



Контрастная МРТ с эффектом переноса намагниченности при исследовании метастатического поражения печени

Бородин О.Ю.^{1,2}, Ермакова А.А.², Сенько А.А.², Санников М.Ю.¹

¹ ОГАУЗ “Томский областной онкологический диспансер”, Томск, Россия

² ГБОУ ВПО “Сибирский государственный медицинский университет” Минздрава России, Томск, Россия

Contrast-Enhanced MRI with Magnetization Transfer Effect in the Imaging of Liver Metastatic Lesions

Borodin O.Yu.^{1,2}, Ermakova A.A.², Senko A.A.², Sannikov M.Yu.¹

¹ Tomsk Regional Oncology Center, Tomsk, Russia

² Siberian State Medical University, Tomsk, Russia

Цель исследования: разработка оптимальной импульсной последовательности с использованием эффекта переноса намагниченности для выявления метастазов в печени малых размеров (до 1 см).

Материал и методы. Пилотные испытания проведены с использованием жир- и контрастсодержащих фантомов, сканированных со смещением резонансной частоты в диапазоне от –1200 до +1200 Гц и отклонением угла от 0 до 800°. Клинические исследования брюшной полости (n = 13) выполнены в режимах T1-FatSat field-echo (FE) и T1-turbo-spin-echo (TSE) Magnetization Transfer Contrast (MTC) у пациентов с метастатическим очаговым поражением печени (n = 103).

Результаты. Была разработана импульсная последовательность T1-TSE-MTC с параметрами импульса: Offset Frequency = –210 Гц и FA = 600°. При клиническом испытании протокола с T1 TSE MTC показано значимое увеличение отношения контраст/шум (p < 0,001) и коэффициента усиления (p < 0,05) между очаговыми изменениями и размером (n = 103) и окружающей тканью пече-

ни в сравнении с протоколом T1-FE-FatSat и преимущественно за счет лучшей визуализации очагов до 1 см. Выявлено значимое (p < 0,02) повышение показателей чувствительности при использовании T1-TSE-MTC.

Выводы. Использование T1-взвешенных изображений с использованием импульсной последовательности T1-TSE с эффектом переноса намагниченности повышает контрастность и интенсивность контрастирования очаговых метастатических поражений печени.

Ключевые слова: МРТ, перенос намагниченности, контрастность, поражения печени, метастазы.

Purpose: to develop optimal pulse sequence with magnetization transfer effect to detect metastases smaller than 1 cm diameter in the liver.

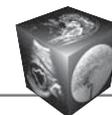
Materials and Methods. Pilot tests were carried out using fat containing and contrast containing phantoms, which were scanned with the offset resonance frequency in the range from –1200 Hz to +1200 Hz and the flip angle from

Для корреспонденции: Бородин Олег Юрьевич – 634063 Томск, ул. И. Черных, 96, стр. 16. Томский областной онкологический диспансер. Тел.: 8-3822-90-95-20. E-mail: oyborodin@yandex.ru

Бородин Олег Юрьевич – канд. мед. наук, заведующий отделением лучевой диагностики ОГАУЗ ТООД, ассистент кафедры биофизики и функциональной диагностики СибГМУ, Томск; **Ермакова Анастасия Александровна** – студентка VI курса медико-биологического факультета СибГМУ, Томск; **Сенько Анна Андреевна** – интерн кафедры лучевой диагностики СибГМУ, Томск; **Санников Максим Юрьевич** – врач-рентгенолог отделения лучевой диагностики ОГАУЗ ТООД, Томск.

Contact: Borodin Oleg Yurievich – 634063 Tomsk, I. Chernih str, bld. 96, corp.16. Tomsk regional oncology center. Phone: +7-3822-90-95-20. E-mail: oyborodin@yandex.ru

Borodin Oleg Yurievich – cand. of med. sci., head of radiology department of Tomsk Regional Oncology Center, assistant of department of biophysics and functional diagnostic of Siberian State Medical University, Tomsk; **Ermakova Anastasiya Aleksandrovna** – student of 6th course of medicobiological faculty of Siberian State Medical University, Tomsk; **Senko Anna Andreevna** – intern of the department of radiation diagnosis Siberian State Medical University, Tomsk; **Sannikov Maksim Yurievich** – radiologist of radiology department of Tomsk Regional Oncology Center, Tomsk.



0 to 800. Clinical studies ($n = 13$) of hepatoduodenal area were carried out with patients who have metastatic focal liver lesions ($n = 103$) in the T1-FatSat field-echo (T1-FE-FatSat) mode and in T1-turbo-spin-echo mod with Magnetization Transfer Contrast (T1-TSE-MTC) mode.

Results. It was developed pulse sequence T1-TSE-MTC with parameters: offset frequency = -210 Hz and flip angle = 600 . Using the protocol with T1-TSE-MTC, a significant increase of Contrast to Noise ratio (CNR) ($p < 0.001$) and contrast ratio ($p < 0.05$) between the focal changes up to 1 cm ($n = 103$) and the surrounding tissue of the liver has been shown as compared to the protocol T1-FE and predominantly due to better visualization of foci of up to 1 cm. A significant ($p < 0.02$) increase in sensitivity using T1-TSE MTC was also revealed.

Conclusion. The use of T1-weighted images using the pulse sequence T1-TSE with the effect of the magnetization transfer increases the contrast and intensity of foci of liver metastatic lesions.

Key words: MRI, magnetization transfer, contrast, liver lesions, metastases.

Введение

Раннее выявление очаговых поражений печени, в том числе и метастатических, имеет важное диагностическое значение, так как точное выявление количества, размера и региональное распределение метастазов в печени определяет возможность резекции пораженного сегмента [1, 2].

