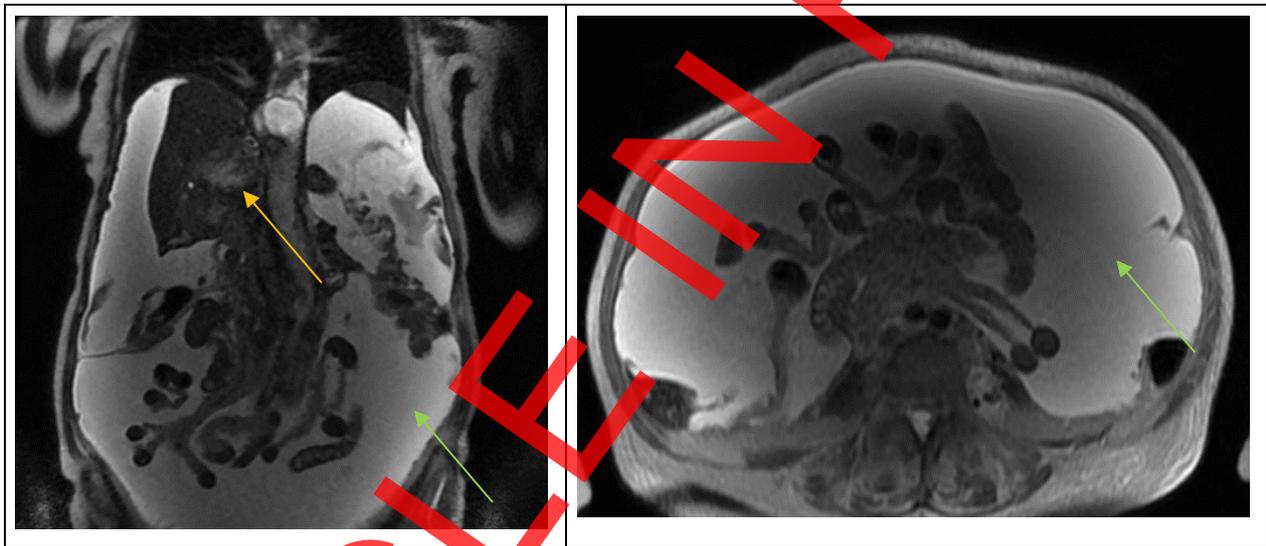


Рис. 5. Режим SSFSE: гепатоцеллюлярный рак с инвазией нижней полой вены (жёлтая стрелка), напряжённым асцитом (зелёная стрелка): *a* — корональная проекция; *b* — аксиальная проекция.

Изображения могут быть получены на задержке дыхания пациента или без неё. При использовании методики без задержки дыхания следует приложить все усилия для сведения к минимуму артефактов от дыхательных движений, используя множественные усреднения сигнала и/или респираторную компенсацию/триггер дыхания. Основным отличием от стандартного спинного эха является относительное снижение тканевого контраста, что потенциально может привести к диагностическим ошибкам, в особенности мелких изменений на фоне неизменной ткани паренхиматозного органа (например, гепатоцеллюлярная карцинома малых размеров). Тем не менее данный недостаток компенсируется T1-ВИ: как правило, данные участки имеют более длительное время T1 относительно неизменной ткани и хорошо визуализируются на нативных SGE-последовательностях или ранних (артериальных) постконтрастных изображениях в виде очаговых изменений со сниженным сигналом.

МРХПГ основана на модифицированной спин-эхо последовательности, где время TE составляет порядка 250–500 мс с получением «сильно-взвешенных» T2-изображений (heavily T2-weighted images). Удлинение TE приводит к «затемнению» мягких тканей, а жидкость, присутствующая в жёлчных протоках и протоках поджелудочной железы, используется в качестве «собственного» контрастного вещества.

Поскольку заполненные жидкостью структуры в брюшной полости имеют более длительное время релаксации T2, они выглядят гиперинтенсивными на фоне окружающих их мягких тканей. МРХПГ следует выполнять до того, как контраст попадёт в жёлчные протоки (при использовании гепатоспецифических контрастных препаратов), так как гадолиний сокращает время T2, что приводит к ухудшению визуализации билиарной системы, поэтому МРХПГ выполняется до или не позже 5 мин после введения контрастного препарата (ДВИ, например, для экономии времени можно выполнять после введения контрастного вещества даже через 5 мин и более). Кроме того, для оптимальной визуализации может проводиться мультипланарная реконструкция полученных изображений (MPR, multiplanar reconstruction) и проекции максимальной интенсивности (MIP, maximum intensity projection).

