

## T2\*-картирование головного мозга плода: проблемы и пути их решения

А.А. Савелов<sup>1</sup>, А.М. Горностаева<sup>1</sup>, К.А. Параскун<sup>1,2</sup>, В.Д. Абрамова<sup>1,2</sup>,  
А.М. Коростышевская<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Институт «Международный томографический центр» СО РАН  
630090, г. Новосибирск, ул. Институтская, 3а

<sup>2</sup> Новосибирский государственный университет  
630090, г. Новосибирск, ул. Пирогова, 1

### Резюме

Цель исследования – предложить рабочий метод T2\*-релаксометрии белого вещества головного мозга плода с использованием пренатальной МРТ, адаптированный под реальные условия клинической практики и специфические ограничения пренатальной визуализации. **Материал и методы.** Использована многоэховая эхо-планарная последовательность для получения серии изображений с разными временами эха за одну задержку дыхания. Для расчета T2\* применен ROI-анализ (region of interest, область интереса) вручную размеченных областей белого вещества с экспоненциальной аппроксимацией сигнала. Методика адаптирована к ограничениям пренатальной МРТ: движению плода, влиянию амниотической жидкости, диэлектрическим искажениям на 3 Тл и необходимости компромисса между разрешением и временем сканирования. **Результаты.** Метод обеспечил воспроизводимые значения T2\* у плодов во II–III триместрах:  $182 \pm 11$  мс на 1,5 Тл и  $153 \pm 13$  мс на 3 Тл, что превышает показатели у взрослых ( $66,2 \pm 2,5$  и  $51,8 \pm 2,9$  мс соответственно). Согласие между двумя методами расчета T2\* оказалось высоким (внутриклассовый коэффициент корреляции 0,955,  $p < 0,0001$ ). Метод перспективен для оценки гипоксии у плода. **Заключение.** При правильной настройке сканирования и постобработки T2\*-релаксометрия может быть успешно применена в пренатальной МРТ. Предложенные решения преодолевают ключевые ограничения и открывают путь к дальнейшему клиническому и научному использованию метода.

**Ключевые слова:** пренатальная МРТ, T2\*-релаксометрия, гипоксия мозга плода, фантомное моделирование.

**Конфликт интересов.** Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

**Финансирование.** Исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 25-25-00023 (<https://rscf.ru/project/25-25-00023/>).

**Благодарности.** Авторы благодарят Министерство науки и высшего образования Российской Федерации за доступ к МРТ-оборудованию.

**Автор для переписки.** Савелов А.А., e-mail: as@tomo.nsc.ru

**Для цитирования.** Савелов А.А., Горностаева А.М., Параскун К.А., Абрамова В.Д., Коростышевская А.М. T2\*-картирование головного мозга плода: проблемы и пути их решения. *Сиб. науч. мед. ж.* 2026;46(1):138–145. doi: 10.18699/SSMJ20260112

## T2\*-mapping of the fetal brain: challenges and solutions

A.A. Savelov<sup>1</sup>, A.M. Gornostaeva<sup>1</sup>, K.A. Paraskun<sup>1,2</sup>, V.D. Abramova<sup>1,2</sup>,  
A.M. Korostyshevskaya<sup>1</sup>

<sup>1</sup> International Tomography Center of SB RAS  
630090, Novosibirsk, Institutskaya st., 3a

<sup>2</sup> Novosibirsk State University  
630090, Novosibirsk, Pirogova st., 1

## Abstract

Aim of the study was to propose a practical method for T2\*-relaxometry of fetal brain white matter using prenatal MRI, adapted to real-world clinical conditions and the specific limitations of prenatal imaging. **Material and Methods.** A multi-echo echo-planar imaging (EPI) sequence was used to acquire a series of images with different echo times within a single breath-hold. T2\* values were calculated using ROI (region of interest) analysis of manually annotated white matter regions, with exponential fitting of the signal decay. The method was adapted to the constraints of prenatal MRI, including fetal motion, the influence of amniotic fluid, dielectric artifacts at 3T, and the need to balance resolution with scan time. **Results.** The method yielded reproducible T2\* values in fetuses during the second and third trimesters:  $182 \pm 11$  ms at 1.5T and  $153 \pm 13$  ms at 3T, both higher than those in adults ( $66.2 \pm 2.5$  and  $51.8 \pm 2.9$  ms, respectively). Agreement between two T2\* calculation methods was high (intraclass correlation coefficient 0.955,  $p < 0.0001$ ). The method shows promise for assessing fetal hypoxia. **Conclusions.** With appropriate scanning and post-processing settings, T2\*-relaxometry can be successfully applied to prenatal MRI. The proposed solutions overcome key limitations and pave the way to further clinical and research use of the method.