Благодаря наличию высокого мягкотканного контраста метод магнитно-резонансной томографии (МРТ) позволяет достаточно точно визуализировать очаговые поражения печени любой этиологии [3]. Модернизация программного обеспечения МРТ и появление новых контрастных агентов еще более улучшили диагностическую ценность МРТ в выявлении новообразований [1, 4]. На сегодняшний день наиболее признанным способом выявления очаговых поражений в печени является динамическое контрастное усиление [5–7], проведение которого существенно увеличивает стоимость и продолжительность МР-исследования. Методика переноса намагниченности является одной из возможностей оптимизации контрастности МР-изображений [8–10]. По механизму эффект переноса намагниченности (МТС) является результатом диполь-дипольного взаимодействия протонов свободных молекул воды с протонами макромолекул ткани. Должный подбор внерезонансного насыщающего импульса, применяемого с частотой, отстоящей от центральной частоты спиновой системы, позволяет оказывать воздействие на протоны макромолекул, без оказания непосредственного влияния на протоны воды. Поскольку молекулы разных тканей имеют разную силу взаимодействия, эффект переноса намагниченности создает высокий контраст ткани [11–15].

Известно, что эффект переноса намагниченности сочетается с такими импульсными последовательностями, как спин-эхо – Spin-Echo (SE) и турбо-спин-эхо – Turbo-Spin-Echo (TSE) [10, 13, 16, 17].

Несмотря на то что методика контрастирования переносом намагниченности известна достаточно давно, изменение параметров внерезонансного насыщающего импульса до сих пор не применялось в исследованиях гепатодуоденальной области (ГДО). Наиболее часто применение метода МТС использовалось в нейровизуализации при демиелинизирующих процессах [19–22]. В отношении же печени на сегодняшний день не существует общепринятого протокола сканирования с применением эффекта переноса намагниченности для МР-исследования ГДО, а рекомендации по настройке параметров внерезонансного насыщающего импульса для подавления МР-сигнала от жировой ткани отсутствуют. Для получения постконтрастных изображений ГДО используется T1 градиентное эхо (FE) в сочетании с жироподавлением (FatSat) [4, 18]. Так как импульсная последовательность FE не предполагает использование эффекта переноса намагниченности, было предложено использовать сочетание эффекта переноса намагниченности с импульсной последовательностью turbo-spin-echo (TSE) с намерением снизить интенсивность сигнала от жировой ткани. Таким образом, возникла необходимость провести сравнительный анализ визуализации очаговых метастатических поражений печени, выявленных в стандартном режиме T1-FE-FatSat и в экспериментальном режиме T1-TSE-MTC.

Цель исследования

Изучить диагностические возможности импульсной последовательности на основе быстрого спин-эхо (TSE; FSE) с эффектом переноса намагниченности в диагностике очаговой патологии печени.

Материал и методы

В исследование включено 13 пациентов с метастатическим поражением печени с различной первичной локализацией злокачественных новообразований (табл. 1). Соотношение мужчин и женщин было примерно равное (6:7), средний возраст $62,4 \pm 12,0$ года. Наиболее часто в исследованной выборке представлены рак молочной железы ($n = 4$) и рак различных уровней желудочно-кишечного тракта ($n = 4$). Связанные группы формировались на основе импульсных последовательностей в оценке контрастного усиления: 1) T1-FE-FatSat, 2) T1-FSE-MTC. За эталонные значения принимались результаты всего МРТ-исследования, вклю-

**Таблица 1.** Пациенты с метастатическим поражением печени

№ пациента	Возраст, годы	Пол	Диагноз	Первичный диагноз	Число очагов
1	66	Ж	Метастазы в печени	Рак почки	3
2	69	М	Метастазы в печени	Рак предстательной железы	1
3	81	М	Метастазы в печени	Рак желудка	1
4	57	М	Метастазы в печени	Рак поджелудочной железы	25
5	58	М	Метастазы в печени	Рак толстой кишки	6
6	65	Ж	Метастазы в печени	Рак молочной железы	15
7	58	Ж	Метастазы в печени	Рак молочной железы	34
8	66	М	Метастазы в печени	Рак прямой кишки	8
9	56	М	Метастазы в печени	Рак сигмовидной кишки	4
10	82	Ж	Метастазы в печени	Холангиоцеллюлярный рак	2
11	38	Ж	Метастазы в печени	Рак молочной железы	1
12	48	Ж	Метастазы в печени	Рак молочной железы	2
13	67	Ж	Метастазы в печени	Метакромный рак множественных локализаций	1

чая изображения многофазного T1-3DFFE-FatSat-исследования. МРТ-исследования проводили на базе высокопольного МР-томографа Toshiba Titan Octave с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл с амплитудой градиентной системы 30 мТ/м и скоростью изменения напряженности магнитного поля 50 мТ/м/мс.

Фантомные исследования проводили с использованием квадратурной катушки для головы в режиме T1-TSE-MTC. Параметры исследования: TR = 650, TE = 20, MX = 256, FOV = 11 см.

Материалом фантомного исследования служили жидкостные фантомы (объемом 10 мл): парамагнитный гадолиний-содержащий контрастный препарат (Optimark, Маллинкродт, Нидерланды), дистиллированная вода, жиросодержащий фантом, содержащий в составе ненасыщенные жирные кислоты, имеющие $\text{CH}_3\text{-CH}_2$ -группу. Пробирки с веществами располагались в центре головной катушки. Программа сканирования повторялась динамически. Длительность программы составила 30 с с интервалом 12 с.