T1-ВИ выполняют с использованием спин-эхо последовательностей (turbo spin-echo [TSE] or fast spin-echo [FSE]), хотя метод градиентного эха (SGE) обычно более предпочтителен, поскольку имеет гораздо более короткое время сбора данных.

Для более точной оценки стеатоза печени или признаков гемохроматоза в стандартный протокол сканирования должны быть также включены T1-ВИ, выполненные в фазе и противофазе. Кроме того, данная последовательность не менее информативна в диагностике аденомы надпочечника (рис. 6), светлоклеточного рака почки или жировой инфильтрации поджелудочной железы (рис. 7). Очевидно, что данные последовательности должны быть получены до введения контрастного вещества. Изображения вне фазы позволяют оценить потерю сигнала от жировой ткани и жиросодержащих образований, например аденомы печени или гепатоцеллюлярного рака. При этом золотым стандартом неинвазивной количественной оценки стеатоза печени является определение жировой фракции на последовательности, взвешенной по протонной плотности (proton density fat fraction, PDFF). Однако данная последовательность в рутинном протоколе не используется.

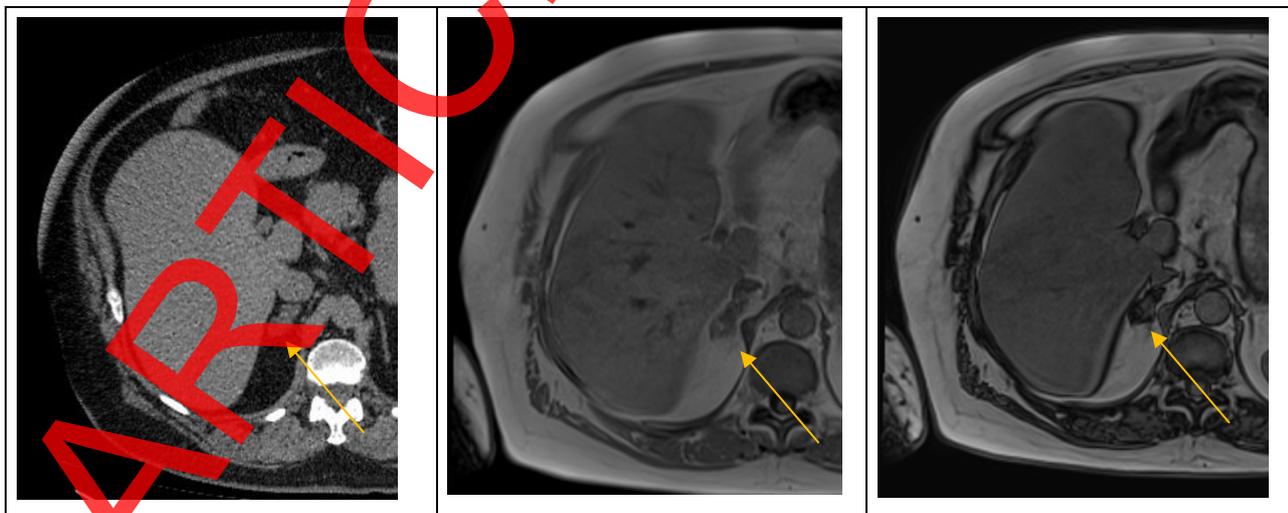
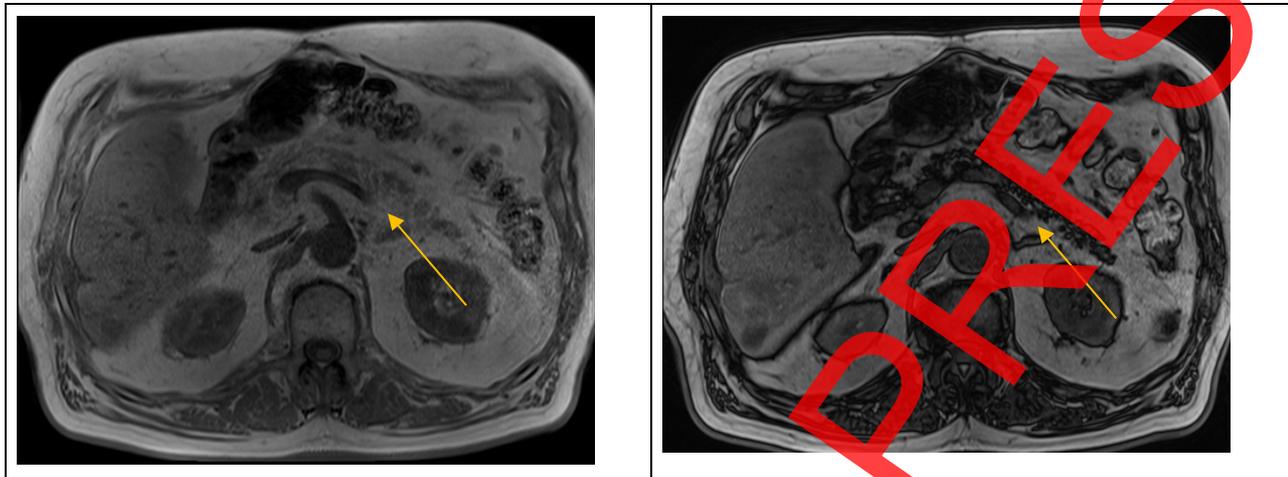


