

**МЕТОДИКА АРТЕРИАЛЬНОГО СПИНОВОГО МАРКИРОВАНИЯ: ФИЗИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ И ОБЩИЕ ВОПРОСЫ**

Труфанов Г.Е., Фокин В.А., Асатурян Е.Г., Ефимцев А.Ю., Чегина Д.С.,  
Левчук А.Г., Баев М.С., Романов Г.Г.

**И**спользование артериального спинового маркирования (ASL) в клинической практике привело к выявлению различных патологических состояний головного мозга. В обзоре представлена информация о физических основах методики ASL и обработке данных, ее применении, а также основные часто встречающиеся артефакты, знание которых может помочь избежать ошибок при интерпретации карт мозгового кровотока.

ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова» Минздрава России. г. Санкт-Петербург, Россия.

**Ключевые слова:** артериальное спиноное маркирование (ASL), карты мозгового кровотока, магнитно-резонансная перфузия головного мозга, артефакты.

**Контактный автор:** Труфанов Г.Е., trufanovge@mail.ru

*Для цитирования:* Труфанов Г.Е., Фокин В.А., Асатурян Е.Г., Ефимцев А.Ю., Чегина Д.С., Левчук А.Г., Баев М.С., Романов Г.Г. Методика артериального спинового маркирования: физические основы и общие вопросы. REJR 2019; 9(3):190-200. DOI:10.21569/2222-7415-2019-9-3-190-200.

**Статья получена:** 07.05.19

**Статья принята:** 11.07.19

**ARTERIAL SPIN LABELING: PHYSICAL FUNDAMENTALS AND GENERAL QUESTIONS**

Trufanov G.E., Fokin V.A., Asaturyan E.G., Efimtsev A.Yu.,  
Chegina D.S., Levchuk A.G., Baev M.S., Romanov G.G.

**U**se of arterial spin labeling (ASL) in a clinical practice has led to the depiction of diverse brain pathologic features. The review contains the physical fundamentals of the ASL methodology and data processing, its application, the commonly encountered artifacts, the knowledge of which can help avoid mistakes in the interpretation of CBF maps.

V.A. Almazov National Medical Research Center. St. Petersburg, Russia.

**Keywords:** arterial spin-labeling, maps of cerebral blood flow, MR-perfusion of brain, artifacts.

**Corresponding author:** Trufanov G.E., trufanovge@mail.ru

*For citation:* Trufanov G.E., Fokin V.A., Asaturyan E.G., Efimtsev A.Yu., Chegina D.S., Levchuk A.G., Baev M.S., Romanov G.G. Arterial spin labeling: physical fundamentals and general questions. REJR 2019; 9(3):190-200. DOI:10.21569/2222-7415-2019-9-3-190-200.

**Received:** 07.05.19

**Accepted:** 11.07.19

**А**ртириальное спиновое маркирование (Arterial spin labeling; ASL) – это перфузионная методика магнитно-резонансной томографии (МРТ) для количественной оценки мозгового кровотока (CBF), в основе которой лежит использование воды, содержащейся в артериальной крови в качестве растворимого меченого спина (трейсера) [1 - 3].

Методика ASL не инвазивная, не имеет ограничений по количеству повторений, а ее выполнение без использования контрастных препаратов позволяет избежать нежелательных осложнений у пациентов с почечной недостаточностью [4].

Однако, в настоящее время, не смотря на недостатки, МРТ с внутривенным контрастным усилением, компьютерно-томографическое (КТ) перфузионное исследование и однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ) остаются методами выбора в исследовании мозгового кровотока, подтвердившими свою эффективность при ряде заболеваний головного мозга таких, как инсульт, опухоли и судорожный синдром [5].

Методика ASL достаточно широко использовалась в научных целях и применялась для диагностики некоторых заболеваний, но в клинической практике применялась редко из-за трудностей лицензирования и сложной постпроцессинговой обработки данных [6 - 11].

В настоящее время созданы автоматизированные алгоритмы постпроцессингового анализа, позволяющие системно оценивать мозговой кровоток в реальном времени без «ручного» постпроцессинга на всех этапах.