В рамках фантомных исследований методом перебора изменялись параметры внерезонансного насыщающего импульса, такие как смещение частоты импульса (OffsetFreq) и угол отклонения (FA). В общем случае фантомная модель направлена на подавление МР-сигнала от жиросодержащих макросоединений для повышения контрастности между паренхимой печени и очагом патологического накопления контрастного вещества. Оптимальные параметры внерезонансного сигнала для получения эффекта жироподавления определялись при варьировании значений смещения частоты от -1200 до +1200 Гц и угла отклонения от 100 до 800°. Количественная оценка эффекта переноса намагниченности проводилась с использованием коэффициента переноса намагниченности – MTR (Magnetization Transfer Ratio). Расчет MTR проводили с использованием зависимости:

сти – MTR (Magnetization Transfer Ratio). Расчет MTR проводили с использованием зависимости:

$$\text{MTR} = (\text{Mo} - \text{Mt}) / \text{Mo} \cdot 100\%,$$

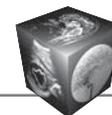
где Mo и Mt – интенсивность МР-сигнала в отсутствие и присутствии внерезонансного насыщения.

Критерию оптимальности подчинялось такая комбинация OffsetFreq и FA внерезонансного насыщающего импульса, при котором наблюдалось минимальное значение MTR для фантомов, содержащих контрастный препарат или воду, при максимальном значении MTR для жиросодержащих фантомов, так как среди макромолекул печени жиросодержащие преобладают над остальными. Таким образом, чем выше MTR, тем более выраженный эффект оказывает импульс переноса намагниченности на соответствующее вещество (ткань).

Клиническая апробация: проводили 13 пациентам с метастатическим поражением печени (см. табл.1). Сканирование органов брюшной полости выполнялось срезами по 6 мм в трансверсальных и фронтальных плоскостях, в T1-взвешенном режиме, с параметрами: TR = 143 мс, TE = 4 мс, DFOV = 45,2 × 42 см, MX = 256 × 192 для импульсной последовательности T1-FE-FSat; с параметрами: TR = 800 мс, TE = 10 мс, DFOV = 39,8 × 34,7 см, MX = 256 × 256 для импульсной последовательности T1-TSE-MTC при введении парамагнетика в дозе 0,1 ммоль/кг. Оценивали следующие параметры патологических очагов: отношение контраст/шум – CNR (Contrast to Noise Ratio), характеризующее способность различения тканей на МРТ-изображении, по формуле:

$$\text{CNR} = (I_{\text{очаг}} - I_{\text{ткань}}) / \text{SD},$$

где $I_{\text{очаг}}$, $I_{\text{ткань}}$ – интенсивность МР-сигнала в патологическом очаге и окружающей ткани, SD – стан-



дартное отклонение (воздух), а также коэффициент усиления, рассчитанный по формуле:

$$KU = (I_{af} - I_{bef}) / I_{bef} \cdot 100\%,$$

где I_{af} – интенсивность МР-сигнала после контрастирования; I_{bef} – до контрастирования.

Статистический анализ проводили с использованием SPSS версии 17.0. Данные были представлены в процентах и медианных значениях. Сравнительный анализ между параметрами патологических очагов рассчитан с использованием непараметрического критерия Манна–Уитни для независимых выборок. Оценка параметров чувствительности для постконтрастных изображений T1-FE-FatSat и T1-TSE-MTC в сравнении с эталонными результатами динамического четырехфазного контрастного исследования в режиме T1-3DFE-FatSat проводилась по тесту Вилкоксона.

Результаты

Из выбранного диапазона возможных смещений резонансной частоты от -1200 до $+1200$ Гц были определены интервалы, соответствующие подавлению сигнала от жиросодержащего фантома (рис. 1). В выбранных частотных интервалах проводилось сканирование с варьированием угла (FA) от 100 до 800° с шагом 100 . В ходе эксперимента из интервалов частот были выбраны отдельные значения OffsetFreq, которым соответствовало наибольшее подавление сигнала от жиросодержащего фантома на T1-взвешенных изображениях (табл. 2). При фантомном исследовании определены коэффициенты переноса намагниченности (MTR). При анализе графического отображения фантомных исследований при OffsetFreq = -210 Гц (рис. 2) обращают на себя внимание два пика MTR при FA = 600° и FA = 200° .

На T1-взвешенных изображениях, полученных при OffsetFreq = -210 Гц, FA = 600° , наблюдаются выраженное подавление МР-сигнала от жиросодержащего фантома, фантома с водой и усиление

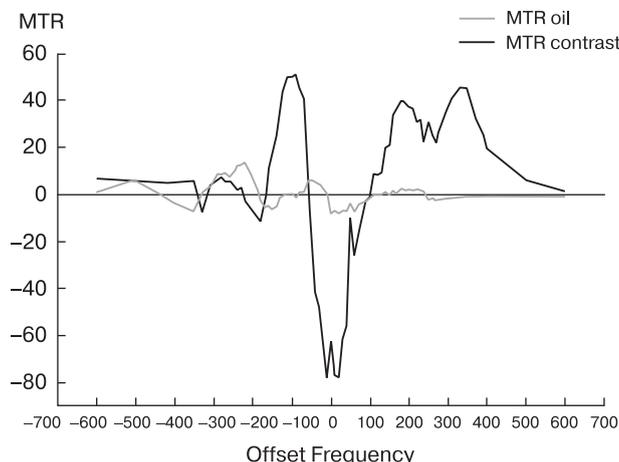


Рис. 1. Фантомный эксперимент определения параметров импульса МТС. График зависимости коэффициентов переноса намагниченности (MTR) от Offsetfreq. Положительные значения MTR указывают на подавление МР-сигнала от фантома. Отрицательные значения MTR указывают на усиление МР-сигнала от фантома. Интервалы Offsetfreq от -1200 до -600 Гц и от $+600$ до $+1200$ Гц не повлияли на контрастность изображений и не исследовались в дальнейших экспериментах.