Рис. 6. Компьютерная томография органов брюшной полости, аксиальная проекция (a): определяется образование неоднородной плотности в правом надпочечнике (стрелка);

магнитно-резонансная томография органов брюшной полости (*b, c*), в фазе (*b*; in phase), противофазе (*c*; opposed phase): определяется характерное выпадение сигнала от жирового компонента аденомы на противофазе (стрелки).



a

b

Рис. 7. Магнитно-резонансная томография органов брюшной полости, липоматоз поджелудочной железы (стрелки): *a* — фаза (in phase), *b* — противофаза (opposed phase). На opposed phase определяется выпадение сигнала от поджелудочной железы на фоне нормального сигнала от печени.

Динамические пре- и постконтрастные Т1-ВИ получают с использованием 2D- или 3D-импульсных последовательностей [6], при этом использование 3D-последовательностей является более предпочтительным, так как минимизация толщины среза позволяет уменьшить артефакты усечения данных (truncation artifacts). Изначально 3D SGE последовательности использовали для визуализации сосудистой анатомии (MP-ангиография; рис. 8). В настоящее время данная техника широко используется для отображения мягкотканых структур брюшной полости и малого таза. Короткие значения TR и TE позволяют получать большое количество тонких срезов за одну задержку дыхания. Потенциальным ограничением данной последовательности является относительно невысокое соотношение «сигнал-шум», однако данный недостаток компенсируется использованием внутривенного контрастирования.