По данным многих авторов преимущество ASL перед остальными методиками очевидно – при его выполнении не требуется введение контрастного вещества [32]. ASL может выполняться во время рутинного исследования головного мозга и позволяет одновременно получить информацию об анатомическом и функциональном состоянии, при этом, время выполнения сводится к нескольким минутам. Сбор данных ASL, в отличие от методик ядерной медицины, производится с хорошим пространственным разрешением и соотношением сигнал/шум, а также с возможностью точной количественной оценки [33]. С помощью управления временем (тайминга) можно снизить сосудистые воздействия на МР-сигнал, что делает ASL менее подверженным сильным потоковым артефактам, чем МРТ или КТ с болюсным внутривенным контрастным усилением [31].

ASL может проводиться с помощью быстрых протоколов таких, как FSE, и не подвержено потерям сигнала из-за чувствительности, как градиентное эхо [32]. Вода, используемая в качестве маркера при ASL, обладает большей

диффузионной способностью, чем H<sub>2</sub>O<sup>15</sup>, используемая при ПЭТ [33].

#### *Физические основы методики ASL.*

При выполнении ASL перфузии в качестве способа маркировки используется селективная пространственная магнитная инверсия ядер водорода воды, содержащейся в притекающей артериальной крови. Для магнитной инверсии спинов используется радиоимпульс, применяемый проксимально от уровня сбора данных, после чего инвертированные ядра водорода воды артериальной крови через определенное время (время транзита) доходят до исследуемой ткани, где происходит сбор данных [12].

МР-сигнал от инвертированной крови воспринимается как негативный, таким образом, маркированная кровь, достигая исследуемой ткани, подавляет исходящий от нее МР-сигнал. Полученное таким образом изображение называется маркированным. Из маркированного изображения впоследствии вычитают контрольное. Контрольное изображение получают путем цифрового усреднения примерно 60 изображений [13]. После цифрового вычитания контрольного изображения из маркированного получаются специальные серошкальные карты, отображающие перфузию мозга в мл/100г/мин. Выполнение субтракции маркированного изображения из контрольного позволяет определить количество маркированной крови в ткани, а ее количество сопоставимо с общим количеством крови. Для калькуляции полученных данных используются специальные программы для распределенных вычислений. Кроме подсчета собранных данных используются технологии коррекции движения, сегментации мозгового вещества и цветного картирования [14]. В результате получают легко интерпретируемые цветные карты (рис. 1), которые могут быть совмещены с анатомическими изображениями в просмотровой программе. Такие карты могут обладать полным пространственным соответствием с анатомическими изображениями. Различие в интенсивности сигнала между маркированным изображением и контрольным составляет не более 1%, так что соотношение сигнал/шум ниже, чем у близких по характеристикам протонно-взвешенных изображений, а чувствительность к движениям выше [15]. По этим причинам чаще используются последовательности с низким пространственным разрешением и низкой чувствительностью к движениям [16]. С развитием ASL увеличение пространственного разрешения позволило еще более точно локализовать изменения кровотока. Изолированное выявление изменений кровотока при ASL может приводить к пересмотру субтракционных изображений и к более точному выявлению патологических изменений при классических методиках с примене-

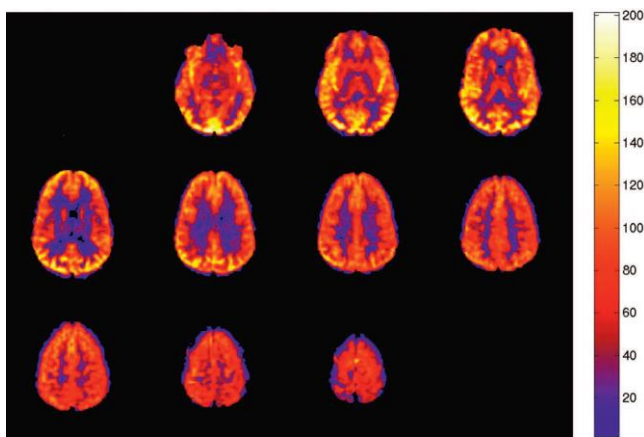


Рис. 1 (Fig. 1)

**Рис. 1. ASL карта нормального мозгового кровотока.**

Многосекционное цветное изображение с цветной шкалой, представляющее собой количественное отображение артериальной крови в тканях мозга в мл/100г/мин. Не наблюдается асимметрии или артефактов [31].

**Fig. 1. Normal ASL CBF map.**

Multisection JPEG map with color ramp representing units of mL/100 g tissue/min. No flow asymmetry or artifact is present.