сигнала от фантома с контрастным препаратом (рис. 3, а). Аналогичная ситуация наблюдается при анализе T1-взвешенных изображений, полученных при OffsetFreq = -210 Гц, FA = 200° (рис. 3, б).

В ходе клинической апробации с применением преднасыщающего импульса с параметрами OffsetFreq = -210 Гц, FA = 200° отмечено неоднородное распределение преднасыщающего импульса на T1-взвешенных изображениях в виде неравномерного подавления МР-сигнала от жировой ткани (рис. 4). Учитывая данное обстоятельство, было принято решение использовать последовательность с комбинацией импульса: OffsetFreq = -210 Гц, FA = 600° .

В клиническом применении новой импульсной последовательности T1-TSE-MTC с параметрами внерезонансного насыщающего импульса: Offset-

Таблица 2. Фантомный эксперимент. Параметры внерезонансного импульса, соответствующие критерию оптимальности: комбинации OffsetFreq и Flip Angle с расчетом максимального MTR для жиросодержащего фантома и минимального MTR для контрастирующего

OffsetFreq, Гц	Flip Angle							
	100°	200°	300°	400°	500°	600°	700°	800°
-400	+	+	+	+	+	+	-	+
-210	+	+	+	+	+	+	+	+
-130	+	+	+	+	+	+	+	+
10	+	+	+	+	+	+	+	+
100	+	+	+	+	+	+	+	+
180	+	+	+	+	+	+	+	+
230	+	+	+	+	+	+	+	+

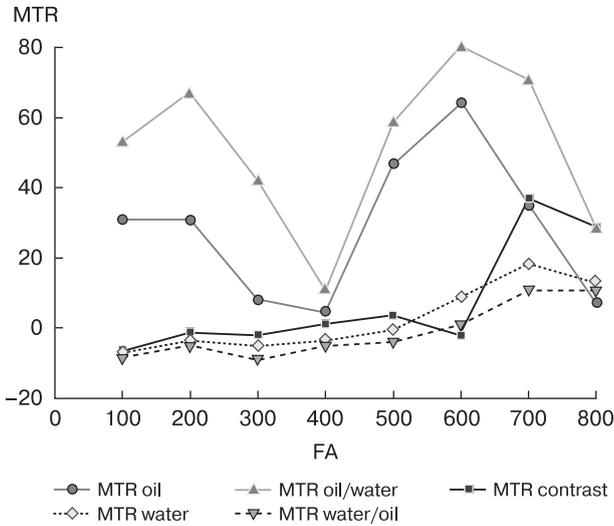


Рис. 2. Фантомный эксперимент определения параметров импульса МТС. На графике зависимости коэффициентов переноса намагниченности (МТР) от угла поворота (FA) при OffsetFreq = -210 Гц. При FA = 600° наблюдается наивысшее значение коэффициента МТР, проявляющееся выраженным подавлением изображения фантомов с маслом и масла над водой.

Freq = -210 Гц, FA = 600° выявлены и проанализированы 103 метастатических очага в печени у 13 пациентов (рис. 5–7).

При анализе полученных T1-взвешенных изображений у пациентов с выявленным метастатическим процессом в печени оценивалась интенсивность сигнала от очагов вторичного метастатического характера.

Для сравнительного анализа контрастного эффекта измерено одинаковое количество зон печени (n = 103), рассчитанные коэффициенты усиления и коэффициенты контраст/шум занесены в таблицу с расчетом средних и квартилей (табл. 3). Настоящим исследованием показано, что приме-

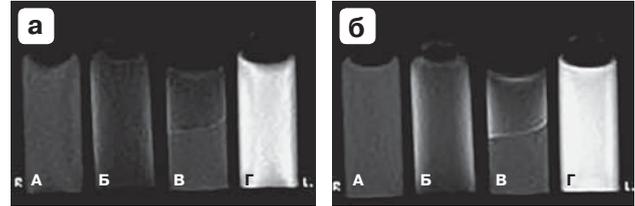


Рис. 3. Фантомный эксперимент в режиме T1-TSE-MTC с параметрами переноса намагниченности МТС: OffsetFreq = -210 Гц и FA = 600° (а) и в режиме T1-FE-FATSAT (б). а – жиросодержащий фантом; б – водный фантом; в – водный и жиросодержащий фантомы; г – фантом с контрастным гадолинийсодержащим препаратом (Оптимагк в концентрации 1 ммоль/л).

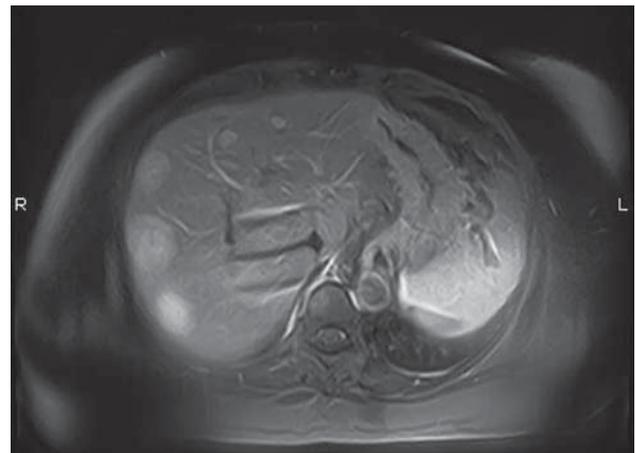


Рис. 4. T1-взвешенное изображение в аксиальной проекции (TR = 800 мс, TE = 10 мс). Неравномерное подавление MP-сигнала от жировой ткани при OffsetFreq = -210 Гц, FA = 200°.