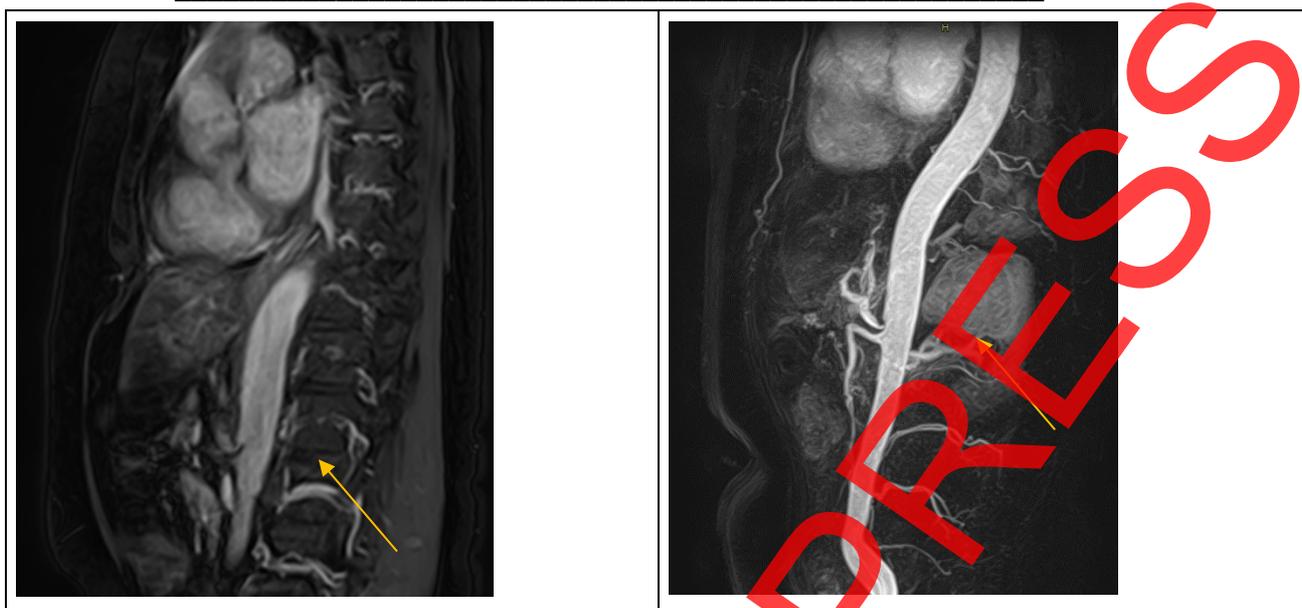


Рис. 8. Магнитно-резонансная ангиография брюшной аорты и её ветвей с контрастным усилением. Экстравазальная компрессия чревного ствола ножками диафрагмы (стрелки): *a* — SSFE; *b* — с контрастным усилением в режиме 3D.

У неконтактных пациентов SGE могут выполняться без задержки дыхания: к таким последовательностям относят MP-RAGE (magnetization prepared rapid acquisition gradient) и Turbo FLASH (turbo-fast low angle shot). Ограничением данного подхода является относительно низкий T1-взвешенный тканевой контраст (при сравнении со стандартными SGE). Другим недостатком является невозможность использования данной методики для динамического контрастирования печени, особенно при получении ранней артериальной фазы: на получение одного среза требуется около 1,5 сек, поэтому разница во времени при сканировании верхних и нижних отделов печени не позволяет захватить все отделы в течении одной (артериальной) фазы. Напротив, стандартные SGE-последовательности, несмотря на чувствительность к движениям, имеют высокое временное разрешение для отображения нужного объема ткани.

ДВИ широко используются в абдоминальной радиологии. Наиболее часто применяются SS-EPI последовательности (single-shot echo-planar) на задержке дыхания или без неё. Для сокращения времени сканирования и более точного вычисления измеряемого коэффициента диффузии используются параллельный сбор данных, а современные методики позволяют получать ДВИ с высоким пространственным разрешением менее чем за 1 мин сканирования (simultaneous multislice imaging, SMS DWI) [16] (рис. 9).

