

<https://doi.org/10.29001/2073-8552-2025-40-2-32-43>
УДК 616-073.756.8

Arterial Spin Labeling: принципы и новые тенденции в реализации метода

В.В. Попов^{1,2}, Ю.А. Станкевич^{1,2}, О.Б. Богомякова^{1,2}, А.А. Тулупов^{1,2}

¹ Институт «Международный томографический центр» Сибирского отделения Российской академии наук (МТЦ СО РАН), 630090, Российская Федерация, Новосибирск, ул. Институтская, 3а

² Новосибирский национальный исследовательский государственный университет (НГУ), 630090, Российская Федерация, Новосибирск, ул. Пирогова, 1

Аннотация

Цель. Изучить принципы и новые тенденции бесконтрастной магнитно-резонансной (МР) перфузии (ASL) на основе литературных данных.

Материал и методы. Проведен ретроспективный обзор рандомизированных клинических и перекрестных исследований с поиском в базах данных PUBMED, EMBASE, LILACS, SCOPUS, eLIBRARY на английском и русском языках за 2014–2024 г. Ключевые слова, используемые для выбора статей: arterial spin labeling (ASL), pulsed ASL, continuous ASL, pseudocontinuous ASL, diffusion-prepared ASL, vessel-encoded ASL, бесконтрастная магнитно-резонансная перфузия.

Результаты. Было проанализировано 487 статей, 50 из которых использованы для составления обзора. В результате поиска созданы блоки статей, внутри которых был проведен анализ для изучения разновидностей метода ASL, технических характеристик и тенденций развития в данной области.

Заключение. Существующие разновидности ASL позволяют осуществлять выбор и учитывать преимущества и недостатки каждого метода для проведения диагностических исследований. Последовательность псевдоднепрерывной маркировки спинов артериальной крови (pseudocontinuous Arterial Spin Labeling, pCASL) является наиболее изученным, надежным и доступным количественным методом, а развивающиеся перспективные технические способы сбора и обработки результатов позволят расширить применение данного метода в клинической и исследовательской практике.

Ключевые слова:	arterial spin labeling; PASL; CASL; pCASL; dp-pCASL; vs-ASL; ve-ASL; бесконтрастная магнитно-резонансная перфузия.
Ресурсное обеспечение:	авторы благодарят Министерство науки и высшего образования РФ за доступ к МРТ оборудованию при выполнении исследования.
Финансирование:	раздел, посвященный анализу возможностей ASL в изучении патогенеза инсульта, подготовлен в рамках гос. задания 1023110800234-5-3.2.25;3.1.4;3.2.12. Раздел, посвященный описанию возможностей новых методик МРТ для оценки очагов рассеянного склероза, поддержан грантом Российского научного фонда, проект № 23-15-00377 (авторы Станкевич Ю.А. и Тулупов А.А.).
Для цитирования:	Попов В.В., Станкевич Ю.А., Богомякова О.Б., Тулупов А.А. Arterial Spin Labeling: принципы и новые тенденции в реализации метода. <i>Сибирский журнал клинической и экспериментальной медицины</i> . 2025;40(2):32–43. https://doi.org/10.29001/2073-8552-2025-40-2-32-43

Arterial Spin Labeling: principles and current trends in the implementation of the method

Vladimir V. Popov^{1,2}, Yulia A. Stankevich^{1,2}, Olga B. Bogomyakova^{1,2},
Andrey A. Tulupov^{1,2}

¹ The Institute International Tomography Center of the Russian Academy of Sciences (ITC SB RAS),
3a, Institutskaya str., Novosibirsk, 630090, Russian Federation

² Novosibirsk State University, 1, Pirogova str., Novosibirsk, 630090, Russian Federation

Abstract

Aim: To study the principles and new trends of contrast-free MR perfusion (ASL) based on literature data.

Material and Methods. A retrospective overview of randomized clinical and crossover studies was performed by searching databases: PUBMED, EMBASE, LILACS, SCOPUS, eLIBRARY in English and Russian languages from 2015 to 2024 years. The keywords used for article selection included: arterial spin labeling (ASL), pulsed ASL, continuous ASL, pseudocontinuous ASL, diffusion-prepared ASL, artificial intelligence ASL, vessel-encoded ASL and non-contrast MR perfusion.

Results. A total of 487 articles were analyzed, 50 of which were used to perform the review. The search results – blocks of articles were created with analysis the variations of the ASL method, its application possibilities, technical characteristics, and developmental trends of artificial intelligence in this field.

Conclusion. The existing varieties of ASL allow for the selection and consideration of the advantages and disadvantages of each method for conducting diagnostic studies. The pCASL sequence is the most studied, reliable and affordable quantitative method, and the developing promising technical methods for collecting and processing results will expand the application of the method in clinical and research practices.

Keywords: arterial spin labeling; PASL; CASL; pCASL; dp-pCASL; vs-ASL; ve-ASL; non-contrast MR perfusion.

Resource support: the authors thank the Ministry of Science and Higher Education of the Russian Federation for access to MRI equipment during the study.

Funding: the section devoted to the analysis of ASL capabilities in the study of stroke pathogenesis was prepared within the framework of state assignment 1023110800234-5-3.2.25;3.1.4;3.2.12. The section devoted to the description of the capabilities of new MRI techniques for assessing multiple sclerosis foci was supported by a grant from the Russian Science Foundation, project No. 23-15-00377 (authors Stankevich Yu.A. and Tulupov A.A.).

For citation: Popov V.V., Stankevich Yu.A., Bogomyakova O.B., Tulupov A.A. Arterial Spin Labeling: Principles and current trends in the implementation of the method. *Siberian Journal of Clinical and Experimental Medicine*. 2025;40(2):32–43. <https://doi.org/10.29001/2073-8552-2025-40-2-32-43>

Введение

Бесконтрастный метод перфузионной магнитно-резонансной томографии (МРТ) – маркирование артериальных спинов (arterial spin labeling, ASL) – позволяет оценивать перфузию исследуемых тканей (мл/100 г/мин). Он имеет ряд преимуществ (неинвазивность проведения процедуры, отсутствие материальных и временных затрат на использование контрастных препаратов, отсутствие осложнений при нарушениях функции почек), дающих возможность динамического наблюдения пациента [1]. Однако при этом методика имеет такие недостатки, как чувствительность к артефактам движения и металлоконструкций, относительно низкое пространственное разрешение, длительность исследования (около 5 мин), зависимость от состояния сердечно-сосудистой системы пациента и его возраста, а также обладает ограниченной коммерческой доступностью [2]. Получение количественных данных, отражающих состояние церебрального кро-

вотока (cerebral blood flow, CBF), требует дополнительно пре- и постпроцессинга данных [3].

Достоверность получаемых результатов по данным ASL была неоднократно продемонстрирована в сравнении бесконтрастной магнитно-резонансной (МР) перфузии, контрастных методов, перфузионной компьютерной томографии (КТ) и широко представлена в отечественной и зарубежной литературе [4]. Отмечается высокая надежность и воспроизводимость метода на МР-оборудовании разных вендоров [5]. Развитие метода ASL позволило сформировать новые подходы к диагностике ишемических поражений головного мозга, рассеянного склероза, новообразований, эпилепсий, мигрени, гидроцефалии и др., показывая высокую точность получаемых данных в сравнении с общепринятыми контрастными методами [6].

Цель обзора: изучить принципы и новые тенденции ASL на основе литературных данных. Для этого был проведен обзор рандомизированных клинических и перекрестных исследований с поиском в базах данных PUBMED,