**Key words:** prenatal MRI, T2\*-relaxometry, fetal brain hypoxia, phantom modeling.

**Conflict of interest.** The authors declare no conflict of interest.

**Financing.** The study was supported by a grant from the Russian Science Foundation (No. 25-25-00023, <https://rscf.ru/project/25-25-00023/>)

**Acknowledgement.** Authors acknowledge the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation for providing access to MRI equipment.

**Correspondence author.** Savelov A.A., e-mail: [as@tomo.nsc.ru](mailto:as@tomo.nsc.ru)

**Citation.** Savelov A.A., Gornostaeva A.M., Paraskun K.A., Abramova V.D., Korostyshevskaya A.M. T2\*-mapping of the fetal brain: Challenges and solutions. *Sibirskij nauchnyj medicinskij zhurnal = Siberian Scientific Medical Journal*. 2026;46(1):138–145. [In Russian]. doi: 10.18699/SSMJ20260112

## Введение

Гипоксия головного мозга плода — одна из основных причин нарушений развития и неблагоприятных перинатальных исходов. Своевременное ее выявление критически важно для выбора акушерской тактики, однако проблема внутриутробной неинвазивной диагностики гипоксии до сих пор не решена. Известно, что оксигенация плода зависит от состояния фетоплацентарного кровотока, поэтому в настоящий момент косвенными количественными показателями гипоксии плода являются уровень гемоглобина в пуповинной крови и пиковая систолическая скорость кровотока в средней мозговой артерии плода, определяемая с помощью импульсно-волновой доплерографии [1–5]. По данным разных авторов [6–8], ложноположительные результаты диагностики клинически значимой анемии у плода по данным последнего метода составляют от 9 до 90 %. Более точным, но инвазивным методом определения уровня гемоглобина у плода служит кордоцентез, выполнение которого ограничено узким спектром показаний [9]. К нелучевым методам определения гипоксии плода относятся кардиотокография, с помощью которой исследуется вариабельность сердечного ритма. Недостатком этого метода является возможность его использования только на поздних сроках бере-

менности, низкая специфичность относительно повреждений ткани.

Однако следует отметить, что анемия беременной далеко не всегда приводит к внутриутробной гипоксии, особенно головного мозга плода, из-за особенностей системы фетального кровотока и других компенсаторных механизмов, обеспечивающих стабильность обеспечения мозга кислородом на клеточном и гуморальном уровнях.

Метод T2\*-релаксометрии, основанный на BOLD-эффекте, представляет собой неинвазивный и безвредный способ количественной оценки тканевой оксигенации, который может применяться с 18-й недели гестации как дополнение к традиционной структурной МРТ плода. При гипоксии увеличивается содержание дезоксигемоглобина, обладающего парамагнитными свойствами, что усиливает неоднородности магнитного поля, ускоряет поперечную релаксацию и снижает время T2\* (T2\*-BP) [10]. Это значение зависит как от степени оксигенации, так и от морфофункциональных свойств ткани [11–15]. Несмотря на потенциал метода, его применение в пренатальной МРТ ограничено малыми размерами мозга, артефактами движения и дыхания, диэлектрическими искажениями при 3 Тл, а также необходимостью компромисса между разрешением и длительностью сканирования.



**Рис. 1.** Дизайн исследования; *single-shot multi-echo GRE EPI* – многоэховая последовательность градиентного эха с однократным возбуждением и эхопланарным считыванием

**Fig. 1.** Study design

Использование множественных TE повышает точность измерения, но удлиняет исследование и повышает чувствительность к артефактам [16–19]. Ранее применялись различные протоколы: от 2 до 16 TE, томографы 0,55–3 Тл, GRE- и EPI-последовательности, ручной ROI-анализ (region of interest, область интереса) и автоматическое картирование с различной степенью коррекции движения [16–18, 20–23]. Однако единая, клинически реализуемая методика T2\*-релаксометрии пока не разработана.

Гипоксические расстройства могут возникнуть на любом этапе беременности; применение T2\*-релаксометрии возможно в те же сроки, что и клинической МРТ плода, с 18-й недели гестационного развития. Именно поэтому этот метод

может рассматриваться как дополнительный быстрый и безопасный способ сканирования, которым можно дополнить основной протокол структурной клинической МРТ плода в случаях подозрения на гипоксические расстройства любой этиологии.

Целью настоящего исследования послужила разработка и предварительная валидация рабочей методики T2\*-релаксометрии белого вещества головного мозга плода, адаптированной под реальные условия пренатальной МРТ. Предполагалось выявить ключевые ограничения метода, протестировать технические решения по их преодолению и предложить воспроизводимый алгоритм, применимый в будущих клинических и научных исследованиях.