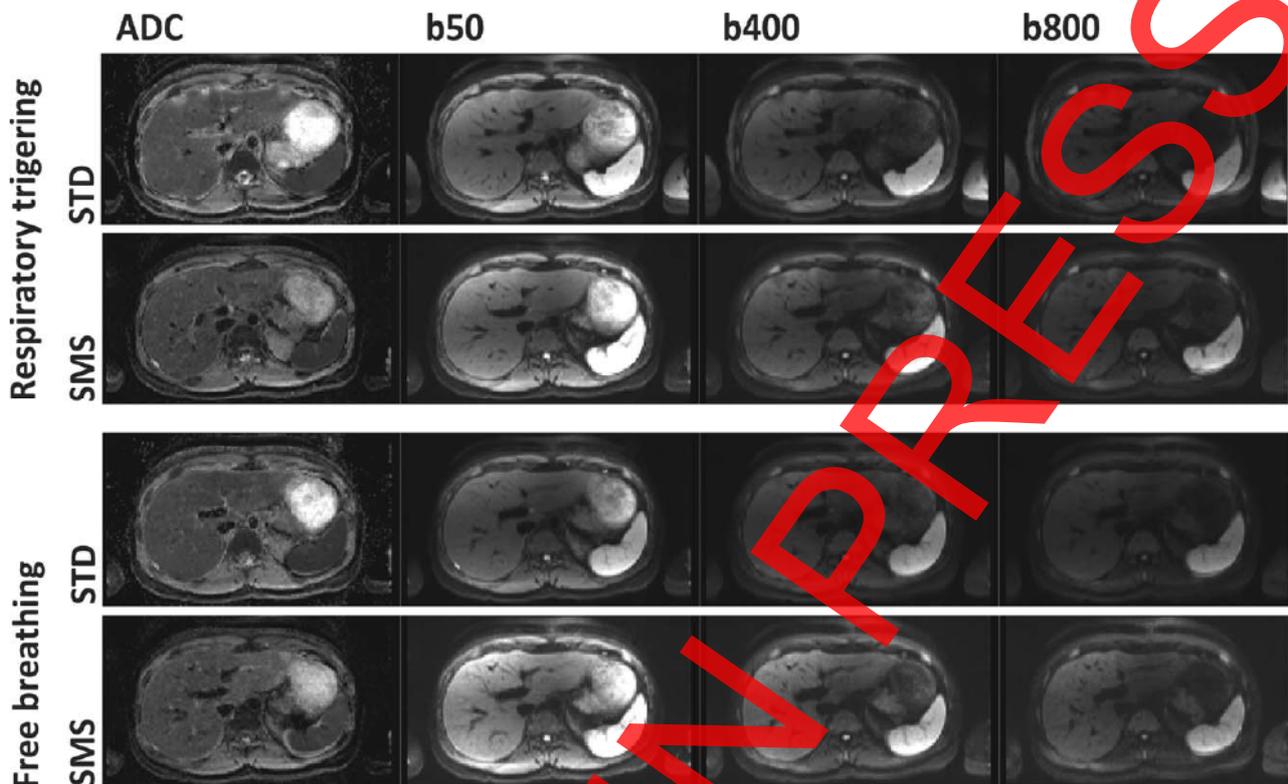


Рис. 9. Сравнение изображений стандартных (STD DWI) и одновременных (SMS DWI) мультисрезовых диффузионно-взвешенных изображений на свободном дыхании (FB) и триггере дыхания (RT) с использованием различных b-факторов (50, 400, 800 с/мм²) и соответствующие измеряемые коэффициенты диффузии (ADC). Среднее время сканирования с использованием стандартных диффузионно-взвешенных изображений составило 10:30 мин (5:56–18:13), с использованием SMS DWI — 3:29 мин (2:19–4:27) [16].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

МРТ является одним из основных методов диагностики заболеваний органов брюшной полости и забрюшинного пространства, который позволяет с высокой диагностической точностью и воспроизводимостью визуализировать очаговые или диффузные изменения паренхиматозных и полых органов. Мультипараметрический протокол сканирования предоставляет информацию не только о взаимной топографии органов и их структуре, но и о функциональном состоянии тканей, что позволяет перейти от структурной к функциональной оценке изображений.

В большинстве случаев стандартный протокол сканирования органов брюшной полости включает в себя T1-ВИ, T2-ВИ, ДВИ, МРХПГ, при этом в зависимости от целей исследования и состояния пациента данный протокол может быть сокращён или дополнен.

В настоящее время существует большое количество различных импульсных последовательностей, а существующие технические разработки и достижения позволяют упростить процесс сканирования и сократить время на получение изображений, повышая при этом воспроизводимость методик в различных учреждениях здравоохранения, даже среди пользователей с небольшим опытом работы.

ДОПОЛНИТЕЛЬНО

Источник финансирования. Авторы заявляют об отсутствии внешнего финансирования при проведении поисково-аналитической работы.

Конфликт интересов. Авторы декларируют отсутствие явных и потенциальных конфликтов интересов, связанных с публикацией настоящей статьи.

Вклад авторов. Все авторы подтверждают соответствие своего авторства международным критериям ICMJE (все авторы внесли вклад в разработку концепции, проведение исследования и подготовку статьи, прочли и одобрили финальную версию перед публикацией).

ADDITIONAL INFORMATION

Funding source. This article was not supported by any external sources of funding.

Competing interests. The authors declare that they have no competing interests.