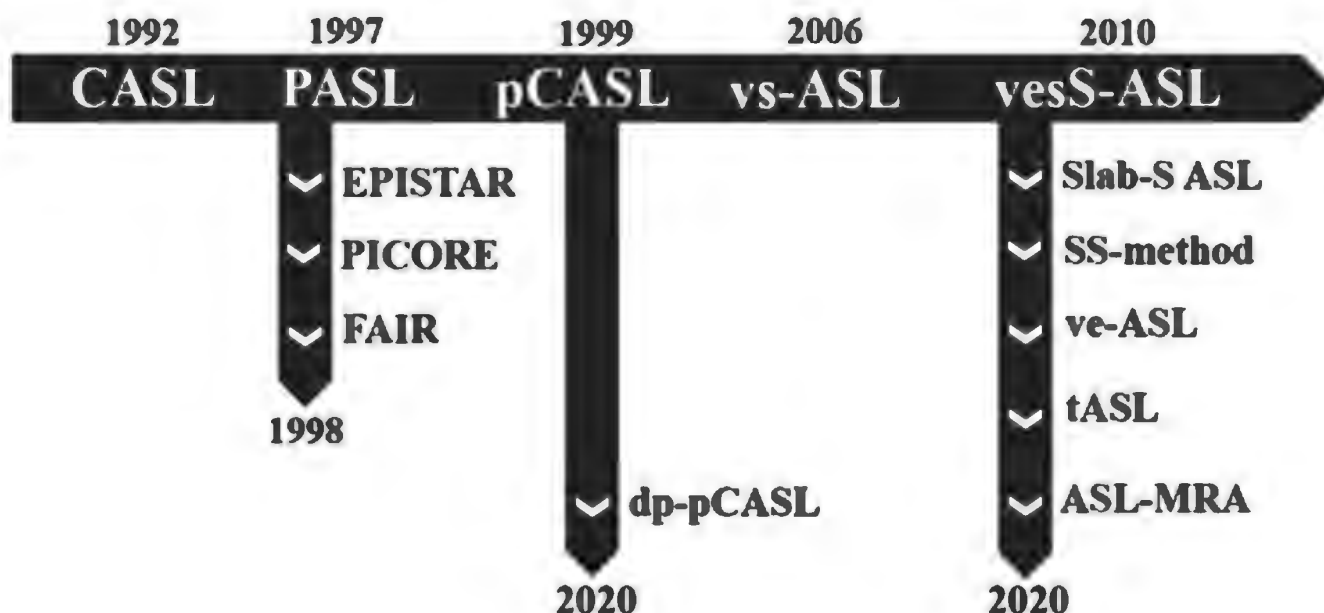


Рисунок 1. Схема появления разных вариантов ASL последовательностей. CASL – непрерывная ASL (continuous ASL); PASL – импульсная ASL (pulsed ASL); pCASL – псевдонепрерывная ASL (pseudocontinuous ASL); dp-pCASL – pCASL, подготовленный диффузией (diffusion prepared-pCASL); vs-ASL – скорость-селективная ASL (velocity-selective ASL); vesS-ASL – сосуд-селективная ASL (vessel-selective ASL); Slab-S ASL – область-селективная ASL (Slab-selective ASL); SS-method – суперселективный метод (superselective method); ve-ASL – сосуд-кодированный метод (vessel-encoding ASL); tASL – территориальная ASL (territorial ASL)

Figure 1. The scheme of the appearance of different ASL variants. CASL – continuous ASL, PASL – pulsed ASL, pCASL – pseudocontinuous ASL, dp-pCASL – diffusion-prepared pCASL, vs-ASL – velocity-selective ASL, vesS-ASL – vessel-selective ASL, Slab-S ASL – Slab-selective ASL, SS-method – superselective method, ve-ASL – vessel-encoding ASL, tASL – territorial ASL

EMBASE, LILACS, SCOPUS, eLIBRARY на английском и русском языках за 2014–2024 гг. Ключевые слова, используемые для выбора статей, были определены на основе стратегии PICO: arterial spin labeling, pulsed ASL, continuous ASL, pseudocontinuous ASL, diffusion-prepared ASL, velocity-encoded ASL, бесконтрастная МР-перфузия. В данном обзоре представлен принцип и разновидности методов ASL, основные параметрические характеристики и возможности программной постобработки бесконтрастной МР-перфузии.

Принцип и разновидности методов ASL-перфузии

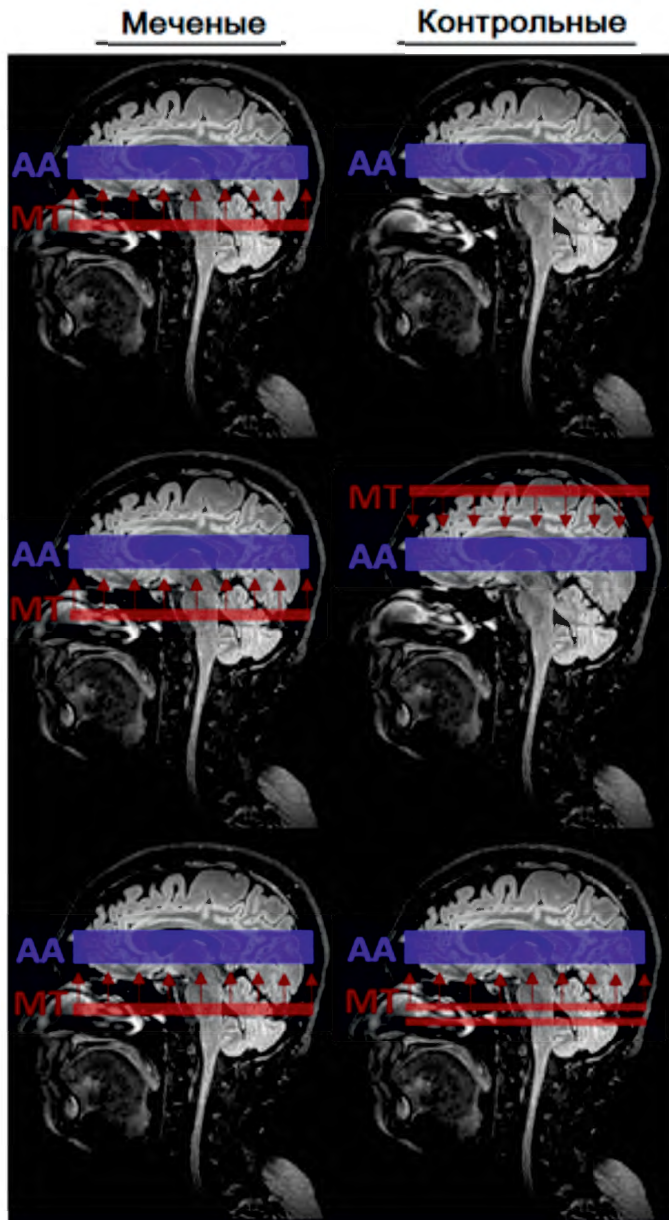
Последовательность ASL заключается в получении контрольных и меченых изображений, в которых статические сигналы тканей идентичны, но намагниченность притекающей крови различна. Это достигается путем радиочастотного (РЧ) маркирования импульсами, которые насыщают артериальную кровь ниже области интереса. Вычитание между контрольными и мечеными изображениями устраняет статические эффекты, а оставшиеся сигналы представляют собой региональный кровоток. Существует несколько разновидностей ASL-перфузии, отличающихся по надежности, длительности сбора данных и технической сложности. Учитывая преимущества и диагностические возможности, разработка новых ASL последовательностей продолжается и на сегодняшний день (рис. 1).

1. Непрерывная ASL (continuous ASL, CASL). В данной последовательности применяется постоянный градиент и длинный РЧ-импульс, частота которого настраивается таким образом, чтобы соответствовать частоте Лармора в определенной небольшой плоскости маркирования кровеносных сосудов, расположенных ниже зоны интереса. Однако недостатками метода является низкая эффективность маркирования, которая может зависеть

как от изменения реологических свойств крови, так и от скорости ее транзита. Недостатком CASL, помимо высокой РЧ-нагрузки на пациента, является необходимость наличия специального аппаратного и программного обеспечения для непрерывной передачи длинных РЧ-импульсов, что существенно удлиняет время проведения исследования [7].

Также импульсы инверсии, используемые в CASL, приводят к явлению переноса намагниченности (magnetization transfer, MT), который возникает, когда РЧ-импульс, сосредоточенный в инверсионной области, «выходит за пределы» и косвенно снижает сигнал в отображаемом срезе посредством внерезонансных взаимодействий воды и макромолекул [8]. Для преодоления этого недостатка контрольное изображение может получаться с использованием второго инверсионного импульса, идентичного первому, но расположенного в противоположной стороне отображаемого среза. Эффекты MT внутри отображаемого среза одинаковы для меченых и контрольных изображений и устраняются путем субтракции. Другим вариантом решения MT является применение разделения инвертирующего импульса на две части посредством амплитудной модуляции [9]. Поскольку разделенные полосы инверсионного импульса имеют половину амплитуды исходного и расположены близко друг к другу, то эффект MT на отображаемом срезе остается неизменным и исчезает при вычитании последовательностей (рис. 2). В настоящее время CASL является надежным инструментом для проведения клинических наблюдений в оценке острых и хронических ишемических поражений головного мозга, при нейродегенеративных заболеваниях и эпилепсиях.

2. Импульсная ASL (pulsed ASL, PASL) характеризуется быстрым изменением намагниченности участка ткани (толщиной до 10–15 см) проксимальнее области



Перенос намагниченности (MT)

Внерезонасные эффекты **области инверсии** снижают сигнал в **визуализируемой области**

Первое решение MT

Применение второго **инверсионного импульса** в противоположном направлении выше **визуализируемой области** с созданием идентичных MT

Второе решение MT

Разделение **инверсионного импульса** на 2 идентичные части по направлению к **визуализируемой области**

Рисунок 2. Проблема переноса намагниченности в CASL и методы решения. Красные стрелки (MT, magnetization transfer) – перенос намагниченности; красный блок – область инверсионного импульса; синий блок (AA, acquisition area) – визуализируемая область
Figure 2. The problem of magnetization transfer in CASL and methods of solution. Red arrows (MT) – magnetization transfer; red block – the area of the inversion pulse; blue block (AA) – acquisition area

интереса за счет одиночного РЧ-импульса или короткой последовательности импульсов (до 20 мс). В данном методе инверсия обычно реализуется с использованием селективного адиабатического инверсионного импульса. Основные преимущества PASL по сравнению с CASL заключаются в том, что эффективность инверсии достаточно высока и постоянна, а значение удельной скорости поглощения сигнала (specific absorption rate, SAR) находится на низком уровне [10].

Однако недостатком метода является то, что соотношение «сигнал/шум» (signal-to-noise ratio, SNR) существенно ниже, чем у CASL. Кроме того, размер маркирования ограничен пространственными возможностями катушки, в то время как в CASL ширина маркирования контролируется длительностью подаваемого импульса. При этом в практической деятельности при исследовании

головного мозга пространство маркирования PASL обычно ограничено около 20 см в длину.

Для проведения количественной оценки кровотока необходимо контролировать время маркирования. Разработано множество оптимизированных вариантов PASL, которые отличаются техническими деталями маркировки, последовательностью РЧ-импульсов, способом маркировки, а также контрастностью изображений в статическом сигнале ткани [11].