нение импульсной последовательности с эффектом переноса намагниченности (T1-TSE-MTC) с параметрами импульса: OffsetFreq = -210 Гц, FA = 600° значительно увеличивает коэффициент контраст/шум (p < 0,001); значительно увеличивает коэффициент усиления (p < 0,05) относительно стандартной импульсной последовательности с жироподавлением (T1-FE-FatSat). Так как при выполнении последовательности с переносом намагниченности в очагах, накапливающих контрастный препарат, не только увеличивался коэффициент контраст/шум, но и коэффициент усиления, стало возможным более точно оценить их внутреннюю структуру. Также определяется более

Таблица 3. Коэффициенты контраст/шум (CNR) и коэффициенты усиления (КУ) в стандартном (T1-FE-FatSat) и в экспериментальном (T1-TSE-MTC) режиме (Me; Q1:Q3)

Показатель	T1-FE-FatSat n = 103	T1-TSE-MTC n = 103	p
CNR	0,43 (0,02–0,92)	1,41 (0,79–2,01)	<0,001
КУ, %	48,43 (27,33–73,77)	70,39 (32,47–138,12)	<0,05

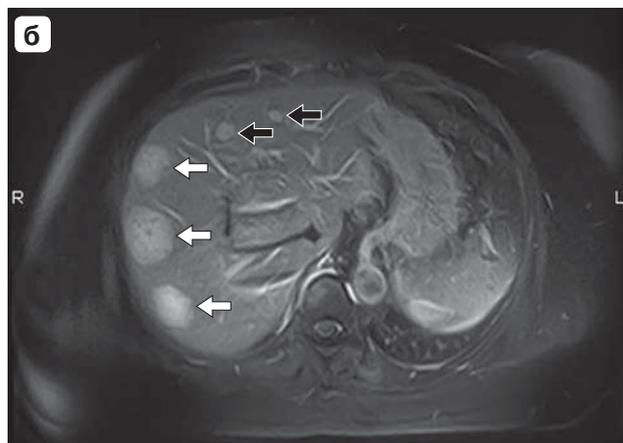
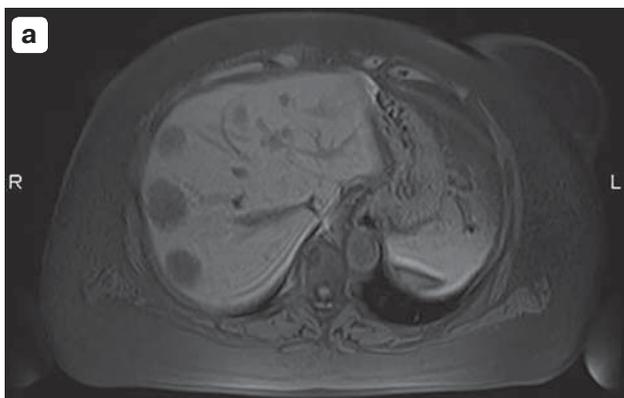


Рис. 5. МРТ-изображения метастазов рака почки в печень. а – нативное изображение; б – изображение T1-TSE-MTC печени в аксиальной проекции с параметрами MTC pulse: Offsetfreq = -210 Гц; FA = 600°. TR = 800 мс, TE = 10 мс; в – изображение T1-FE-FATSAT на том же уровне. TR = 143 мс, TE = 4 мс. На рис. “б” в правой доле печени определяются множественные метастатические полиморфные очаговые изменения различного калибра от 0,8–1 см (черные стрелки) до 3,8 см (белые стрелки) в диаметре. На изображениях T1-FE-FATSAT (в) накопление парамагнетика наиболее выражено определяется в области лакун центрального некроза крупных очагов (белые стрелки), а на изображениях T1-TSE-MTC (б) накопление определяется как в центральных отделах крупных очагов, так и по периферии, а также в области мелких очагов (черные стрелки).

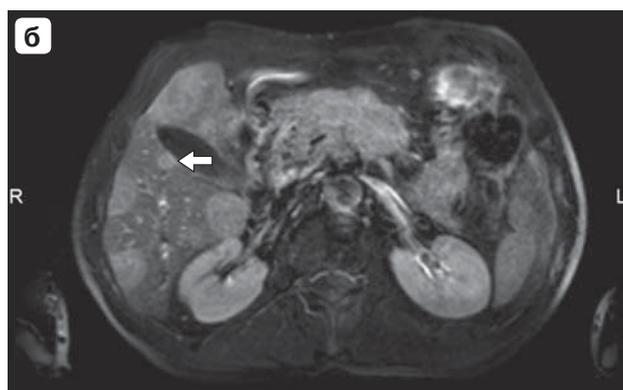
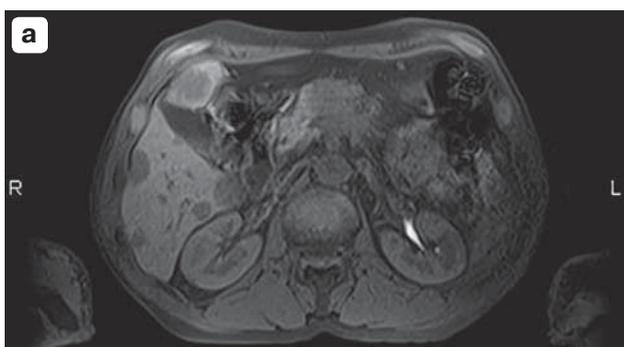
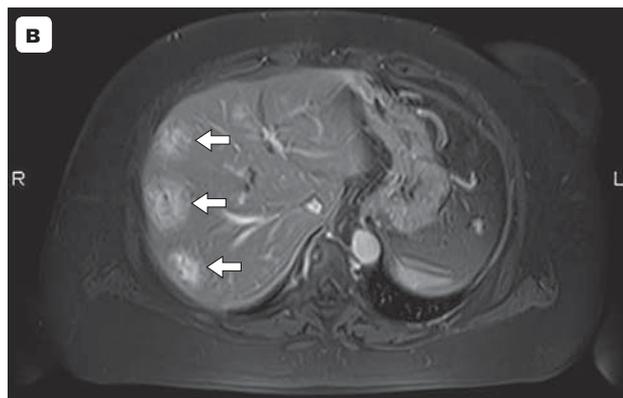
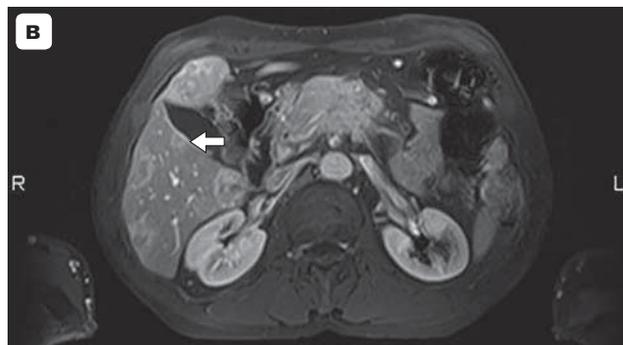