Authors' contribution. All authors made a substantial contribution to the conception of the work, acquisition, analysis, interpretation of data for the work, drafting and revising the work, final approval of the version to be published and agree to be accountable for all aspects of the work.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hussain S.M., Sorrell M.F. Liver MRI: Correlation with other imaging modalities and histopathology, second edition. Springer, 2015. doi: 10.1007/978-3-319-06004-0
2. Runge V.M., Clanton J.A., Partain C.L., James A.E. Respiratory gating in magnetic resonance imaging at 0.5 Tesla // Radiology. 1984. Vol. 151, N 2. P. 521–523. doi: 10.1148/radiology.151.2.6709928
3. Bailes D.R., Gilderdale D.J., Bydder G.M., et al. Respiratory ordered phase encoding (ROPE): A method for reducing respiratory motion artefacts in MR imaging // J Comput Assist Tomogr. 1985. Vol. 9, N 4. P. 835–838.
4. American College of Radiology [интернет-ресурс]. ACR-SAR-SPR practice parameter for the performance of magnetic resonance (MR) Enterography. Режим доступа: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/MR-Enterog.pdf>. Дата обращения: 17.01.2023.
5. Semelka R.C., Kelekis N.L., Thomasson D., et al. HASTE MR imaging: Description of technique and preliminary results in the abdomen // J Mag Reson Imaging. 1996. Vol. 6, N 4. P. 698–699. doi: 10.1002/jmri.1880060420
6. Rofsky N.M., Lee V.S., Laub G., et al. Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination // Radiology. 1999. Vol. 212, N 3. P. 876–884. doi: 10.1148/radiology.212.3.r99se34876
7. Syrkashev E.M., Solopova A.E., Kulabukhova E.A. Magnetic resonance imaging in the diagnosis of peritoneal carcinomatosis indissemiated ovarian cancer // Obstetrics Gynecology. 2020. N 9. P. 38–47. doi: 10.18565/aig.2020.9.38-47
8. Vanderveen K.A., Hussain H.K. Magnetic resonance imaging of cholangiocarcinoma // Cancer Imaging. 2004. Vol. 4, N 2. P. 104–115. doi: 10.1102/1470-7330.2004.0018
9. Kilcoyne A., Kaplan J.L., Gee M.S. Inflammatory bowel disease imaging: Current practice and future directions // World J Gastroenterol. 2016. Vol. 22, N 3. P. 917–932. doi: 10.3748/wjg.v22.i3.917
10. Koh D.M., Collins D.J. Diffusion-weighted MRI in the body: Applications and challenges in oncology // AJR Am J Roentgenol. 2007. Vol. 188, N 6. P. 1622–1635. doi: 10.2214/AJR.06.1403
11. Abuladze L.R., Semenov D.S., Panina O.Y., Vasilev Y.A. Optimized biparametric magnetic resonance imaging protocol for prostate cancer detection // Digit Diagnostics. 2022. Vol. 3, N 3. P. 166–177. doi: 10.17816/dd108484
12. Thoeny H.C., De Keyzer F. Extracranial applications of diffusion-weighted magnetic

resonance imaging // *Eur Radiol*. 2007. Vol. 17, N 6. P. 1385–1393. doi: 10.1007/s00330-006-0547-0

13. Charles-Edwards E.M., De Souza N.M. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging and its application to cancer // *Cancer Imaging*. 2006. Vol. 6, N 1. P. 135–143. doi: 10.1102/1470-7330.2006.0021

14. Kele P.G., van der Jagt E.J. Diffusion weighted imaging in the liver // *World J Gastroenterol*. 2010. Vol. 16, N 13. P. 1567–1576. doi: 10.3748/wjg.v16.i13.1567

15. Monticciolo L., Podberesky D.J., Pollack M.S., et al. ACR-SAR-SPR practice parameter for the performance of magnetic resonance imaging (MRI) of the abdomen (Excluding the Liver). Semantic Scholar; 2015. Режим доступа: [https://www.semanticscholar.org/paper/ACR-%E2%80%93SAR-%E2%80%93SPR-PRACTICE-PARAMETER-FOR-THE-OF-\(-MRI-Monticciolo-Podberesky/7dc9771a1b5aaec215c99fd74ab5e659738cf4fd](https://www.semanticscholar.org/paper/ACR-%E2%80%93SAR-%E2%80%93SPR-PRACTICE-PARAMETER-FOR-THE-OF-(-MRI-Monticciolo-Podberesky/7dc9771a1b5aaec215c99fd74ab5e659738cf4fd). Дата обращения: 17.01.2023.

16. Taron J., Martirosian P., Erb M., et al. Simultaneous multislice diffusion-weighted MRI of the liver: Analysis of different breathing schemes in comparison to standard sequences // *J Magn Reson Imaging*. 2016. Vol. 44, N 4. P. 865–879. doi: 10.1002/jmri.25204

REFERENCES

1. Hussain SM, Sorrell MF. Liver MRI: Correlation with other imaging modalities and histopathology, second edition. Springer; 2015. doi: 10.1007/978-3-319-06004-0

2. Runge VM, Clanton JA, Partain CL, James AE. Respiratory gating in magnetic resonance imaging at 0.5 Tesla. *Radiology*. 1984;151(2):521–523. doi: 10.1148/radiology.151.2.6709928

3. Bailes DR, Gilderdale DJ, Bydder GM, et al. Respiratory ordered phase encoding (ROPE): A method for reducing respiratory motion artefacts in MR imaging. *J Comput Assist Tomogr*. 1985;9(4):835–838.

4. American College of Radiology [online]. ACR-SAR-SPR practice parameter for the performance of magnetic resonance (MR) Enterography. Available from: <https://www.acr.org/-/media/ACR/Files/Practice-Parameters/MR-Enterog.pdf>. Accessed: 17.01.2023.