2.1. Нацеливание сигнала на основе эхо-планарной визуализации с помощью чередующихся РЧ-импульсов (Echo-Planar Imaging-based Signal Targeting by Alternating Radiofrequency pulses, EPSTAR) является первым методом PASL, разработанным в 1990 г. Стратегия заключается в начальном селективном 90-градусном РЧ-импульсе со спойлером и насыщением визу-

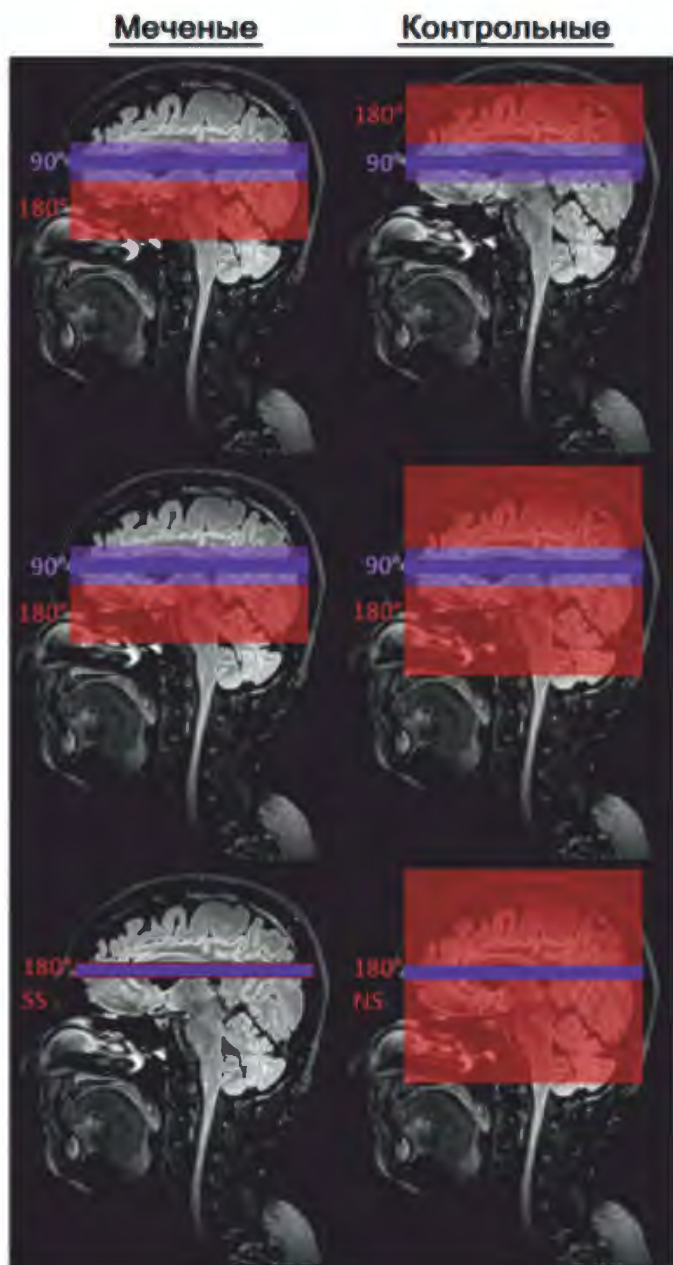


Рисунок 3. Обзорные схемы последовательностей PASL: EPISTAR, PICORE, FAIR. Красный блок – область инверсионного импульса; синий блок – визуализируемая область; фиолетовый блок – область нанесения 90-градусных спойлеров; SS – срез-селектирующий; NS – неселективный
Figure 3. Overview schemes of PASL sequences: EPISTAR, PICORE, FAIR. Red block – the area of the inversion pulse; blue block – the visualized area; purple block – the area of application of 90-degree spoilers; SS – slice-selective; NS – non-selective

ализируемого среза шире, чем предполагаемая область интереса. Затем проксимально применяется широкая область инверсии с использованием адиабатического 180 градусного РЧ-импульса. Следующим этапом проводится субтракция из контрольных изображений, в результате получается перфузионно-взвешенное изображение с минимизацией намагниченности от статичных тканей [12]. Односрезовый EPISTAR впоследствии был основой для разработки нескольких многосрезовых вариантов (рис. 3).

2.2. Проксимальная инверсия с контролем вне-резонансных эффектов (Proximal Inversion with Control of Off-Resonance Effects, PICORE) является асимметричным многосрезовым методом PASL с идентичной последовательностью маркирования и насыщением области визуализации. Однако данный метод отличается

EPISTAR
90°-импульсные спойлеры, проходящие через область визуализации с последующим инверсионным импульсом. Контрольные изображения с 90°-импульсными спойлерами и инверсионным импульсом над областью интереса.

PICORE
90°-импульсные спойлеры, проходящие через область визуализации с последующим инверсионным импульсом. Контрольные изображения 90°-импульсными спойлерами и неселектирующим вне-резонансным инверсионным импульсом.

FAIR
Срез-селектирующая инверсия в области визуализации с последующим неселективным инверсионным импульсом.

180-градусным инверсионным импульсом, который подается со сдвигом частоты относительно среза изображения при отсутствии пространственного градиента [13] (см. рис. 3).

2.3. Поток-чувствительное чередующееся инверсионное восстановление PASL (Flow-sensitive Alternating Inversion Recovery, FAIR) использует стратегию симметричной области маркирования для создания маркированных и контрольных изображений. Метод начинается с селектирующего 180-градусного инверсионного импульса, расположенного внутри визуализируемой области интереса для минимизации артефактов от РЧ-импульсов и обеспечения равномерной инверсии сигнала. Спустя определенное время задержки транзита крови следует неселективный инверсионный импульс

на всю область визуализации [14]. Болюс маркированной крови может не попадать точно в область сканирования из-за задержки транзита и дисперсии крови, в связи с чем было предложено несколько модификаций последовательности импульсов (см. рис. 3).

Одним из них является количественная визуализация перфузии с использованием однократного вычитания (Quantitative Imaging of Perfusion using a Single Subtraction, QUIPSS), включающая в себя добавление одиночного 90-градусного импульса насыщения перед считыванием [15], который применялся либо к области визуализации (QUIPSS I), либо к области маркирования (QUIPSS II).

Выбор между методами EPSTAR, PICORE и FAIR должен зависеть от ожидаемой геометрии, потока крови и области визуализации. Так, PICORE осуществляет маркирование с одной стороны и больше подходит для визуализации перфузии головного мозга в аксиальных срезах [14]. Когда приток крови в область интереса осуществляется с разных сосудов и направлений, рекомендуется применение FAIR в связи с его способностью осуществлять двустороннее маркирование сосудов, что может быть полезно в диагностике сосудистого русла почек или для проведения оценки церебральной перфузии в сагиттальных срезах [16]. В ряде случаев EPSTAR может иметь преимущество в связи с малым количеством возможных артефактов от вихревых токов благодаря применению сбалансированных градиентов между контрольными и маркированными изображениями. Однако клиническое применение данного метода представлено в литературе малочисленными источниками [17].

3. Псевдонепрерывная ASL (pseudocontinuous ASL, pCASL) использует длительный период маркировки (около 2 с) с быстрым нанесением многочисленных (приблизительно 1000) коротких РЧ-импульсов на плоскость маркировки со скоростью приблизительно один импульс в миллисекунду. При этом намагниченность крови непрерывно инвертируется во время транзита через плоскость маркировки, ориентированную перпендикулярно питающим артериям ниже зоны интереса, посредством индуцированной 180-градусной инверсии [18].

По сравнению с CASL pCASL обеспечивает более высокую эффективность маркирования и может быть реализован на современных клинических сканерах с подходящим программным обеспечением. В то же время по сравнению с PASL pCASL обладает достаточно высоким SNR и менее чувствителен к дисперсии области маркирования. Однако эффективность мечения pCASL не так велика, как в PASL, к тому же pCASL очень чувствителен к артефактам, движению пациента, скорости потока, углу потока, а также неоднородностям поля [19]. Кроме этого, существует сложность получения количественных результатов, что решается путем дополнительной пре- и постобработки изображений.

Применение метода pCASL наиболее изучено у пациентов с ишемическим поражением головного мозга, где повышенные показатели церебральной перфузии в области очага инсульта связаны с конечным благоприятным исходом. При этом методика позволяет дополнительно проводить оценку коллатерального кровотока, что может оказать существенное влияние на тактику лечения [20]. Другой областью применения бесконтрастной МР-перфузии является оценка демиелинизирующих заболеваний головного мозга. Так, значение CBF у пациентов с рассеянным склерозом потенциально может быть объ-

ективным маркером для мониторинга активности заболевания даже при отсутствии структурных изменений [21]. По данным pCASL, наблюдается снижение CBF как в визуально-интактных отделах белого вещества, так и в сером веществе у пациентов с рецидивирующе-ремиттирующим типом течения. Снижение CBF наиболее выражено у пациентов с первично-прогрессирующим типом течения РС, что достоверно коррелирует с клинической нетрудоспособностью пациента, тогда как CBF отдельно серого вещества коррелирует с нейропсихологическими дисфункциями [22].