Рис. 6. МРТ-изображения метастазов рака поджелудочной железы в печень. а – нативное изображение; б – изображение T1-TSE-MTC печени в аксиальной проекции с параметрами MTC pulse: Offsetfreq = -210 Гц; FA = 600°. TR = 650 мс, TE = 10 мс; в – изображение T1-FE-FATSAT на том же уровне. TR = 143 мс, TE = 4 мс. В правой доле печени определяется множество субкапсулярных метастатических очагов. В области желчного пузыря (белая стрелка) определяется более контрастное и интенсивное накопление контрастного вещества в очаге на T1-TSE-MTC (б).



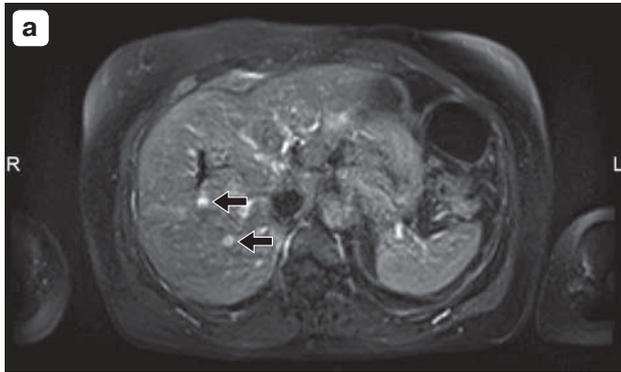
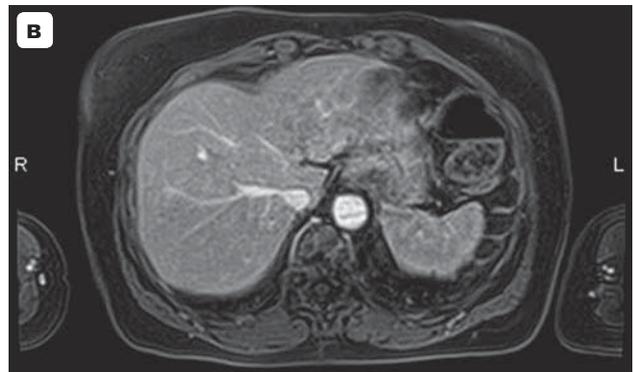
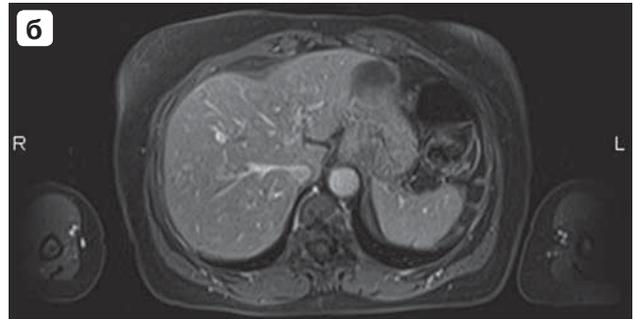


Рис. 7. МРТ-изображения метастазов рака молочной железы в печень. а – изображение T1-TSE-MTC печени в аксиальной проекции с параметрами MTC pulse: Offsetfreq = -210 Гц; FA = 600°. TR = 650 мс, TE = 10 мс; б – изображение T1 FE-FatSat на том же уровне. TR = 143 мс, TE = 4 мс; в – изображение T1-3DFFE-FATSAT в смешанную фазу. На рис. “в” в сегменте S_{VIII} метастатические очаги не визуализируются, так же как и на рис. “б” в режиме T1-FE-FATSAT. На рис. “а” в S_{VIII} отчетливо визуализируются два метастатических очага, каждый размером 0,5 см в диаметре (черные стрелки).



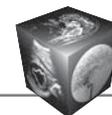
частое выявление мелких очагов до 1 см, которые на стандартной T1-FE-FatSat на фоне контрастного усиления не визуализировали.