## Материал и методы

Измерения проводились в Центре коллективного пользования «Масс-спектрометрические исследования» СО РАН с использованием МР-томографа Ingenia 3,0 Тл (Philips, Нидерланды) с использованием *single-shot multi-echo GRE EPI* (многоэховая последовательность градиентного эха с однократным возбуждением и эхопланарным считыванием, SS-GRE-EPI). Для разработки методики был создан тестовый объект (фантом), имитирующий релаксационные характеристики белого вещества головного мозга плода. Из протестированных материалов (карбоксиметилцеллюлоза, полиальфаолефин, минеральное масло, агар-агар) наилучшие результаты показал 1%-й гель агар-агара. Агар-агар растворяли в горячей воде, доводили до кипения и охлаждали в емкости объемом 200 мл.

Клиническое исследование проведено в Международном томографическом центре СО РАН с одобрения локального этического комитета (протокол № 36 от 29.01.2024); участники дали письменное согласие. Обследованы пять взрослых добровольцев (средний возраст 42 года, от 27 до 55 лет) и один плод (34 неделя гестации) на томографах 1,5 и 3 Тл для оценки воспроизводимости метода. Также проанализированы данные 14 беременных (21–35 неделя гестации), направленных на пренатальную МРТ по клиническим показаниям. В итоговый анализ включены 12 пациенток, удовлетворяющих критериям включения (рис. 1).

Анализ данных проводился на одном аксиальном срезе, вручную размеченном в симметричных зонах белого вещества. T2\* рассчитывали двумя способами: по картам, построенным в программное обеспечение томографа, и с помощью экспоненциальной аппроксимации среднего сигнала в ROI. Перед объединением данных полуша-

рий проверяли распределение на нормальность с помощью теста Шапиро – Уилка и использовали внутрикласовый коэффициент корреляции (ICC) для оценки согласия между методами. Данные представлены в виде среднего арифметического и стандартного отклонения ( $M \pm SD$ ).

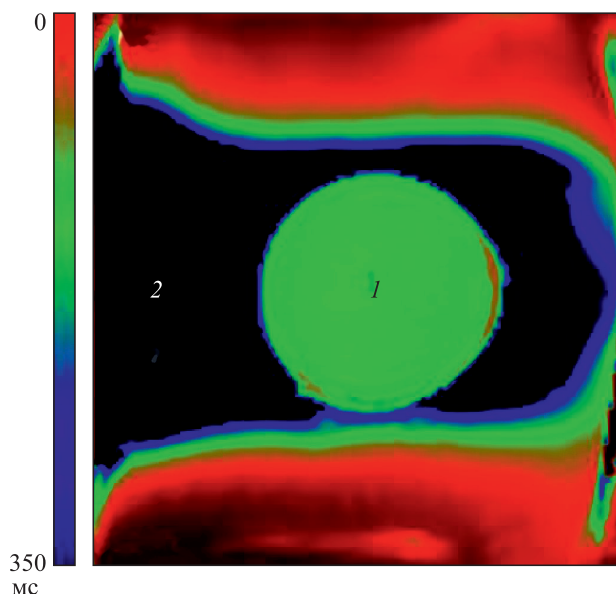
## Результаты

### Адаптация и реализация T2\*-релаксометрии для пренатальной визуализации

T2\*-релаксометрия — один из наиболее сложных количественных методов в пренатальной МРТ, что обусловлено сочетанием технических, биологических и методологических ограничений.

**Фантомное тестирование и отработка импульсной последовательности.** Технические трудности включают неоднородность радиочастотного поля, диэлектрические артефакты, искажения геометрии и затенения, особенно выраженные при использовании томографов 3 Тл у пациенток на поздних сроках беременности. Масштаб артефактов зависит от индукции магнитного поля, особенностей оборудования, импульсной последовательности и телосложения пациентки. Для изолированной оценки этих эффектов был создан фантом с T2\*-характеристиками, соответствующими белому веществу головного мозга плода (рис. 2). T2\* составило  $170 \pm 2$  мс (1,5 Тл) и  $169 \pm 4$  мс (3 Тл). Воспроизводимость результатов контролировалось повторными измерениями в течение двух недель. Фантом использовался для оптимизации параметров сканирования. Базовой выбрана последовательность SS-GRE-EPI, устойчивая к артефактам и доступная на большинстве томографов. Сканирование одного среза занимало до 10 секунд. Параметры: TE 25–225 мс (шаг 50 мс), толщина среза 3 мм, матрица  $100 \times 100$ , BW 2856 Гц, FA 90°, FOV 25–35 см<sup>2</sup>. Направление фазового кодирования и подавление жира (SPIR) подбирались индивидуально. Фантомные испытания позволили изолированно оценить технические параметры и исключить влияние биологических факторов.