Кроме этого, pCASL применяется для оценки новообразований головного мозга, что наряду со структурными рутинными методиками позволяет трактовать степень и тяжесть выявленной патологии у пациента. При этом бесконтрастная МР-перфузия, по данным исследователей, может предсказать гистопатологическую плотность сосудов новообразований головного мозга и может быть полезна при различии степени злокачественности опухолей глиального ряда и их классификации [23]. Метод pCASL позволяет идентифицировать эпилептогенные очаги и может использоваться в диагностике мигрени, гидроцефалии, болезни Мойя-Мойя, заболеваниях поджелудочной железы и почек [24, 25].

3.1. Одной из разновидностей pCASL является предварительная подготовка диффузией (diffusion prepared-pCASL, dp-pCASL). Данный метод позволяет проводить количественную оценку скорости обмена жидкости через гематоэнцефалический барьер, используя небольшое диффузионное взвешивание ($b=50$ с/мм²) для дифференциации сигнала ASL от капилляров и ткани головного мозга на основе разницы коэффициентов диффузии [26]. Однако одним из существенных недостатков указанного метода является высокая чувствительность к движениям пациента, что вызывает дополнительную фазу в k-пространстве при наличии градиентов подготовки к диффузии, а некогерентность фазы между сегментированными повторами может привести к серьезным артефактам на перфузионных изображениях. Для достижения достоверных и достаточно быстрых результатов исследования рекомендуется применять относительно толстые срезы (до 8 мм) и только одну задержку после маркировки (1800 мс), что поможет улучшить SNR [27]. В литературе представлены единичные результаты применения данного метода на примере оценки гематоэнцефалического барьера и его дисфункции у пациентов с лейкоэнцефалопатией [28].

4. Скорость-селективная ASL (velocity-selective ASL, vs-ASL) осуществляет маркировку крови в зависимости от ее скорости в определенной области интереса. РЧ-импульсы инвертируют спины артериальной крови выше выбранной скорости, называемой скоростью отсечки (V_{cut}) с помощью короткой (10–20 мс) РЧ-последовательности и потокочувствительных градиентных импульсов. Во время визуализации спины, текущие выше выбранной скорости, насыщаются, при этом измеряется только маркированная артериальная кровь, которая ниже значений V_{cut} . Таким образом, vs-ASL нечувствителен к артериальным транзиторным артефактам, в отличие от других методов ASL, обладает наилучшим SNR соотношением среди описанных методов [29]. Современные технические разработки повысили надежность и эффективность маркировки vs-ASL, что делает его потенциаль-

но более выгодным подходом ASL в широком спектре научных и клинических задач. Так, применение данного метода описано у пациентов с болезнью Мойя-Мойя [29], при стенозах сонных артерий, в оценке новообразований головного мозга [30]. Кроме этого, метод *vs*-ASL позволяет оценивать кровоток и состояние почек, сердца и плаценты [31].

5. Сосуд-селективная ASL (vessel-selective ASL, *vesS*-ASL) позволяет оценивать общее количество поступающей крови в область интереса через конкретный сосуд, что является главным преимуществом метода в сравнении с другими видами бесконтрастной МР-перфузии и контрастными КТ/МРТ-перфузиями. Зоны перфузии при этом демонстрируют широкую вариабельность из-за анатомических и гемодинамических изменений в головном мозге [32]. Клиническое применение данного метода включает оценку наличия коллатерального кровотока при стенотических заболеваниях, артериовенозных мальформациях, новообразованиях, ишемических поражениях головного мозга [33].

5.1. Область-селективная маркировка отдельных артерий (slab-selective single artery labeling) заключается в использовании обычного селективного инверсионного импульса с правильным позиционированием угла нанесения для охвата интересующей артерии. Однако данная задача может быть сложна из-за извитости сосудов. В область маркирования селективный сосуд должен входить полностью для получения необходимого болюса меченой крови [34]. Применение данного метода в клинических и исследовательских случаях не представлено.

5.2. Суперселективный метод (superselective method) позволяет точно визуализировать перфузию от одной конкретной артерии за счет непрерывной динамической ротации градиента вокруг области сканирования с переменным шагом. Амплитуда градиентных колебаний при этом должна выбираться как компромисс между эффективностью маркирования и возможностью маркирования других близлежащих артерий. Суперселективный метод является надежным методом визуализации у пациентов со стеноокклюзирующей болезнью и артериовенозными мальформациями. Он позволяет учитывать индивидуальные паттерны региональной перфузии головного мозга и демонстрирует высокую корреляцию получаемых результатов с данными контрастной МР-перфузии [35].

5.3. Сосуд-кодирующий метод (vessel-encoding ASL). Учитывая ограниченность времени сканирования, предпочтение отдается наиболее оптимизированному и быстрому последовательностям, что выражается в маркировании сразу нескольких питающих артерий одновременно, используя модель PASL или *rCASL*. Наиболее современным подходом является кодирование артерий путем маркирования области интереса сразу нескольких артерий, что в то же время может вызывать сложности из-за их извитости. В каждой из питающих артерий происходит кодирование маркированной и контрольной намагниченности, следуя матрице Адамара. Однако из-за существующих различий в геометрии питающих артерий и технических ограничениях данные схемы кодирования не всегда могут быть реализуемы. Применение данного метода наиболее хорошо изучено в оценке коллатералей у пациентов с острыми и хроническими нарушениями головного мозга, показывая высокую достоверность получаемых результатов [36].

5.4. Территориальная ASL (territorial ASL) обычно включает в себя применение суперселективного и сосуд-кодирующего методов одновременно. Планирование обычно основывается на TOF-изображениях, при этом движение пациента может не только ухудшить качество перфузионных карт, но и полностью лишить возможности их получения. В реальных клинических ситуациях необходимо учитывать относительные преимущества и недостатки каждого метода с точки зрения эффективности маркирования и скорости получения изображений. Способность суперселективного метода точно определять территорию перфузии одного сосуда лучше, чем у сосуд-кодирующего (рис. 4) [37]. Однако клиническое применение данного метода описано только у пациентов с гиперпластической передней хориоидальной артерией, что позволяет проводить достоверную оценку церебрального кровотока [38].

5.5. Метод ASL-ангиографии (ASL-MRA). Данная последовательность позволяет проводить селективное маркирование сосудов с большой временной гибкостью и достаточно высоким пространственным разрешением. Для ASL-MRA можно использовать PASL, который уже неоднократно доказал свою практическую применимость. Однако существующие технические сложности делают *rCASL* более предпочтительным вариантом. Возможно множество вариаций метода: применение дополнительных импульсов насыщения для подавления сигналов из аорты или поллой вены, опции «Tag-on/Tag-off», использующие вычитание изображений для улучшения подавления фона; способность селективно выбирать венозное или артериальное русло [39]. Существующие ограничения в виде чувствительности к транзиту крови, а также необходимость ориентировать строго по потоку крови внутри сосуда составляют определенные сложности при наличии у пациента стеноза просвета артерий. В связи с этим активно развивается метод CAPRIA (Combined Angiography and Perfusion using Radial Imaging and ASL), который заключается в проведении одновременной комбинированной ангиографии и перфузии с использованием радиальной визуализации и ASL, но его клиническое применение остается предметом изучения [40]. Метод ASL-ангиографии, включая дополнение CAPRIA, обладает высоким потенциалом для эффективной оценки как макрососудистого кровотока, так и перфузии тканей за одно сканирование с потенциальным применением у пациентов со стеноокклюзирующими заболеваниями [41].

Перспективы развития ASL

Одной из потенциальных областей развития является применение ASL в функциональной МРТ. Измерение церебрального кровотока по данным ASL является прямым физиологическим коррелятом выработки и потребления аденозинтрифосфорной кислоты, что указывает на активность головного мозга в различных функциональных состояниях. Так, CBF отражает в том числе доставку глюкозы, кислорода и других питательных веществ в головной мозг для поддержания базального производства аденозинтрифосфата и его пополнения при функциональной активации, учитывая, что методы CBF основаны на компартментном моделировании и описывают динамику эндогенного индикатора в капиллярном русле до его перераспределения в венозное русло [42]. Однако существующие теоретические и экспериментальные