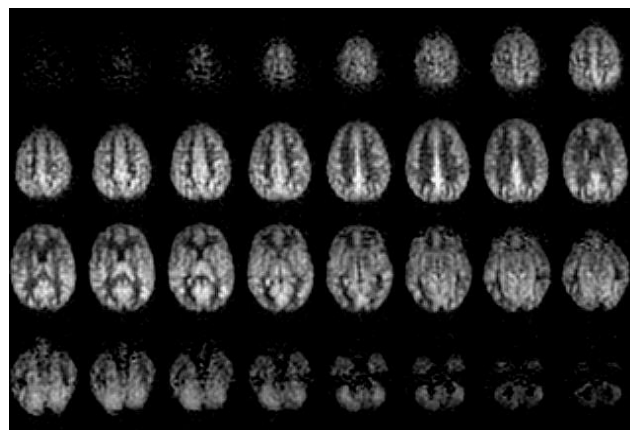


Рис. 2 (Fig. 2)

**Рис. 2. ASL карты, полученные при рутинном исследовании, выполненном на томографе с индукцией магнитного поля 3 Тл.**

**Fig. 2. ASL maps obtained during a routine study performed on a tomography with a magnetic induction of 3 T.**

нием внутривенного контрастирования [17].

С применением ASL перфузии может проводиться количественное измерение кровотока в головном мозге. Главная сложность состоит в том, чтобы маркированная кровь успела дойти до ткани или хотя бы до артериальных сосудов, калибр которых меньше вокселя, прежде чем потерять инвертированную намагниченность [18].

*Применение ASL перфузии в настоящее время.*

Увеличение чувствительности ASL перфузии было достигнуто двумя основными разработками. Во-первых, использованием высокопольных аппаратов, которые как усиливают сигнал ASL благодаря более высокому соотношению сигнал/шум, так и удлиняют время T1 крови, что свойственно для полей высокой мощности [19]. Еще одним решением проблемы соотношения сигнал/шум явилось использование современных радиочастотных катушек для приема сигнала. Ниже показан пример рутинного исследования, продолжительностью 5 минут, выполненного на аппарате с индукцией магнитного поля 3 Тл с современной радиочастотной катушкой (рис. 2).

Сочетание магнитного поля высокой мощности с современными радиочастотными катушками ощутимо улучшило качество ASL сигнала, но усилило влияние двигательных ар-

тефактов и нетепловых источников шума [20, 21]. Применение методики подавления фона, основанной на излучении множественных инвертирующих импульсов, повысило точность ASL и соотношение сигнал/шум. Благодаря этой методике, малочувствительные к различным артефактам изображения стали основой для получения объемных изображений, а позже, с появлением методики параллельного получения изображений, было получено изображение мозга в целом. Это стало особенно привлекательным для ASL, так как при одинаковых временных затратах и пространственном разрешении, по сравнению с функциональной МРТ, чувствительной к уровню кислорода в крови (BOLD), ASL менее чувствительна к артефактам и имеет стабильные временные рамки [22].

*Постпроцессинговая обработка данных.*

Постпроцессинг данных, полученных от магнитно-инвертированной артериальной крови, состоит из нескольких частей: субтракции магнитно-инвертированного изображения из контрольного, коррекции движения, сегментации анатомического T1-взвешенного изображения и расчета ASL карт для каждого вокселя.

При субтракции магнитно-инвертированного изображения из контрольного получается перфузионно-взвешенная интенсивность сигнала. Так как интенсивность МР-сигнала маркированного и контрольного изоб-

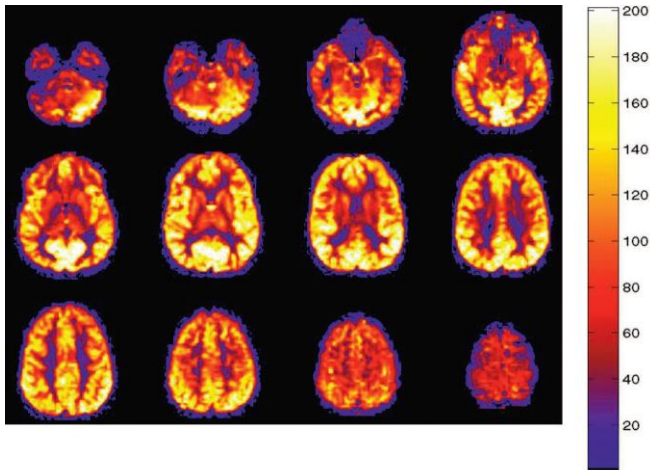


Рис. 3 (Fig. 3)

**Рис. 3. Усиленный мозговой кровоток у 8-летнего ребенка.**

Повышенные показатели мозгового кровотока – это нормальная находка для этой возрастной группы. Было установлено, что мозговой кровоток достигает пика к 8 годам, после чего снижается до нормального взрослого уровня [31].