**Применение метода при сканировании плодов: условия и ограничения.** Пренатальная T2\*-релаксометрия сопровождается биологическими ограничениями, связанными с анатомо-физиологическими особенностями плода и матери: высокая подвижность (особенно на ранних сроках), малые размеры мозга, большой объем амниотической жидкости и близость подвижных материнских структур (кишечник,

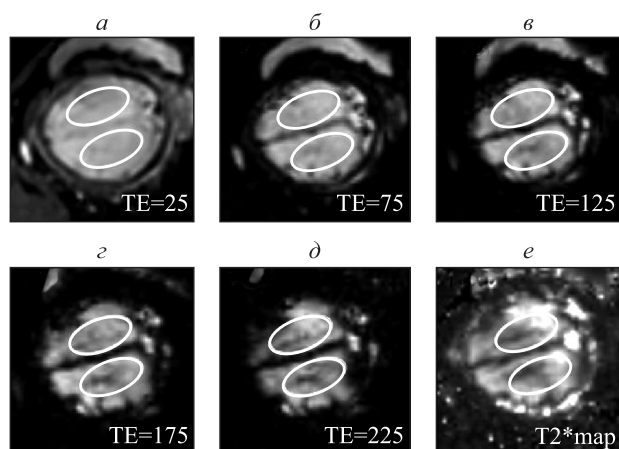


**Рис. 2.** T2\*-карта фантома (1) в кювете с водой (2). Значения T2\* ВР фантома соответствуют T2\*-ВР мозга плода. Карта создана с помощью программы MRmap, цветовая шкала слева (T2\*-ВР в мс)

**Fig. 2.** T2\* map of the phantom (1) placed in a water-filled container (2) and surrounded by air (3). The T2\* relaxation values of the phantom correspond to those of the fetal brain. The map was generated using the MRmap software; the color scale on the left represents T2\* relaxation time in milliseconds

матка). Эти факторы вызывают артефакты движения, неоднородность сигнала и снижают воспроизводимость. Существенную роль играют вариации в положении головы плода, гестационном сроке и телосложении беременной. Для повышения качества изображений необходимо обеспечить физический и психологический комфорт пациентки. Оптимальные положения: на спине (либо на левом боку в III триместре), с направлением «ногами вперед». Используются катушки dS Torso и встроенные катушки стола; переднюю катушку фиксируют над головой плода без давления на живот. Съемка T2\*-последовательностей проводится в аксиальной плоскости, согласованной с остальными срезами. При изменении положения плода возможна повторная съемка с перепозиционированием плоскости. При выраженных артефактах от материнских структур может потребоваться дублирование сканирования с изменением направления фазового кодирования.

**Постобработка изображений: стратегия анализа и количественная оценка.** Постобра-

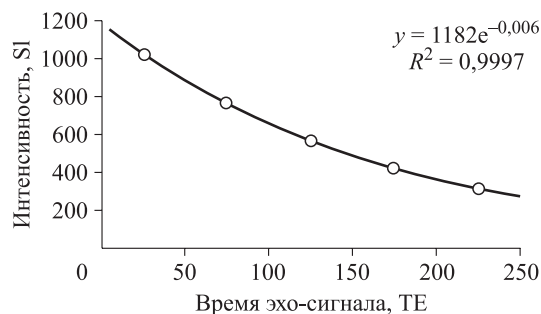


**Рис. 3.** T2\*-взвешенные изображения полушарий головного мозга плода с различными значениями TE (мс), полученными на томографе 3 Тл (а–д), T2\*map – карта этого же среза головного мозга

**Fig. 3.** T2\*-weighted images of the fetal brain hemispheres acquired with different echo times (TE, ms) using a 3T MRI scanner (a–d), and the corresponding T2\* – map of the same brain slice

ботка T2\*-изображений в пренатальной МРТ требует стандартизации этапов: выделения ROI, анализа сигнала и расчета экспоненциальной регрессии. Методологические трудности связаны с малыми размерами мозга, низким разрешением и необходимостью исключать сосуды и ликвор. Остается нерешенным вопрос: анализировать по исходным изображениям или по готовым T2\*-картам. На фантоме ROI размещались по центру. В клинических данных зоны интереса вручную выделяли симметрично в белом веществе над боковыми желудочками (площадь около 7 см<sup>2</sup>) (рис. 3). Разметка выполнялась на изображении с максимальным TE для лучшего исключения сосудов, затем ROI копировались на другие эхо-срезы. Средние значения сигнала при разных TE использовались для расчета T2\* по формуле:  $SI = A \cdot \exp(-TE/T2^*)$ , где SI – интенсивность сигнала, A – амплитуда, TE – время эха, T2\* – время релаксации.