При оценке параметров чувствительности отдельно для постконтрастных изображений T1-FE-FatSat и T1-TSE-MTC в сравнении с эталонными результатами динамического четырехфазного контрастного исследования в режиме T1-3DFFE-FatSat выявлено значимое ($p < 0,02$ по тесту Вилкоксона) повышение показателей чувствительности при использовании T1-TSE-MTC, чем при T1-FE-FatSat (97,7 и 85,6% соответственно). Ложноотрицательные значения в случае T1-FE-FatSat ($n = 18$) связаны с малым размером очагов (0,7–1,0 см) и изоинтенсивным характером контрастного усиления очагов окружающей паренхиме печени, тогда как в случае T1-TSE-MTC ($n = 3$) – с большим размером очагов ($d = 2,5–3,2$ см) и недостаточным уровнем накопления парамагнетика. Таким образом, показано значимое увеличение контрастности между очаговыми изменениями и тканью печени при использовании эффекта переноса намагниченности с параметрами импульса: OffsetFreq = -210 Гц и FA = 600°.

Обсуждение

Своевременная резекция печени при метастатическом поражении увеличивает процент выживаемости пациентов [23–25]. В то же время диагностика метастатических поражений печени диаметра менее 1 см пока еще является затруднительной задачей при использовании стандартных

постконтрастных программ с T1-взвешенными изображениями. Стандартом получения постконтрастных T1-взвешенных изображений брюшной полости являются режимы: FE, FASE, TSE с жиродавлением (FatSat) и T1-3DFFE-FatSat в трансверсальной и фронтальной плоскостях. Недостатком данных импульсных последовательностей является усиление MP-сигнала от мелких (до 1 см) очагов после введения контрастного препарата, соизмеримое с усилением сигнала от паренхимы печени [26]. В связи с данной проблемой существует рекомендация двойной дозы контрастного препарата, что является серьезным риском для пациентов со сниженной функцией почек [27, 28]. Наше исследование было специально разработано для оценки диагностической эффективности постконтрастного исследования с использованием импульсной последовательности T1-TSE с эффектом переноса намагниченности для улучшения контрастности T1-взвешенных изображений брюшной полости в стандартной дозе контрастного вещества (0,1 ммоль/кг). Задачи исследования включали в себя определение параметров преднасыщающего импульса на фантомах, определение зависимости коэффициента переноса намагниченности от найденных параметров, а также клиническую апробацию импульсной последовательности с полученными параметрами. Определение параметров преднасыщающего импульса на фантомах предполагало наличие программного обеспечения, включающего в себя возможность модификации импульсной последо-



вательности посредством включения в нее параметров преднасыщающего импульса.

По данным фантомных экспериментов для МР-томографа фирмы Toshiba Titan Octave с напряженностью магнитного поля 1,5 Тл параметры вне-резонансного насыщающего импульса найдены: OffsetFreq = -210 Гц и FA = 600°.

В ходе клинической апробации при использовании импульсной последовательности с внутривенным контрастированием в стандартной дозе (0,1 ммоль/кг) и наложением импульса переноса намагниченности с параметрами: OffsetFreq = -210 Гц, FA = 600° метастатические очаги контрастировались более ярко, лучше удавалось оценить внутреннюю структуру и границы очага, чем при использовании стандартной импульсной последовательности T1-FE с жироподавлением. Это означает, что эффект переноса намагниченности подавляет МР-сигнал от липидных макромолекул гепатоцитов печени, значительно повышает контрастность между очагом метастатического поражения и окружающей паренхимой печени на постконтрастных T1-взвешенных изображениях. Стоит также отметить, что наложение импульса переноса намагниченности с параметрами: OffsetFreq = -210 Гц, FA = 600° позволяет чаще выявлять мелкие очаговые образования в печени (до 1 см), которые при использовании стандартных постконтрастных программ сканирования по интенсивности сливаются с окружающим фоном.

Выводы

Выявлены оптимальные параметры импульса для наибольшего подавления сигнала от жировой ткани в фантомном эксперименте при наложении импульса с параметрами: OffsetFreq = -210 Гц и FA = 600°.

При использовании выявленных оптимальных параметров импульса МТС показано значимое увеличение контрастности между метастатическими очаговыми изменениями и окружающей их тканью печени относительно стандартной T1-FE-FatSat импульсной последовательности ($p < 0,001$). Чувствительность T1-TSE-MTC значимо выше ($p < 0,02$) относительно стандартной программы с жироподавлением T1-FE-FatSat (97,7 и 85,6% соответственно).

Таким образом, импульсная последовательность T1-TSE-MTC с переносом намагниченности является диагностически ценной при визуализации очаговых изменений печени размерами менее 1 см благодаря более высокой контрастности границ метастатических очагов и наиболее выраженного контрастного усиления внутренней структуры.