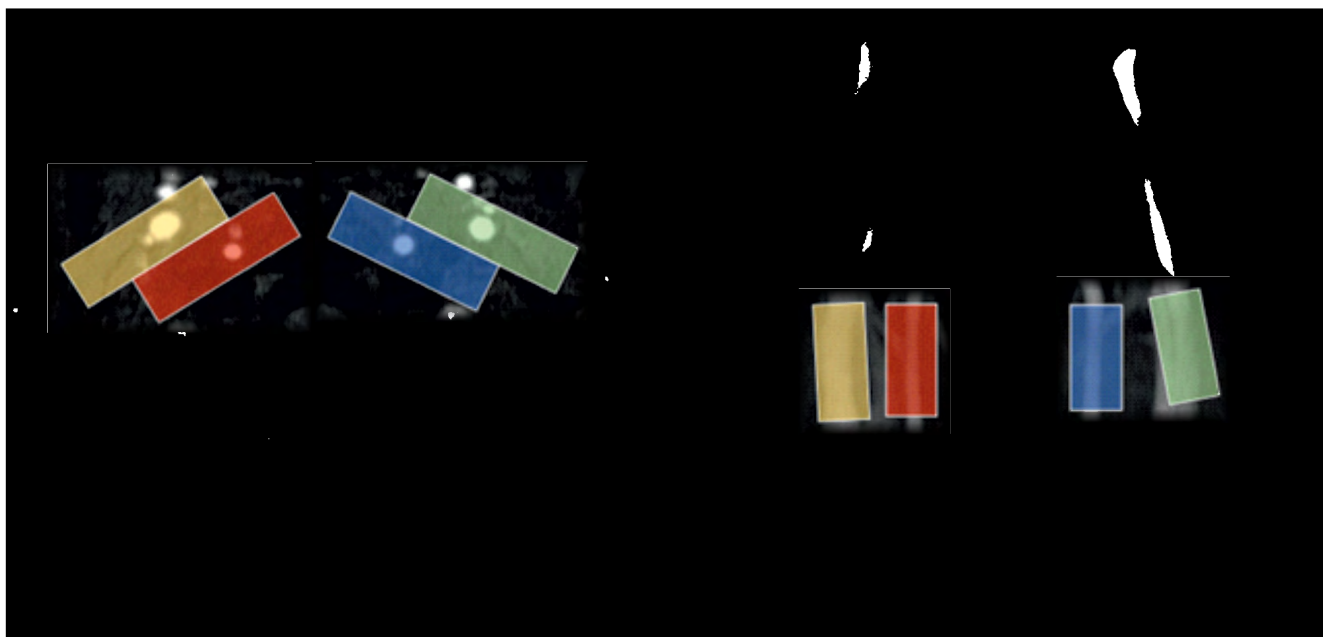


Рисунок 4. Области селективного маркирования сосуд-селективной ASL магистральных артерий шеи
Figure 4. Areas of selective marking of the main arteries of the neck by vessel-selective ASL

сложности (низкое соотношение сигнал шум и временное разрешение) не позволяют сделать ASL методом выбора при анализе нейрональной активности головного мозга в состоянии покоя или в методах функциональной МРТ, основанных на задачах (task-based fMRI).

Исследования в данной области по-прежнему продолжаются в направлениях поиска подходящего физиологического коррелята, комбинировании ASL и BOLD-сигналов, а также в разработке аналитических методов, способных увеличить чувствительность метода [43].

Другой перспективной областью является применение ASL при высокой напряженности поля. B0 улучшается как за счет увеличения SNR, так и за счет более длительного времени T1-релаксации крови, что может быть компенсировано сокращением времени сканирования, повышением пространственного разрешения или эффективности маркирования. Однако неоднородность B0-поля, а также быстрое затухание T2/T2*-эффектов и повышенный физиологический шум являются препятствием для широкого использования ASL в сверхвысокопольных томографах [44]. Неоднородность B0 может быть уменьшена с помощью предварительного сканирования и оценки смещений поля в каждом местоположении сосуда, которые затем могут быть скорректированы с помощью поперечного градиента. Различные модели постобработки позволяют ограничить влияние затухания T2/T2* эффектов при 7 Тесла и сделать метод потенциально более устойчивым к применению. Несмотря на теоретический потенциал ASL в сверхвысокопольных томографах, дальнейшая оптимизация метода в этой области продолжается.

Существующие различные последовательности ASL, отличающиеся по коммерческой доступности, эффективности, изученности, а также технической сложности, предоставляют исследователю выбор в применении наиболее подходящей методики для функциональной оценки состояния пациента. Несмотря на активно развивающиеся новые подходы, наиболее надежным и широко представленным в литературе методом является pCASL. Именно он зарекомендовал свою потенциальную цен-

ность в клинических и исследовательских случаях [45].

Основные параметрические характеристики ASL

Для получения надежных качественных и количественных результатов методом бесконтрастной МР-перфузии следует придерживаться определенных параметров сбора изображений, включающих длительность и задержку маркирования, подавление фона в области сканирования, а также учитывать пространственные подходы к сбору данных. Далее представлены характеристики ключевых параметров ASL.

Длительность маркирования (labeling duration, LD)

Достижение оптимальной продолжительности маркирования определяется временем продольной релаксации, а также влиянием LD на время повторения (time repetition, TR). При этом сигнал ASL повышается с увеличением LD, а более длительные периоды LD увеличивают TR и тем самым уменьшают количество возможных усреднений значений, получаемых в единицу времени. Длительность LD до 4 с может увеличить SNR, однако слишком большая продолжительность мечения увеличивает зависимость сигнала от T1-времени ткани. Длительность маркирования зависит от напряженности поля, выбранного метода и ожидаемой скорости потока крови. Так, для визуализации мозга при 1,5 Т типичная LD находится в пределах 700 мс для PASL и 1500 мс – для pCASL. Клинический опыт применения более длительного LD менее обширен, в связи с чем при силе поля в 3,0 Т рекомендуется применять LD, равное 1800 мс, в качестве определенного компромисса между увеличением SNR, чувствительностью T1-сигнала и ограниченным клиническим опытом [2].

Задержка маркирования (post labeling delay, PLD)

В методах ASL применяется временная задержка между нанесением инвертирующих РЧ-импульсов и получением изображения, чтобы позволить меченому болюсу пройти и проникнуть в ткань визуализируемой области. Од-

нако терминология для разных методов различная. Так, для pCASL используются две временные точки последовательности импульсов маркировки: начало и конец, которые разделены длительностью маркировки 1500–2000 мс. Время между окончанием этой последовательности импульсов и получением изображения называется PLD. Для PASL время импульса маркировки характеризуется одним моментом времени (10–20 мс). Время от подачи этого импульса до получения изображения называется временем инверсии (time inversion, TI). Поскольку PLD относится к моменту, когда конец меченого болюса покидает плоскость мечения в pCASL, аналогичным временем в PASL является время, в которое меченый болюс проходит через дистальный конец области маркирования – в PASL оно обычно неизвестно и не контролируется.

Существует множество исследований, где применяется одинаковое или множественное время PLD, однако в последнем случае это требует дополнительного времени для сбора изображений и снижает SNR. В связи с этим наиболее изученным и надежным является одинаковое время PLD [46]. При этом, по данным исследований, скорость кровотока в сонной артерии уменьшалась с

Таблица 1. Параметры задержки маркирования (post labeling delay, PLD) pCASL

Table 1. Parameters of the post labeling delay (PLD) pCASL

Параметры PLD	Значения, мс
Задержка маркирования pCASL – новорожденные	2000
Задержка маркирования pCASL – дети	1500
Задержка маркирования pCASL – здоровые люди в возрасте < 70 лет	1800
Задержка маркирования pCASL – здоровые люди в возрасте >70 лет	2000
Задержка маркирования pCASL – взрослые пациенты с хроническими заболеваниями	2000

возрастом, поэтому PLD при визуализации pCASL сильно зависит от физиологического состояния испытуемых (табл. 1). Подбор индивидуальных параметров PLD у пациентов может быть осуществлен с помощью CASL или pCASL путем изменения продолжительности PLD и LD, а также с помощью более сложных стратегий кодирования Адамара.

Подавление фона области сканирования

Макро- и микродвижения пациента вызывают изменение сигнала с появлением артефактов, которые пропорциональны интенсивности сигнала. Данный эффект можно нивелировать путем подавления фона (background suppression, BS), что позволяет заметно улучшить SNR. Реализация BS представляет собой начальный импульс насыщения, нацеленный на определенную область визуализации, за которым следуют импульсы инверсии с известными заданными параметрами, что приводит к тому, что продольная намагниченность статической ткани приближается к нулю. При этом чем больше количество инверсионных импульсов, тем точнее можно подавить статическое напряжение ткани в широком диапазоне значений T1-релаксации. Таким образом, сигнал ASL сохраняется, в то время как статический сигнал ткани практически устраняется. Эффективность импульсов инверсии высока и достигает 95%, поэтому каждый импульс инверсии уменьшает сигнал ASL примерно на 5%.

Подходы к сбору данных при визуализации

Для метода ASL более предпочтительными являются

3D-последовательности, поскольку они используют одно время TR (оптимально для супрессии фона) и обладают наилучшим SNR. При этом однократное 3D-считывание является перспективным вариантом, и на данный момент исследования его клинического применения продолжаются. Рекомендуются такие 3D методы, как GRASE, multi-echo (RARE) или stack-of-spirals, которые характеризуются оптимальным значением SNR и слабой чувствительностью к неоднородностям поля [47]. К тому же данные методы сбора позволяют обеспечить очень высокую степень супрессии фона, однако они сильно подвержены движениям пациента. Исследователи отмечают, что stack-of-spirals обеспечивает избыточную выборку в центре k-пространства и может нивелировать движения объекта исследования, а также привести к размытию в плоскости из-за резонансных смещений. В свою очередь, многосрезовую однократную 2D-эхо-планарную визуализацию можно рассматривать как альтернативу, поскольку она доступна во всех существующих системах и обладает меньшей чувствительностью к артефактам движения пациента. Применение 2D-методов визуализации приводит к снижению качества супрессии фона и увеличению времени сканирования. При получении 2D-изображений супрессия фона будет оптимальной только для одного или нескольких срезов. Данный эффект можно дополнительно проанализировать и учитывать при расчете данных перфузии путем применения определенной реконструкции изображений.

Время повтора (time repetition, TR) должно быть достаточно продолжительным, чтобы обеспечить релаксацию меченых спинов между сборами данных, обычно более 3500 мс. При этом используется минимальное время эхо-сигнала (time echo, TE) [25].