Расчет выполнялся в таблицах через функцию  $\log_{est}()$ , с оценкой стандартной ошибки. Значения с относительной ошибкой >10 % исключались из анализа (рис. 4). Автоматическое построение T2\*-карт упрощает анализ, но сохраняет проблемы выбора ROI. При работе с исходными изображениями сигнал усредняется в ROI, затем строится модель. При картировании сначала рассчитывается попиксельная T2\*-карта,



**Рис. 4.** Затухание сигнала в ROI на пяти исходных фантомных эхо-изображениях. Линия на графике представляет собой классическую моно-экспоненциальную аппроксимацию

**Fig. 4.** Signal decay in the ROI across five original phantom echo images. The line on the graph represents a classical mono-exponential fit

на которой затем выделяют ROI и получают среднее значение

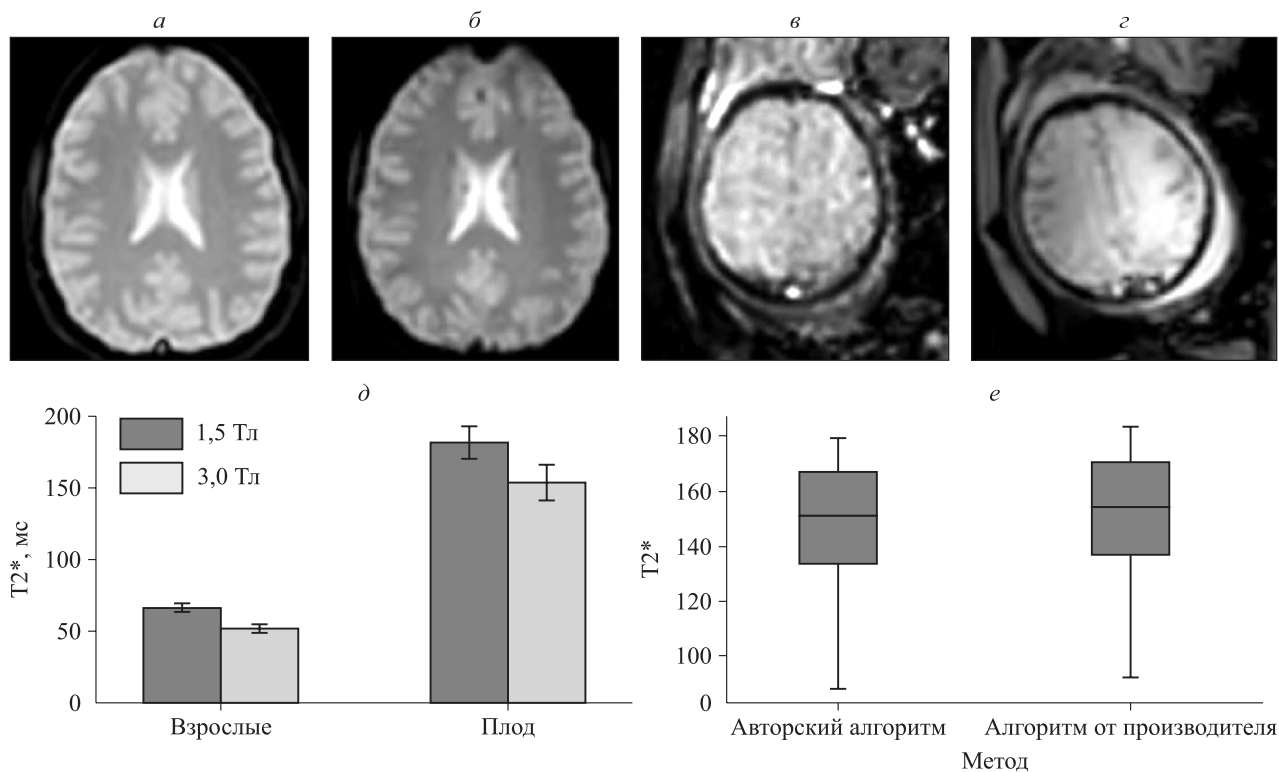
#### Подтверждение воспроизводимости и устойчивости метода

Значения T2\*-BP у пяти взрослых добровольцев и одного плода составили соответственно  $66,24 \pm 2,5$  и  $182 \pm 11$  мс на 1,5 Тл и  $51,75 \pm 2,9$  и  $153 \pm 13$  мс на 3 Тл (рис. 5). Значения T2\*-релаксации, полученные из симметричных областей правого и левого полушарий головного мозга у плодов при использовании авторского алгоритма и алгоритма от производителя, статистически значимо не различались ( $p = 0,314$ , парный t-критерий), что позволило использовать их среднее значение в дальнейших анализах. Нормальность распределений значений в каждом полушарии подтверждена критерием Шапиро–Уилка ( $p = 0,816$  для левого и  $p = 0,226$  для правого полушария). Сравнение результатов экспоненциальной регрессии ROI и автоматического картирования показало высокое согласие: ICC = 0,955 (95%-й доверительный интервал 0,75–0,99;  $p < 0,0001$ ), что соответствует «отличному» уровню (см. рис. 5).