**Fig. 3. Robust CBF in a pediatric patient.**

An 8-year-old boy with elevated CBF values in gray and white matter, a normal finding in this age group. CBF has been reported to peak around 8 years of age before gradually decreasing to normal adult levels.

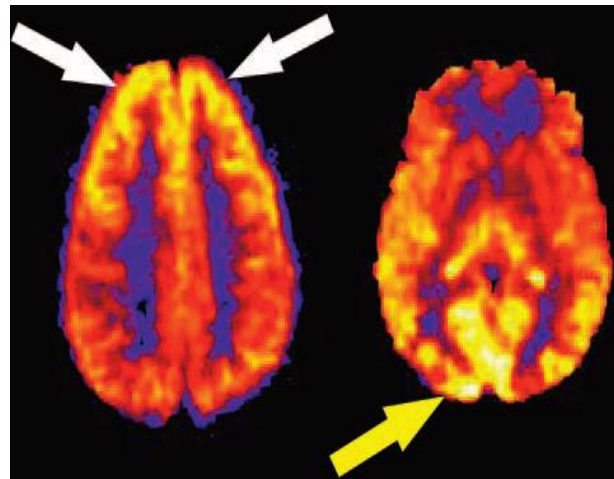


Рис. 4 (Fig. 4)

**Рис. 4. Физиологическое распределение маркированной крови.**

Паттерн гиперперфузии лобных долей (белые стрелки) и активация зрительной коры (желтая стрелка), как варианты ASL карт в норме [31].

**Fig. 4. Physiologic regional distribution of spin tag.**

Hyperfrontal (white arrows) and visual cortex (yellow arrow) patterns of signal intensity, normal variants on ASL CBF maps.

ражений отличается на 1-2%, требуется выполнять множество повторений для достижения оптимального соотношения сигнал/шум. Подсчет абсолютных показателей перфузии требует сегментации мозгового вещества, основанной на средней интенсивности сигнала от артериальной крови. Такие данные сложно получить, поэтому в качестве эталона используется Мо белого вещества мозга [20]. Сегментация на белое и серое вещество проводится на анатомическом T1-взвешенном изображении, после чего полученное изображение накладывается на Мо перфузионное изображение [21]. Получившиеся карты абсолютной перфузии могут быть раскрашены с использованием стандартной шкалы и переведены в JPEG формат.

*Применение в научных исследованиях.*

ASL перфузия может использоваться как для оценки перфузии у групп здоровых индивидов, так и для выявления изменений перфузии у больных. С помощью ASL можно динамически оценивать перфузию головного мозга с частотой от минут до многих лет. ASL может использоваться как для оценки групповых возрастных изменений, так и для оценки изменений у отдельного индивида в течение времени. Особенно привлекательным ASL является в изучении развития мозга у новорожденных и де-

тей, поскольку методики с введением контрастных препаратов нежелательны [31].

ASL может использоваться для изучения неврологических эффектов при приеме различных препаратов. В исследовании Сергеевой А.Н., Селивёрстовой Е.В и др. [34] оценивались возможности ASL в сравнении с BOLD в оценке нейрональной активации при выполнении когнитивного теста, церебральной перфузии и цереброваскулярной реактивности у 12 здоровых добровольцев. Данные были получены при выполнении задания на управляющие функции мозга – теста Струпа. Цереброваскулярная реактивность оценивалась при вдыхании вазодилатирующей газовой смеси. При ASL выявлены зоны активации, соответствующие BOLD. Они включали структуры сетей управляющего контроля и выявления значимости.

Возможность неограниченного повторения и неинвазивность ASL очень ценны для подобных исследований. ASL в комбинации с BOLD было признано самой эффективной методикой оценки потребления кислорода. Более устойчивые по сравнению с BOLD показатели ASL используются для оценки изменений, происходящих за более длительные периоды времени. Многие важные неврологические функции такие, как консолидация памяти, эмоцио-



нальное состояние, сон, состояние голода или насыщения могут длиться достаточно долго. Изучение возможностей ASL позволило начать исследование этих функций [32].