Усреднение сигнала

Для получения нормального соотношения «сигнал/шум» при подходящем времени визуализации в пределах 4–6 мин потребуется несколько усреднений сигнала. Для 2D-методов необходимо от 30 до 50 усреднений сигналов при 3,0 Т и более 50 при 1,5 Т. Для 3D-методов 2–4 усреднений сигналов будет достаточно (рис. 5) [25].

Возможности программной постобработки данных ASL

Существует множество наборов инструментов для обработки получаемых данных по бесконтрастной МР-перфузии с получением качественных и количественных значений [48]. Коммерческие вендоры предлагают зачастую постобработку с получением качественной оценки состояния кровотока. При этом получение количественных данных перфузии в мл/100 г/мин требует применения дополнительного программного обеспечения, включающего следующие этапы: сегментация T1-ВИ, корегистрация и нормализация данных с картами перфузии, формирование и наложение субтракционных масок (табл. 2).

Для получения надежных и точных результатов церебральной перфузии рекомендуется также применять частичную коррекцию объема в смежных областях белого и серого вещества головного мозга. Отдельно стоит уделять внимание коррекции движений пациента и корегистрации с B0-картой поля. Существующие программные обеспечения различаются по возможностям анализа, однако большинство из них способны обрабатывать базовые данные pCASL и PASL с подсчетом количественных значений перфузии.

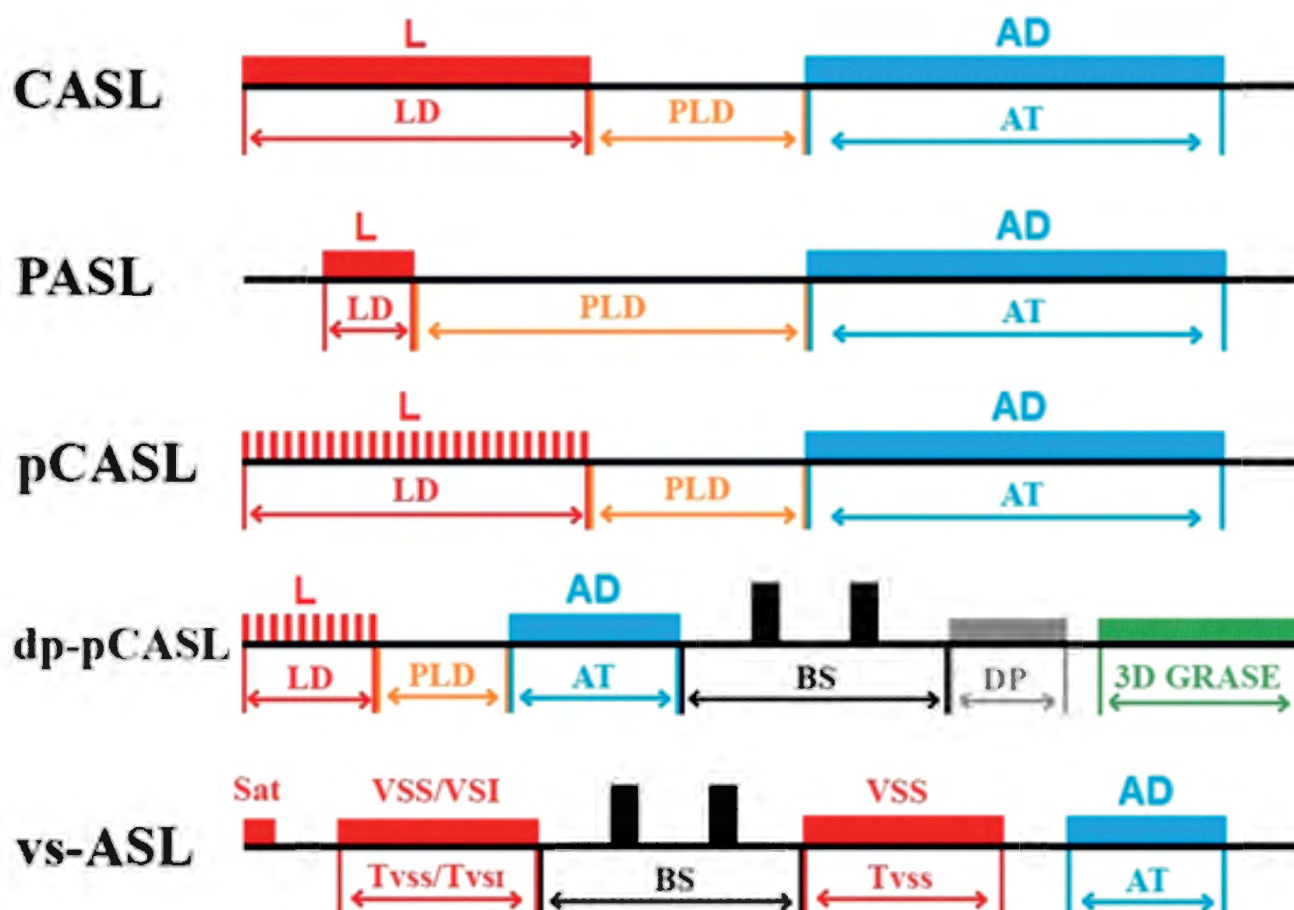


Рисунок 5. Обзор импульсных схем для ASL. CASL – непрерывная ASL (continuous ASL); PASL – импульсная ASL (pulsed ASL); pCASL – псевдопрерывная ASL (pseudocontinuous ASL); vs-ASL – скорость-селективная ASL (velocity-selective ASL); dp-pCASL – pCASL, подготовленный диффузией (diffusion prepared-pCASL); L – маркирование (labeling); AD – сбор данных (acquisition data); LD – время маркирования (labeling duration); PLD – задержка маркирования (post labeling delay); AT – время сбора данных (acquisition time); Sat – сатурация (saturation); VSS – скорость-селективная сатурация (velocity-selective saturation); VSI – скорость-селективная инверсия (velocity-selective inversion); TVSS/VSI – время скорость-селективной сатурации/инверсии (time of VSS/VSI); BS – супрессия фона (background suppression); DP – подготовка диффузией (diffusion preparation)

Figure 5. Overview of pulse schemes for ASL. CASL – continuous ASL; PASL – pulsed ASL; pCASL – pseudocontinuous ASL; vs-ASL – velocity-selective ASL; dp-pCASL – diffusion prepared-pCASL; L – labeling; AD – acquisition data; LD – labeling duration; PLD – post labeling delay; AT – acquisition time; Sat –saturation; VSS – velocity-selective saturation; VSI – velocity-selective inversion; TVSS/VSI – time of VSS/VSI; BS – background suppression; DP – diffusion preparation

Таблица 2. Программное обеспечение для постобработки данных ASL

Table 2. Software for ASL data postprocessing

Программное обеспечение	Разработчик	Особенности обработки
ASLtbx	University of Pennsylvania	Поддерживает NiifTI-формат. Возможно T1-сегментирование на основе SPM12. Поддерживает частичную коррекцию объема. Может использоваться для глубокого машинного обучения
ASL-MRICloud	Johns Hopkins School of Medicine	Поддерживает NiifTI-формат. Возможно T1-сегментирование на основе T1W-MRICloud tool. Доступна онлайн версия
BASIL	University of Oxford, University of Nottingham	Поддерживает NiifTI-формат. Возможно T1-сегментирование на основе FSL-FAST. Поддерживает частичную коррекцию объема
ExploreASL	Amsterdam UMC	Встроенная функция конвертирования в NiifTI-изображения – dcm2niix. Возможно T1-сегментирование на основе SMP-CAT12. Поддерживает частичную коррекцию объема
ASAP	Institute of Psychiatry at King's College London (UK); LAIMBIO, Rey Juan Carlos University (Spain)	Поддерживает dicom и NiifTI-формат изображений. Возможно T1-сегментирование на основе SPM12. Поддерживает частичную коррекцию объема

Закключение

Существующее разнообразие последовательностей ASL дает возможность осуществлять выбор наиболее подходящей под конкретную диагностическую задачу с учетом преимуществ и недостатков каждого метода. При этом последовательность pCASL является наиболее из-

ученным надежным и доступным количественным методом в клинической практике. Развивающиеся новые ASL-последовательности и технические способы сбора, обработки результатов позволяют расширить перспективу применения метода ASL в научных исследованиях.