В целом можно констатировать, что поставленные задачи выполнены: протестирован и реализован протокол SS-GRE-EPI с получением T2\*-изображений за  $\leq 10$  с на срез; подтверждены отличия T2\* плода от взрослых; получено высокое согласие между алгоритмами расчета.

#### Обсуждение

Освоение пренатальной T2\*-релаксометрии сопряжено с рядом биологических и технических ограничений, которые были систематизированы в нашем исследовании. Часть проблем решается



**Рис. 5.** T2\*-изображения (TE = 25 мс) головного мозга взрослого добровольца (а, б) и плода (в, г) на 1,5 Тл (а, в) и 3 Тл (б, г)

**Fig. 5.** T2\* images (TE = 25 ms) of the brain in an adult volunteer (а, б) and a fetus (в, г) acquired at 1.5 T (а, в) and 3 T (б, г)

стандартными приемами МР-визуализации: сокращением времени сканирования, онлайн-навигацией по ортогональным срезам и обеспечением комфорта беременной. Более серьезные трудности связаны с неоднородностью магнитного поля и артефактами в поле 3 Тл, что требует индивидуальной настройки протоколов и стандартизации анализа данных.

Мы подробно описали преклинический этап с использованием фантома и здоровых добровольцев для получения референсных значений, адаптированных под конкретный сканер. Предложенный нами метод на базе SS-GRE-EPI показал высокую воспроизводимость и устойчивость к артефактам, охватывая всю голову плода и обеспечивая получение изображения в пределах 10 с. Добавление T2\*-серии к основному протоколу не увеличивает дискомфорт и не требует отдельного исследования с новым информированным согласием.

Качественный расчет T2\* требует стандартизированной постобработки с учетом возможных артефактов. Хотя использование карт T2\* упрощает процесс, оно подчиняется тем же принци-

пам размещения ROI. В условиях ограниченного доступа к фирменному программному обеспечению мы реализовали математический подход, дающий сопоставимые результаты, и разработали алгоритм построения T2\*-карт с использованием общедоступных инструментов, позволяющий гибко варьировать TE в протоколе.

Проделанная работа является необходимым и трудоемким подготовительным этапом для начала клинических испытаний метода на пациентах с факторами риска внутриутробной гипоксии плода.

### Заключение

Разработанная методика T2\*-релаксометрии, а также полученные в данном исследовании референсные значения в зависимости от напряженности магнитного поля и гестационного срока (нормированные на фантомные показатели релаксометрии) могут использоваться врачами МРТ для освоения и анализа результатов T2\*-релаксометрии при обследовании беременных с высоким риском гипоксии плода. Основываясь на полученных результатах о динамическом сни-

жении T2\*-PB с увеличением срока гестации, а также на литературных данных о снижении T2\* ВР мозга плода при накоплении дезоксигемоглобина [16–19, 23], мы ожидаем получить новые количественные результаты, которые позволят оценить эффективность метода, его специфичность и чувствительность в определении гипоксических внутриутробных расстройств в различные сроки гестационного развития.

С учетом разработанной технологии сверхбыстрого сканирования исходных изображений, а также подробного описания предложенного метода сбора количественных данных, рекомендовано использовать T2\*-релаксометрию в клинической практике как дополнительный количественный метод скрининга у беременных на сроке 24–36 недель при подозрении на хроническую гипоксию, задержку внутриутробного развития плода, врожденного порока сердца, при плацентарных и материнских факторах риска. Таким образом, на базе проведенного исследования и перспективы накопления базы данных об изменчивости T2\*-ВР в зависимости от факторов риска мы получим новый инструмент неинвазивной диагностики гипоксии плода в определенных клинических ситуациях, который будет служить предиктором перинатального исхода и навигатором для определения терапевтической тактики.