ASL исследования среди различных групп людей подаются надежды на обнаружение неврологического субстрата различий между ними. Использование корреляции состояния покоя с физиологическими и неврологическими показателями в будущем может позволить выявлять такие различия между субъектами, как характер, которые в настоящее время отчетливо не смоделированы в научной практике. Доступность выполнения, низкий уровень риска и дискомфорта при ASL делают эти исследования более практичными [33].

#### *Применение ASL в клинической практике.*

Прежде чем рассматривать паттерны при различных патологиях, особое внимание следует уделить нормальным картам мозгового кровотока и их особенностям, а также возможным артефактам и причинам их возникновения, незнание которых может привести к неправильной интерпретации полученных данных.

#### *Нормальные карты мозгового кровотока (ASL-CBF Map).*

В результате постпроцессингового анализа получают цветные мультисекционные карты мозгового кровотока в формате JPEG с цветовой шкалой, отображающей перфузию мозгового вещества, выраженную в мл/100 грамм мозгового вещества/мин (рис. 1). Представленная в таком формате карта позволяет произвести общую оценку мозгового кровотока. Эти карты пространственно сопоставимы с сырыми данными и серошкальными перфузионными картами (рис. 2), что позволяет комплексно оценивать полученные результаты.

#### *ASL в педиатрии.*

У детей, обследованных с применением методики ASL, наблюдается паттерн высокого соотношения показателя сигнал/шум наряду с повышенной перфузией в целом по сравнению с взрослыми (рис. 3). Возможным объяснением такого общего повышения интенсивности сигнала может быть более высокий общий кровоток, меньшее среднее время транзита, высокие базовые показатели намагниченности серого и белого вещества мозга и длительное время T1 крови и тканей [21]. Артефакт от низкой чувствительности, получаемый из-за развивающихся околоносовых пазух, может влиять на качество изображения и добавлять интенсивность сигнала в передне-базальных отделах. Известно, что мозговой кровоток у детей от низких показателей в раннем возрасте постепенно увеличивается, достигая пика к 3-8 годам, затем вновь постепенно снижается с годами [21, 22]. Парадоксально, что ASL, выполненное у новорожденных, дает отрицательные показатели

перфузии при некоторых врожденных пороках сердца, что может быть частично связано с небольшим размером такого новорожденного по отношению к объему сбора данных (slab) [23].

#### *Физиологическая регионарная гиперперфузия.*

Нередко регионарное повышение мозгового кровотока наблюдается билатерально в теменных долях после активации зрительной коры (рис. 4). Возможно, из-за повышенного нервного возбуждения в обстановке МРТ сканера, активацией зрительной коры сложно управлять в клинической популяции, поэтому данный феномен остается недостаточно изученным. В ранее выполнявшихся исследованиях описывался паттерн гиперперфузии лобных долей [24 - 27]. Такой паттерн считается нормальным и снижение гиперперфузии лобных долей происходит с возрастом и с увеличением цереброваскулярных факторов риска. В литературе этот паттерн спорадически соотносится с шизофренией и другими психозами [28, 29].

#### *Релаксация маркированных спинов.*

Трейсером в маркированной крови служат ядра водорода содержащейся в ней воды, время релаксации которых сопоставимо с временем T1 крови (приблизительно 1200 мс при 1.5T). В результате, интенсивность сигнала на срезах, получаемых ближе к концу исследования, ниже, чем в начале. Сигнал меньшей интенсивности обычно наблюдаются на роstralных срезах при сборе данных снизу вверх (рис. 5).

Процесс получения изображений частично размагничивает инвертированные спины, и срез, установленный слишком низко под зоной интереса, может давать неправильную интенсивность сигнала [30].

#### *Эффект маски.*

Во время обработки воксели разделяются на три группы по типам ткани в зависимости от интенсивности сигнала на T1-ВИ: на серое, белое вещество и на показатели объемного мозгового кровотока. Эти типы тканей собираются вместе для создания маски, которая потом накладывается на количественные карты мозгового кровотока и используется для субтракции сигнала от мягких тканей головы и фонового шума. Такая методика сегментации применима для здоровых людей. Такие заболевания, как сосудистые мальформации или опухоли, которые характеризуются сигналом высокой интенсивности за счет контрастного усиления гадолинием, могут быть восприняты не верно. Это может привести к выпадению диагностически важных участков на результирующих картах (рис. 6).