Литература / References

1. Clement P., Petr J., Dijsselhof M.J., Padrela B., Pasternak M., Dolui S. et al. A beginner's guide to Arterial Spin Labeling (ASL) image processing. *Front. Radiol.* 2022;14(2):929533. <https://doi.org/10.3389/fradi.2022.929533>
2. Alsop D.C., Detre J.A., Golay X., Günther M., Hendrikse J., Hernandez-Garcia L. et al. Recommended implementation of arterial spin-labeled perfusion MRI for clinical applications: A consensus of the ISMRM perfusion study group and the European consortium for ASL in dementia. *Magn. Reson. Med.* 2015;73(1):102–116. <https://doi.org/10.1002/mrm.25197>
3. Станкевич Ю.А., Попов В.В., Василькив Л.М., Тулупов А.А. Динамическая оценка микроциркуляторных изменений головного мозга в раннем постинсультном периоде по данным бесконтрастной перфузионной МРТ. *Комплексные проблемы сердечно-сосудистых заболеваний.* 2024;13(1):28–35. <https://doi.org/10.17802/2306-1278-2024-13-1-28-35>
4. Stankevich Yu.A., Popov V.V., Vasilkiv L.M., Tulupov A.A. Dynamic assessment of microcirculatory changes in the brain in the early post-stroke period according to contrast-free perfusion MRI. *Complex Issues of Cardiovascular Diseases.* 2024;13(1):28–35. (In Russ). <https://doi.org/10.17802/2306-1278-2024-13-1-28-35>
5. Bayraktar E.S., Duygulu G., Çetinoğlu Y.K., Gelal M.F., Apaydin M., Ellidokuz H. Comparison of ASL and DSC perfusion methods in the evaluation of response to treatment in patients with a history of treatment for malignant brain tumor. *BMC Med. Imaging.* 2024;24(1):70. <https://doi.org/10.1186/s12880-024-01249-w>
6. Xu X., Tan Z., Fan M., Ma M., Fang W., Liang J. et al. Comparative Study of Multi-Delay Pseudo-Continuous Arterial Spin Labeling Perfusion MRI and CT Perfusion in Ischemic Stroke Disease. *Front. Neuroinform.* 2021;11(15):719719. <https://doi.org/10.3389/fninf.2021.719719>
7. Mutsaerts H., Osch M., Zelaya F., Wang D., Nordhøy W., Wang Y. et al. Multi-vendor reliability of arterial spin labeling perfusion MRI using a near-identical sequence: implications for multi-center studies. *Neuroimage.* 2015;113:143–152. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2015.03.043>
8. Warmuth C., Gunther M., Zimmer C. Quantification of blood flow in brain tumors: comparison of arterial spin labeling and dynamic susceptibility-weighted contrast-enhanced MR imaging. *Radiology.* 2003;228(2):523–532. <https://doi.org/10.1148/radiol.2282020409>
9. Wong E.C. An introduction to ASL labeling techniques. *J. Magn. Reson. Imaging.* 2014;40(1):1–10. <https://doi.org/10.1002/jmri.24565>
10. Knutsson L., Xu J., Ahlgren A., van Zijl P.C.M. CEST, ASL, and magnetization transfer contrast: How similar pulse sequences detect different phenomena. *Magn. Reson. Med.* 2018;80(4):1320–1340. <https://doi.org/10.1002/mrm.27341>
11. Hernandez-Garcia L., Aramendia-Vidaurreta V., Bolar D.S., Dai W., Fernández-Seara M.A., Guo J. et al. Recent Technical Developments in ASL: A Review of the State of the Art. *Magn. Reson. Med.* 2022;88(5):2021–2042. <https://doi.org/10.1002/mrm.29381>
12. Kobata T., Yamasaki T., Omori K., Ogawa K. Influence of the Imaging Method on regional cerebral blood flow value in Arterial Spin Labeling (ASL): Comparison of Pulsed-ASL with Two-dimensional Acquisition and Pseudocontinuous-ASL with 3D Spiral Acquisition. *Nihon Hoshasen Gijutsu Gakkai Zasshi.* 2022;78(9):969–977. <https://doi.org/10.6009/jirt.2022.1265>
13. Iutaka T., de Freitas M.B., Omar S.S., Scortegagna F.A., Nael K., Nunes R.H. et al. Arterial Spin Labeling: techniques, clinical applications, and interpretation. *Radiographics.* 2023;43(1):e220088. <https://doi.org/10.1148/rq.220088>
14. Edelman R.R., Chen Q. EPSTAR MRI: multislice mapping of cerebral blood flow. *Magn Reson Med.* 1998;40(6):800–805. <https://doi.org/10.1002/mrm.1910400603>
15. Lövblad K.O., Montandon M.L., Viallon M., Rodriguez C., Toma S., Golay X. et al. Arterial Spin-Labeling Parameters Influence Signal Variability and Estimated Regional Relative Cerebral Blood Flow in Normal Aging and Mild Cognitive Impairment: FAIR versus PICORE Techniques. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2015;36(7):1231–1236. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A4291>
16. Kampf T., Helluy X., Gutjahr F.T., Winter P., Meyer C.B., Jakob P.M. et al. Myocardial perfusion quantification using the T1-based FAIR-ASL method: the influence of heart anatomy, cardiopulmonary blood flow and look-locker readout. *Magn. Reson. Med.* 2014;71(5):1784–1797. <https://doi.org/10.1002/mrm.24843>
17. Asllani I., Habeck C., Scarmeas N., Borogovac A., Brown T.R., Stern Y. Multivariate and univariate analysis of continuous arterial spin labeling perfusion MRI in Alzheimer's disease. *J. Cereb. Blood Flow Metab.* 2008;28(4):725–736. <https://doi.org/10.1038/sj.jcbfm.9600570>
18. Lu J., Zhao G. Research Applications of Cerebral Perfusion Magnetic Resonance Imaging (MRI) in Neuroscience. In book: PET/MR: Functional and Molecular Imaging of Neurological Diseases and Neurosciences. Lu J., Zhao G., eds. Springer Singapore. 2023:79–92. https://doi.org/10.1007/978-981-19-9902-4_4
19. Song R., Loeffler R.B., Hillenbrand C.M. QUIPSS II with window-sliding saturation sequence (Q2WISE). *Magn. Reson. Med.* 2012;67(4):1127–1132. <https://doi.org/10.1002/mrm.23093>
20. Woods J.G., Schauman S.S., Chiew M., Chappell M.A., Okell T.W. Time-encoded pseudo-continuous arterial spin labeling: Increasing SNR in ASL dynamic angiography. *Magn. Reson. Med.* 2023;89(4):1323–1341. <https://doi.org/10.1002/mrm.29491>
21. Aracki-Trenkic A., Law-Ye B., Radovanovic Z., Stojanov D., Dormont D., Pyatigorskaya N. ASL perfusion in acute ischemic stroke: The value of CBF in outcome prediction. *Clin Neurol Neurosurg.* 2020;194:105908. <https://doi.org/10.1016/j.clineuro.2020.105908>
22. de la Pena M.J., Pena I.C., Garcia P.G., Gaviln M.L., Malpica N., Rubio M. et al. Early perfusion changes in multiple sclerosis patients as assessed by MRI using arterial spin labeling. *Acta Radiol Open.* 2019;8(12):2058460119894214. <https://doi.org/10.1177/2058460119894214>
23. Koudriavtseva T., Plantone D., Renna R., Inglese M. Brain perfusion by arterial spin labeling MRI in multiple sclerosis. *J. Neurol.* 2015;262(7):1769–1771. <https://doi.org/10.1007/s00415-015-7792-6>
24. Ningning D., Haopeng P., Xuefei D., Wenna C., Yan R., Jingsong W. et al. Perfusion imaging of brain gliomas using arterial spin labeling: correlation with histopathological vascular density in MRI-guided biopsies. *Neuroradiology.* 2017;59(1):51–59. <https://doi.org/10.1007/s00234-016-1756-0>
25. Daftari Besheli L., Ahmed A., Hamam O., Luna L., Sun L.R., Urrutia V. et al. Arterial Spin Labeling technique and clinical applications of the intracranial compartment in stroke and stroke mimics – A case-based review. *Neuroradiol J.* 2022;35(4):437–453. <https://doi.org/10.1177/1971400922109880>
26. Lindner T., Bolar D.S., Achten E., Barkhof F., Bastos-Leite A.J., Detre J.A. et al. Current state and guidance on arterial spin labeling perfusion MRI in clinical neuroimaging. *Magn. Reson. Med.* 2023;89(5):2024–2047. <https://doi.org/10.1002/mrm.29572>
27. Ling C., Zhang J., Shao X., Bai L., Li Z., Sun Y. et al. Diffusion prepared pseudo-continuous arterial spin labeling reveals blood-brain barrier dysfunction in patients with CADASIL. *Eur. Radiol.* 2023;33(10):6959–6969. <https://doi.org/10.1007/s00330-023-09652-7>
28. Mouchtouris N., Ailes I., Chang K., Flanders A., Mohamed F., Tjoumakaris S. et al. The impact of mechanical thrombectomy on the blood-brain barrier in patients with acute ischemic stroke: A non-contrast MR imaging study using DP-cASL and NODDI. *Neuroimage Clin.* 2024;43:103629. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2024.103629>
29. Qin Q., Alsop D.C., Bolar D.S., Hernandez-Garcia L., Meakin J., Liu D. et al. Velocity-selective arterial spin labeling perfusion MRI: A review of the state of the art and recommendations for clinical implementation. *Magn. Reson. Med.* 2022;88(4):1528–1547. <https://doi.org/10.1002/mrm.29371>
30. Hernandez-Garcia L., Lahiri A., Schollenberger J. Recent progress in ASL. *Neuroimage.* 2019;187:3–16. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.12.095>
31. Qu Y., Kong D., Wen H., Ou X., Rui Q., Wang X. et al. Perfusion measurement in brain gliomas using velocity-selective arterial spin labeling: comparison with pseudo-continuous arterial spin labeling and dynamic susceptibility contrast MRI. *Eur. Radiol.* 2022;32:2976–2987. <https://doi.org/10.1007/s00330-021-08406-7>
32. Hartevelde A.A., Hutter J., Franklin S.L., Jackson L.H., Rutherford M., Hajnal J.V. et al. Systematic evaluation of velocity-selective arterial spin labeling settings for placental perfusion measurement. *Magn. Reson. Med.* 2020;84(4):1828–1843. <https://doi.org/10.1002/mrm.28240>
33. Wang M., Yang Y., Wang Y., Li M., Zhang J., Zhang B. Vessel-selective 4D MRA based on ASL might potentially show better performance than 3D TOF MRA for treatment evaluation in patients with intra-extracranial bypass surgery: a prospective study. *Eur. Radiol.* 2021;31(7):5263–5271. <https://doi.org/10.1007/s00330-020-07503-3>
34. Lee S., Schmit B.D., Kurpad S.N., Budde M.D. Cervical spinal cord angiography and vessel-selective perfusion imaging in the rat. *NMR Biomed.* 2024;37(6):e5115. <https://doi.org/10.1002/nbm.5115>
35. Hernandez-Garcia L., Aramendia-Vidaurreta V., Bolar D.S., Dai W., Fernández-Seara M.A., Guo J. et al. Recent Technical Developments in ASL: A Review of the State of the Art. *Magn. Reson. Med.* 2022;88(5):2021–2042. <https://doi.org/10.1002/mrm.29381>
36. Richter V., Helle M., van Osch M.J., Lindner T., Gersing A.S., Tsantilas P. et al. MR Imaging of Individual Perfusion Reorganization