Список литературы / References

1. Coenegrachts K. Magnetic resonance imaging of the liver: New imaging strategies for evaluating focal liver lesions. *Wld J. Radiol.* 2009; 1 (1): 72–85.
2. Alzahrani N., Ung L., Valle S.J. et al. Synchronous Liver Resection with Cytoreductive Surgery for the Treatment of Liver and Peritoneal Metastases from Colon Cancer: Results from an Australian Centre. *J. Gastrointest. Dig. Syst.* 2015; 5: 264.
3. Xue S., Qiao J., Pu F. et al. Design of a novel class of protein-based magnetic resonance imaging contrast agents for the molecular imaging of cancer biomarkers. *Wiley Interdisciplinary Reviews: Nanomedicine and Nanobiotechnology.* 2013; 5 (2): 163–179.
4. Pedrassa B.C., da Rocha E.L., Kierszenbaum M.L. et al. Uncommon hepatic tumors: iconographic essay-Part 1. *Radiologia Brasileira.* 2014; 47 (5): 310–316.
5. Cyran C.C., Sennino B., Fu Y., Rogut V. et al. Permeability to macromolecular contrast media quantified by dynamic MRI correlates with tumor tissue assays of vascular endothelial growth factor (VEGF). *Eur. J. Radiol.* 2012; 81 (5): 891–896.
6. Cyran C.C., Schwarz B., Paprottka P.M. et al. In vivo monitoring of sorafenib therapy effects on experimental prostate carcinomas using dynamic contrast-enhanced MRI and macromolecular contrast media. *Cancer Imaging.* 2013; 13 (4): 557.
7. Cyran C.C., Fu Y., Rogut V. et al. Evaluation of a Novel Macromolecular Cascade-Polymer Contrast Medium for Dynamic Contrast-Enhanced MRI Monitoring of Anti-angiogenic Bevacizumab Therapy in a Human Melanoma Model. *Acad. Radiol.* 2013; 20 (10): 1256–1263.
8. Wolff S. D., Balaban R. S. Magnetization transfer contrast (MTC) and tissue water proton relaxation in vivo. *Magn. Resonance Med.* 1989; 10 (1): 135–144.
9. Losseff N.A., Wang L., Lai H.M. et al. Progressive cerebral atrophy in multiple sclerosis: a serial MRI study. *Brain.* 1996; 119 (6): 2009–2019.
10. Shimizu H., Matsushima S., Kinoshita Y. et al. Evaluation of parotid gland function using equivalent cross-relaxation rate imaging applied magnetization transfer effect. *J. Rad. Res.* 2012; 53 (1): 138–144.
11. Vainio H., Coleman M., Wilbourn J. Carcinogenicity evaluations and ongoing studies: the IARC databases. *Environm. Health Perspect.* 1991; 96: 5–9.
12. Aisen A.M., Doi K., Swanson S.D. et al. Detection of liver fibrosis with magnetic cross relaxation. *Magn. Resonance Med.* 1994; 31 (5): 551–556.
13. De Boer R.W. Magnetization transfer contrast. Part. 1995; 2: 74–83.
14. Morrison C., Henkelman R.M. A model for magnetization transfer in tissues. *Magn. Resonance Med.* 1995; 33 (4): 475–482.
15. Zhang H., Xie Y. Dynamics of paramagnetic agents by off-resonance rotating frame technique. *J. Magn. Resonance.* 2006; 183 (2): 213–227.
16. Dixon T.W., Engels H., Castillo M., Shardahti M. Incidental Magnetization Transfer Contrast in Standard Multislice Imaging. *Magn. Resonance Imaging.* 1990; 8: 417–422.
17. D'Ippolito G., Appezzato L.F., Ribeiro A.C.R. et al. Unusual presentations of hepatocellular carcinoma: an iconographic essay. *Radiol. Brasileira.* 2006; 39 (2): 137–143.



18. Francisco F.A.F., Araújo A.L.E., Neto J.A.O. et al. Hepatobiliary contrast agents: differential diagnosis of focal hepatic lesions, pitfalls and other indications. *Radiol. Brasileira*. 2014; 47 (5): 301–309.
19. Henkelman R.M., Stanisz G.J., Graham S.J. et al. Magnetization transfer in MRI: a review. *NMR Biomed*. 2001; 14 (2): 57–64.
20. Куприянов Д.А. Метод кросс-релаксационной спектроскопии в магнитно-резонансной томографии головного мозга: Автореф. дис. ... канд. физ.-мат. наук. М., 2002. 18 с.
Kupriyanov D.A. The method of cross-relaxation spectroscopy in magnetic resonance imaging of the brain: Avtoref. dis. ... kand. fiz.-math. nauk. M., 2002. 18 p. (In Russian)
21. Арасланова Л.В. МРТ в ранней диагностике и мониторинге рассеянного склероза: Автореф. дис. ... канд. мед. наук. М., 2004. 25 с.
Arsalanova L.V. MRI in the early diagnosis and monitoring of multiple sclerosis: Avtoref. dis. ... kand. med. nauk. M., 2004. 25 p. (In Russian)
22. Серков С.В., Пронин И.Н., Корниенко В.Н. МРТ в диагностике врожденной лейкоэнцефалопатии (обзор). *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. 2011; 9 (2): 95–112.
Serkov S.V., Pronin I.N., Kornienko V.N. MRI in the diagnosis of hereditary leukoencephalopathies (review). *Zhurnal neurologii i psikiatrii imeni SS Korsakova*. 2011; 112 (9 Pt 2): 95-112. (In Russian)
23. Hughes K.S., Simon R., Songhorabodi S. et al. Resection of the liver for colorectal carcinoma metastases: a multi-institutional study of patterns of recurrence. *Surgery*. 1986; 100 (2): 278–284.
24. Alkhalili E., Berber E. Laparoscopic liver resection for malignancy: A review of the literature. *Wld J. Gastroenterol*. 2014; 20 (37): 13599.
25. Du S., Wang Z., Sang X. et al. Surgical Resection Improves the Outcome of the Patients With Neuroendocrine Tumor Liver Metastases: Large Data From Asia. *Medicine*. 2015; 94 (2): e388.
26. Coenegrachts K., Orlent H., ter Beek L. et al. Improved focal liver lesion detection: Comparison of single shot spinecho echoplanar and superparamagnetic iron oxide (SPIO) enhanced MRI. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2008; 27 (1): 117–124.
27. Loevblad K.O., Anzalone N., Dörfler A. et al. MR imaging in multiple sclerosis: review and recommendations for current practice. *Am. J. Neuroradiol*. 2010; 31 (6): 983–989.
28. Stacul F., van der Molen A.J., Reimer P. et al. Contrast induced nephropathy: updated ESUR contrast media safety committee guidelines. *Eur. Radiol*. 2011; 21 (12): 2527–2541.