## Список литературы / References

- Hussain N.M., O'Halloran M., McDermott B., Elahi M.A. Fetal monitoring technologies for the detection of intrapartum hypoxia – challenges and opportunities. *Biomed. Phys. Eng. Express*. 2024;10(2):022002. doi: 10.1088/2057-1976/ad17a6
- Юсенко С.Р., Нагорнева С.В., Коган И.Ю. Изменение мозговой гемодинамики плода при задержке его роста. *Рос. вестн. акушера-гинеколога*. 2024;24(3):36–41. doi: 10.17116/rosakush20242403136
- Yusenko S.R., Nagorneva S.V., Kogan I.Yu. Changes in fetal cerebral hemodynamics in fetal growth retardation. *Rossiyskiy vestnik akushera-ginekologa = Russian Bulletin of Obstetrician-Gynecologist*. 2024;24(3):36–41. [In Russian]. doi:10.17116/rosakush20242403136
- Лазарева Г.А., Чебышева Е.Л. Роль доплерометрических показателей в оценке церебральной гемодинамики плода. *Соврем. пробл. науки и образ.* 2021;5(5):123. doi:10.17513/spno.31135
- Lazareva G.A., Chebysheva E.L. Role of dopplerometric indicators in assessment of fetal cerebral hemodynamics. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya = Modern Problems of Science and Education*. 2021;5:123. [In Russian]. doi:10.17513/spno.31135
- Mari G., Deter R.L., Carpenter R.L., Rahman F., Zimmerman R., Moise K.J., Jr., Dorman K.F., Ludomirsky A., Gonzalez R., Gomez R., Oz U., Detti L., Copel J.A., Bahado-Singh R., Berry S., Martinez-Poyer J., Blackwell S.C. Noninvasive diagnosis by Doppler ultrasonography of fetal anemia due to maternal red-cell alloimmunization. *N. Engl. J. Med.* 2000;342(1):9–14. doi: 10.1056/NEJM200001063420102
- Макогон А.В., Андриюшина И.В. Диагностика и лечение гемолитической болезни плода. *Акушерство и гинекол.* 2012; (1):43–48.
- Makogon A.V., Andryushina I.V. Diagnosis and treatment of hemolytic disease of the fetus. *Akusherstvo i ginekologiya = Obstetrics and gynecology*. 2012;(1):43–48. [In Russian].
- Макогон А.В., Андриюшина И.В. Гемолитическая болезнь плода: мониторинг, лечение плода и родоразрешение. *Вопр. гинекол., акушерства и перинатол.* 2018;17(3):45–52. doi: 10.20953/1726-1678-2018-3-45-52
- Makogon A.V., Andryushina I.V. Hemolytic disease of the fetus: monitoring, treatment of the fetus and delivery. *Voprosy ginekologii, akusherstva i perinatologii = Gynecology, Obstetrics and Perinatology*. 2018;17(3):45–52. [In Russian]. doi: 10.20953/1726-1678-2018-3-45-52
- Martinez-Portilla R.J., Lopez-Felix J., Hawkins-Villareal A., Villafan-Bernal J.R., Paz Y.M.F., Figueras F., Borrell A. Performance of fetal middle cerebral artery peak systolic velocity for prediction of anemia in untransfused and transfused fetuses: systematic review and meta-analysis. *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 2019;54(6):722–731. doi: 10.1002/uog.20273
- Scheier M., Hernandez-Andrade E., Carmo A., Dezerega V., Nicolaidis K.H. Prediction of fetal anemia in rhesus disease by measurement of fetal middle cerebral artery peak systolic velocity. *Ultrasound Obstet. Gynecol.* 2004;23(5):432–436. doi: 10.1002/uog.1010
- Mari G., Norton M.E., Stone J., Berghella V., Sciscione A.C., Tate D., Schenone M.H. Society for Maternal-Fetal Medicine (SMFM) Clinical Guideline# 8: the fetus at risk for anemia – diagnosis and management. *Am. J. Obstet. Gynecol.* 2015;212(6): 697–710. doi: 10.1016/j.ajog.2015.01.059
- O'Connor J.P.B., Robinson S.P., Waterton J.C. Imaging tumour hypoxia with oxygen-enhanced MRI and BOLD MRI. *Br. J. Radiol.* 2019;92(1096):20180642. doi: 10.1259/bjr.20180642
- Vu C., Chai Y., Coloigner J., Nederveen A.J., Borzage M., Bush A., Wood J.C. Quantitative perfusion mapping with induced transient hypoxia using BOLD MRI. *Magn. Reson. Med.* 2021;85(1):168–181. doi: 10.1002/mrm.28422
- Sayin E.S., Schulman J., Poublanc J., Levine H.T., Raghavan L.V., Uludag K., Duffin J., Fisher J.A., Mikulis D.J., Sobczyk O. Investigations of hypoxia-induced deoxyhemoglobin as a contrast agent

for cerebral perfusion imaging. *Hum. Brain Mapp.* 2023;44(3):1019–1029. doi:10.1002/hbm.2613

13. Bottomley P.A., Hardy C.J., Argersinger R.E., Allen-Moore G. A review of 1H nuclear magnetic resonance relaxation in pathology: are T1 and T2 diagnostic? *Med. Phys.* 1987;14(1):1–37. doi:10.1118/1.596111

14. Chavhan G.B., Babyn P.S., Thomas B., Shroff M.M., Haacke E.M. Principles, techniques, and applications of T2\*-based MR imaging and its special applications. *Radiographics.* 2009;29(5):1433–1449. doi:10.1148/rg.295095034