5. Semelka RC, Kelekis NL, Thomasson D, et al. HASTE MR imaging: Description of technique and preliminary results in the abdomen. *J Mag Reson Imaging*. 1996;6(4):698–699. doi: 10.1002/jmri.1880060420

6. Rofsky NM, Lee VS, Laub G, et al. Abdominal MR imaging with a volumetric interpolated breath-hold examination. *Radiology*. 1999;212(3):876–884. doi: 10.1148/radiology.212.3.199se34876

7. Syrkashev EM, Solopova A, Kulabukhova EA. Magnetic resonance imaging in the diagnosis of peritoneal carcinomatosis indissemiated ovarian cancer. *Obstetrics Gynecology*. 2020;(9):38–47. doi: 10.18565/aig.2020.9.38-47

8. Vanderveen KA, Hussain HK. Magnetic resonance imaging of cholangiocarcinoma. *Cancer Imaging*. 2004;4(2):104–115. doi: 10.1102/1470-7330.2004.0018

9. Kilcoyne A, Kaplan JL, Gee MS. Inflammatory bowel disease imaging: Current practice and future directions. *World J Gastroenterol*. 2016;22(3):917–932. doi: 10.3748/wjg.v22.i3.917

10. Koh DM, Collins DJ. Diffusion-weighted MRI in the body: Applications and challenges in oncology. *AJR Am J Roentgenol*. 2007;188(6):1622–1635. doi: 10.2214/AJR.06.1403

11. Abuladze LR, Semenov DS, Panina OY, Vasilev YA. Optimized biparametric magnetic resonance imaging protocol for prostate cancer detection. *Digit Diagnostics*. 2022;3(3):166–177. doi: 10.17816/dd108484

12. Thoeny HC, De Keyzer F. Extracranial applications of diffusion-weighted magnetic resonance imaging. *Eur Radiol.* 2007;17(6):1385–1393. doi: 10.1007/s00330-006-0547-0
13. Charles-Edwards EM, De Souza NM. Diffusion-weighted magnetic resonance imaging and its application to cancer. *Cancer Imaging.* 2006;6(1):135–143. doi: 10.1102/1470-7330.2006.0021
14. Kele PG, van der Jagt EJ. Diffusion weighted imaging in the liver. *World J Gastroenterol.* 2010;16(13):1567–1576. doi: 10.3748/wjg.v16.i13.1567
15. Monticciolo L, Podberesky DJ, Pollack MS, et al. ACR-SAR-SPR practice parameter for the performance of magnetic resonance imaging (MRI) of the abdomen (Excluding the Liver). Semantic Scholar; 2015. Available from: [https://www.semanticscholar.org/paper/ACR-%E2%80%93SAR-%E2%80%93SPR-PRACTICE-PARAMETER-FOR-THE-OF-\(-MRI-Monticciolo-Podberesky/7dc9771a1b5aaec215c99fd74ab5e659738cf4fd](https://www.semanticscholar.org/paper/ACR-%E2%80%93SAR-%E2%80%93SPR-PRACTICE-PARAMETER-FOR-THE-OF-(-MRI-Monticciolo-Podberesky/7dc9771a1b5aaec215c99fd74ab5e659738cf4fd). Accessed: 17.01.2023.
16. Taron J, Martirosian P, Erb M, et al. Simultaneous multislice diffusion-weighted MRI of the liver: Analysis of different breathing schemes in comparison to standard sequences. *J Magn Reson Imaging.* 2016;44(4):865–879. doi: 10.1002/jmri.25204