- Using Superselective Pseudocontinuous Arterial Spin-Labeling in Patients with Complex Extracranial Steno-Occlusive Disease. *AJNR Am. J. Neuroradiol.* 2017;38(4):703–711. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A5090>
36. Okell T.W., Harston G.W.J., Chappell M.A., Sheerin F., Kennedy J., Jezzard P. Measurement of collateral perfusion in acute stroke: a vessel-encoded arterial spin labeling study. *Sci. Rep.* 2019;9(1):8181. <https://doi.org/10.1038/s41598-019-44417-7>
37. Heidari Pahlavian S., Geri O., Russin J., Ma S.J., Amar A., Wang D.J.J. et al. Semiautomatic cerebrovascular territory mapping based on dynamic ASL MR angiography without vessel-encoded labeling. *Magn. Reson. Med.* 2021;85(5):2735–2746. <https://doi.org/10.1002/mrm.28623>
38. Tang Y., Wang Q., Xie W., Zhao W., Li Z. Territorial arterial spin labeling perfusion imaging in a patient with hyperplastic anterior choroidal artery: a case description. *Quant Imaging Med Surg.* 2023; 13(9):6329–6333. <https://doi.org/10.21037/qims-23-269>
39. Sollmann N., Hoffmann G., Schramm S., Reichert M., Hernandez Petzsche M., Strobel J. et al. Arterial Spin Labeling (ASL) in Neuroradiological Diagnostics – Methodological Overview and Use Cases. *Rofo.* 2024;196(1):36–51. <https://doi.org/10.1055/a-2119-5574>
40. Okell T.W. Combined angiography and perfusion using radial imaging and arterial spin labeling. *Magn. Reson. Med.* 2019;81(1):182–194. <https://doi.org/10.1002/mrm.27366>
41. Suzuki Y., Fujima N., van Osch M.J.P. Intracranial 3D and 4D MR Angiography Using Arterial Spin Labeling: Technical Considerations. *Magn. Reson. Med. Sci.* 2020;19(4):294–309. <https://doi.org/10.2463/mrms.rev.2019-0096>
42. Dipasquale O., Cohen A., Martins D., Zelaya F., Turkheimer F., Veronese M. et al. Molecular-enriched functional connectivity in the human brain using multiband multi-echo simultaneous ASL/BOLD fMRI. *Sci. Rep.* 2023;13(1):11751. <https://doi.org/10.1038/s41598-023-38573-0>
43. Clement P., Castellaro M., Okell T.W., Thomas D.L., Vandemaële P., Elgayar S. et al. ASL-BIDS, the brain imaging data structure extension for arterial spin labeling. *Sci. Data.* 2022;9(1):543. <https://doi.org/10.1038/s41597-022-01615-9>
44. Shao X., Guo F., Shou Q., Wang K., Jann K., Yan L. et al. Laminar perfusion imaging with zoomed arterial spin labeling at 7 Tesla. *Neuroimage.* 2021;245:118724. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2021.118724>
45. Tanaka F., Umino M., Maeda M., Nakayama R., Inoue K., Kogure R. et al. Pseudocontinuous Arterial Spin Labeling: clinical applications and usefulness in head and neck entities. *Cancers.* 2022;14(16):3872. <https://doi.org/10.3390/cancers14163872>
46. Hu Y., Lv F., Li Q., Liu R. Effect of post-labeling delay on regional cerebral blood flow in arterial spin-labeling MR imaging. *Medicine (Baltimore).* 2020;99(27):e20463. <https://doi.org/10.1097/MD.00000000000020463>
47. Amukotuwa S.A., Yu C., Zaharchuk G. 3D Pseudocontinuous arterial spin labeling in routine clinical practice: A review of clinically significant artifacts. *J Magn Reson Imaging.* 2016; 43(1):11–27. <https://doi.org/10.1002/jmri.24873>
48. Mato A.V., García-Polo P., O'Daly O., Hernández-Tamames J.A., Zelaya F. ASAP (Automatic Software for ASL Processing): A toolbox for processing Arterial Spin Labeling images. *Magn. Reson. Imaging.* 2016;34(3):334–344. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2015.11.002>

Информация о вкладе авторов

Попов В.В. – интерпретация данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

Станкевич Ю.А. – интерпретация данных исследования, написание и корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

Богомякова О.Б., Тулупов А.А. – интерпретация данных исследования, корректировка статьи, утверждение окончательной версии для публикации, полная ответственность за содержание.

Конфликт интересов: авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Сведения об авторах

Попов Владимир Владимирович, младший научный сотрудник, МТЦ СО РАН; ассистент, кафедра фундаментальной медицины, Институт медицины и медицинских технологий, Факультет медицины и психологии В. Зельмана, НГУ, Новосибирск, Россия, <http://orcid.org/0000-0003-3082-2315>.

E-mail: popov.v@tomo.nsc.ru.

Станкевич Юлия Александровна, канд. мед. наук, заведующий лабораторией функциональной нейровизуализации, старший научный сотрудник, МТЦ СО РАН; старший преподаватель, Центр постдипломного медицинского образования, Институт медицины и медицинских технологий, факультет медицины и психологии В. Зельмана, НГУ, Новосибирск, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-7959-5160>.

E-mail: stankevich@tomo.nsc.ru.

Богомякова Ольга Борисовна, канд. мед. наук, научный сотрудник, МТЦ СО РАН; старший преподаватель, Центр постдипломного медицинского образования, Институт медицины и медицинских технологий, факультет медицины и психологии В. Зельмана, НГУ, Новосибирск, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-8880-100X>.

E-mail: bogom_o@tomo.nsc.ru.

Тулупов Андрей Александрович, д-р мед. наук, профессор, чл.-корр. РАН, заведующий лабораторией нейронаук, главный научный сотрудник, МТЦ СО РАН; заместитель директора, профессор, Центр постдипломного медицинского образования, Институт медицины и медицинских технологий, факультет медицины и психологии В. Зельмана, НГУ, Новосибирск, Россия, <http://orcid.org/0000-0002-1277-4113>.

E-mail: taa@tomo.nsc.ru.

 **Попов Владимир Владимирович**, e-mail: popov.v@tomo.nsc.ru.

Information on author contributions

Popov V.V. – data interpretation, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content.

Stankevich Y.A. – data interpretation, manuscript writing, editing, approval of the final version, fully responsible for the content.

Bogomyakova O.B., Tulupov A.A. – data interpretation, editing, approval of the final version, fully responsible for the content.

Conflict of interest: the authors declare no conflict of interest.

Information about the authors

Vladimir V. Popov, Junior Research Scientist, ITC SB RAS; Assistant, Department of Fundamental Medicine, Institute of Medicine and Medical Technologies, Faculty of Medicine and Psychology V. Zelman, NSU, Novosibirsk, Russia, <http://orcid.org/0000-0003-3082-2315>.

E-mail: popov.v@tomo.nsc.ru.

Yuliya A. Stankevich, Cand. Sci. (Med.), Head of the Laboratory of Functional Neuroimaging, Senior Research Scientist, ITC SB RAS; Senior Lecturer, Center for Postgraduate Medical Education, Institute of Medicine and Medical Technologies, Faculty of Medicine and Psychology V. Zelman, NSU, Novosibirsk, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-7959-5160>.

E-mail: stankevich@tomo.nsc.ru.

Olga B. Bogomyakova, Cand. Sci. (Med.), Research Scientist, ITC SB RAS; Senior Lecturer, Center for Postgraduate Medical Education, Institute of Medicine and Medical Technologies, Faculty of Medicine and Psychology V. Zelman, NSU, Novosibirsk, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-8880-100X>.

E-mail: bogom_o@tomo.nsc.ru.

Andrey A. Tulupov, Dr. Sci. (Med.), Professor, Corresponding Member of the RAS, Head of the Laboratory of Neurosciences, Chief Research Scientist, ITC SB RAS; Deputy Director, Professor, Center for Postgraduate Medical Education, Institute of Medicine and Medical Technologies, Faculty of Medicine and Psychology V. Zelman, NSU, Novosibirsk, Russia, <http://orcid.org/0000-0002-1277-4113>.

E-mail: taa@tomo.nsc.ru.

 **Vladimir V. Popov**, e-mail: popov.v@tomo.nsc.ru.

Received 18.09.2024;
review received 15.01.2025;
accepted for publication 28.05.2025.

Поступила 18.09.2024;
рецензия получена 15.01.2025;
принята к публикации 28.05.2025.