15. Cameron I.L., Ord V.A., Fullerton G.D. Characterization of proton NMR relaxation times in normal and pathological tissues by correlation with other tissue parameters. *Magn. Reson. Imaging.* 1984;2(2):97–106. doi:10.1016/0730-725X(84)90063-8

16. Vasylechko S., Malamateniou C., Nunes R.G., Fox M., Allsop J., Rutherford M., Rueckert D., Hajnal J.V. T2\* relaxometry of fetal brain at 1.5 Tesla using a motion tolerant method. *Magn. Reson. Med.* 2015;73(5):1795–1802. doi: 10.1002/mrm.25299

17. Blazejewska A.I., Seshamani S., McKown S.K., Caucutt J.S., Dighe M., Gatenby C., Studholme C. 3D in utero quantification of T2\* relaxation times in human fetal brain tissues for age optimized structural and functional MRI. *Magn. Reson. Med.* 2017;78(3):909–916. doi: 10.1002/mrm.26471

18. Baadsgaard K., Hansen D.N., Peters D.A., Frøkjær J.B., Sinding M., Sørensen A. T2\* weighted fetal MRI and the correlation with placental dysfunction. *Placenta.* 2023;131:90–97. doi: 10.1016/j.placenta.2022.12.002

19. Lauridsen M.H., Ulbjerg N., Henriksen T.B., Petersen O.B., Stausbøl-Grøn B., Matthiesen N.B., Peters D.A., Ringgaard S., Hjortdal V.E. Cerebral oxygenation measurements by magnetic resonance imaging in fetuses with and without heart defects. *Circ. Cardiovasc. Imaging.* 2017;10(11):e006459. doi:10.1161/CIRCIMAGING.117.006459

20. Hernando D., Vigen K.K., Shimakawa A., Reeder S.B. R<sub>2</sub>\* mapping in the presence of macroscopic B<sub>0</sub> field variations. *Magn. Reson. Med.* 2012;68(3):830–840. doi: 10.1002/mrm.23306

21. Davis L., Thornburg K.L., Giraud G.D. The effects of anaemia as a programming agent in the fetal heart. *J. Physiol.* 2005;565(Pt. 1):35–41. doi:10.1113/jphysiol.2004.082388

22. Lajous H., Roy C.W., Hilbert T., de Dumast P., Tourbier S., Alemán-Gómez Y., Yerly J., Yu T., Kebiri H., Payette K., Ledoux J.B., Meuli R., Hagmann P., Jakob A., Dunet V., Koob M., Kober T., Stuber M., Bach Cuadra M. A Fetal Brain magnetic resonance Acquisition Numerical phantom (FaBiAN). *Sci. Rep.* 2022;12(1):8682. doi: 10.1038/s41598-022-10335-4

23. Cromb D., Steinweg J., Aviles Verdera J., van Poppel M.P.M., Bonthron A.F., Lloyd D.F.A., Pushpajah K., Simpson J., Razavi R., Rutherford M., Counsell S.J., Hutter J. T2\*-relaxometry MRI to assess third trimester placental and fetal brain oxygenation and placental characteristics in healthy fetuses and fetuses with congenital heart disease. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2025;61(3):1246–1255. doi:10.1002/jmri.29498.

#### Сведения об авторах:

Савелов Андрей Александрович, к.ф.-м.н., ORCID: 0000-0002-5332-2607, e-mail: as@tomo.nsc.ru

Горностаева Алена Марковна, ORCID: 0000-0001-9384-1500, e-mail: am.popkova@yandex.ru

Параскун Ксения Алексеевна, ORCID: 0009-0007-7083-3840, e-mail: paraskunksu@yandex.ru

Абрамова Виктория Дмитриевна, ORCID: 0000-0002-3791-7950, e-mail: victoria.d.abramova@gmail.com

Коростышевская Александра Михайловна, д.м.н., ORCID: 0000-0002-0095-8994, e-mail: koro@tomo.nsc.ru

#### Information about the authors:

Andrey A. Savelov, candidate of physical and mathematical sciences, ORCID: 0000-0002-5332-2607, e-mail: as@tomo.nsc.ru

Alyona M. Gornostaeva, ORCID: 0000-0001-9384-1500, e-mail: am.popkova@yandex.ru

Kseniya A. Paraskun, ORCID: 0009-0007-7083-3840, e-mail: paraskunksu@yandex.ru

Victoria D. Abramova, ORCID: 0000-0002-3791-7950, e-mail: victoria.d.abramova@gmail.com

Alexandra M. Korostyshevskaya, doctor of medical sciences, ORCID: 0000-0002-0095-8994, e-mail: koro@tomo.nsc.ru

Поступила в редакцию 30.07.2025

После доработки 07.11.2025

Принята к публикации 19.12.2025

Received 30.07.2025

Revision received 07.11.2025

Accepted 19.12.2025