ОБ АВТОРАХ	AUTHORS' INFO
<p>*Сыркашев Егор Михайлович, к.м.н.; адрес: Россия, 127051, Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1; ORCID: 0000-0003-4043-907X; eLibrary SPIN: 1901-5364; e-mail: egorsrkshv@mail.ru</p>	<p>*Egor M. Syrkashev, MD, Cand Sci (Med.); address: 24/1 Petrovka street, 127051 Moscow, Russia; ORCID: 0000-0003-4043-907X eLibrary SPIN: 1901-5364 e-mail: egorsrkshv@mail.ru</p>
<p>Кадырбердиева Фаина З., к.м.н.; ORCID: 0009-0004-7787-3413; e-mail: k.faina1992@mail.ru</p>	<p>Faina Z. Kadyrberdieva, MD, Cand Sci (Med.); ORCID: 0009-0004-7787-3413 e-mail: k.faina1992@mail.ru</p>
<p>Абуладзе Лия Руслановна; ORCID: https://orcid.org/0000-0001-6745-1672; eLibrary SPIN: 8640-9989; e-mail: AbuladzeLR@zdrav.mos.ru</p>	<p>Liya R. Abuladze, MD; ORCID: https://orcid.org/0000-0001-6745-1672; eLibrary SPIN: 8640-9989; e-mail: AbuladzeLR@zdrav.mos.ru</p>
<p>Семенов Дмитрий Сергеевич, ORCID: https://orcid.org/0000-0002-4293-2514; eLibrary SPIN: 2278-7290; e-mail: semenovds4@zdrav.mos.ru</p>	<p>Dmitriy S. Semenov; ORCID: https://orcid.org/0000-0002-4293-2514; eLibrary SPIN: 2278-7290; e-mail: semenovds4@zdrav.mos.ru</p>
<p>Привалова Екатерина Геннадьевна, д.м.н.; ORCID: https://orcid.org/0000-0002-9851-9390; eLibrary SPIN: 6546-5135; e-mail: e-privalova@mail.ru</p>	<p>Ekaterina G. Privalova, MD, Dr.Sci. (Med.) ORCID: https://orcid.org/0000-0002-9851-9390; eLibrary SPIN: 6546-5135; e-mail: e-privalova@mail.ru</p>
<p>* Автор, ответственный за переписку / Corresponding author</p>	

Таблица 1. Название основных импульсных последовательностей у основных производителей магнитно-резонансных томографов

Производитель \ Импульсные последовательности	TOSHIBA	PHILIPS	GE	SIEMENS
Spin-Echo	SE	SE	SE	SE
Fast Spin-Echo	FSE	TSE	FSE	TSE
Single Shot Fast Spin-Echo	FASE	SSh TSE	SSFSE/RARE	HASTE
Gradient Echo	FE	FFE	GRASSE, GRE	FISP, GRE
	T1-FE	CE-FFE T1	SPGR	FLASH
	-	CE-FFE T2	SSFP	PSIF
Steady State Fast Field Echo	TrueSSFP	Balanced FFE (BFFE)	FIESTA	True FISP
Fast Scan	FFE	TFE	Rapid SPGR	TurboFlash
Saturation Bands	PreSat	REST	SAT	PreSAT
Fat, water and Background Suppression	FatSat	SPIR	CHEMSAT	FATSAT

Примечание. Spin-Echo (спиновое эхо); Fast Spin-Echo (быстрое спиновое эхо); Single Shot Fast Spin-Echo (короткое однократное быстрое спиновое эхо); Gradient Echo (градиентное эхо); Steady State Fast Field Echo (стационарная свободная процессия); Fast Scan (быстрое полевое эхо); Saturation Bands (полосы насыщения); Fat, water and background Suppression (последовательности с подавлением сигнала от жира, воды и окружающих тканей).

Таблица 2. Основные импульсные последовательности и их значение в диагностике патологии органов брюшной полости и забрюшинного пространства

Импульсная последовательность	Основное значение
T1 FS	Используется для распознавания изменений, состоящих преимущественно из жира или включающих жировую ткань или геморрагический компонент (например, ангиомиолипомы, тератомы, жировая дистрофия поджелудочной железы, кортикомедуллярная дифференцировка почек). Является обзорной при исследовании органов брюшной полости, используется при введении контрастных препаратов
T1 in-phase, out-of-phase	Используются для отображения изменённых тканей, когда в одном и том же вокселе наблюдается совокупность протонов жира и воды (жировая дистрофия печени, аденома надпочечника, гемохроматоз, гемосидероз). Дают информацию об аномально повышенном содержании жидкости или фиброзной ткани (кровоизлияние в подострой стадии, жир или высокобелковое содержимое)

T2, T2 FS	Используются для отображения повышенного количества серозной жидкости, гемангиом, билиарных гамартом, отёка тканей, кист с геморрагическим или высокобелковым содержимым, фиброзных изменений. В совокупности с out-of-phase T1 могут использоваться для детекции железа. Являются обзорными при исследовании органов брюшной полости
DWI	Первичные и вторичные опухоли органов брюшной полости и забрюшинного пространства, в т.ч. не визуализируемые на T1 и T2 (например, диссеминаты по брюшине)
MRCP	Оценка панкреатобилиарной системы (стриктуры, кистозные изменения внутрипечёночных желчных протоков, холедохолитиаз, кистозные изменения поджелудочной железы)

ARTICLE IN PRESS