#### *Маркирование внутрисосудистых спинов.*

Несмотря на использование градиента для подавления внутрисосудистых спинов, повы-

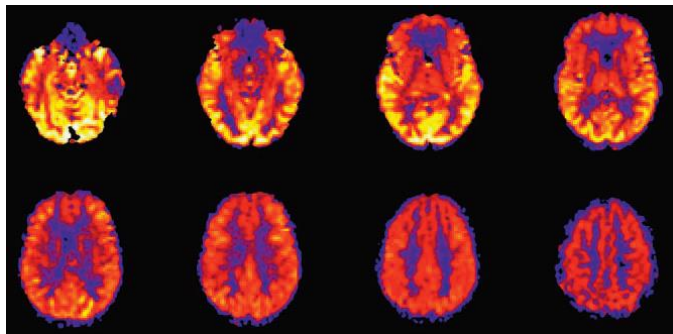


Рис. 5 (Fig. 5)

**Рис. 5. Эффект релаксации магнитных спинов во время сбора данных.**

На ASL картах наблюдается общее снижение интенсивности сигнала на ростральных срезах по сравнению с расположенными ниже. Сбор данных производится в каудо-краниальном направлении [31].

**Fig. 5. Effect of spin tag decay during image acquisition.**

SL CBF map shows decreased global signal intensity in the more rostral images compared with more inferior levels. Images are acquired from inferior to superior.

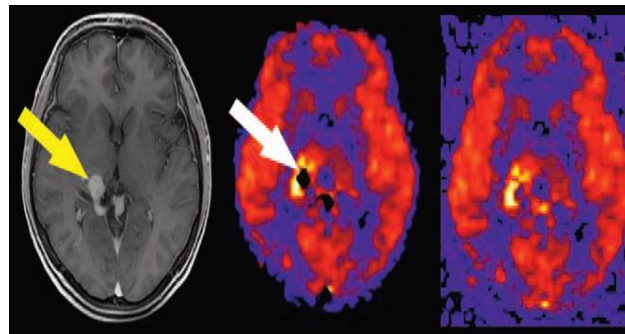


Рис. 6 (Fig. 6)

**Рис. 6. Артефакт от наложения маски.**

На постконтрастных T1-ВИ определяется участок усиления в области задних отделов таламуса справа, соответствующий артериовенозной мальформации (желтая стрелка). Эта зона характеризуется повышением сигнала на ASL картах, но в центральной части видно выпадение сигнала за счет ошибки при наложении маски (белая стрелка) [31].

**Fig. 6. Tissue masking artifact.**

Postgadolinium T1-weighted image reveals a tangle of enhancing vessels in the right posterior thalamic region consistent with arteriovenous malformation (yellow arrow). The lesion is markedly hyperperfused on the ASL CBF map, but a central signal intensity void is seen because of tissue-masking error (white arrow).

шение интенсивности сигнала на ASL картах, в зависимости от магнитуды и направления магнитных спинов, может периодически наблюдаться в проекции Сильвиевых щелей, области базальных цистерн и венозных синусов. Линейное повышение интенсивности сигнала может наблюдаться за счет низкой скорости кровотока в кортикальных сосудах при инсультах или при повышенном среднем времени транзита крови (рис. 7).

Такой паттерн отличается от истинной кортикальной гиперперфузии.

*Артефакты от неоднородности магнитного поля.*

При применении любой эхо-планарной МРТ последовательности, а также при выполнении ASL артефакты от неоднородности магнитного поля представляют собой выпадение сигнала. Металлические конструкции, продукты свертывания крови, обызвествление и воздух могут приводить к появлению таких артефактов (рис. 8), являющихся ограничением к выполнению ASL из-за возникновения выраженной неоднородности магнитного поля. Прочие металлические предметы такие, как брекет-системы, заколки в волосах или серьги также могут приводить к возникновению неоднородности поля. Продукты метаболизма крови создают локальный артефакт от неоднородности на всех градиентных последовательностях, в

том числе и при выполнении ASL, и поэтому определяются как зона сигнала сниженной интенсивности. Например, геморрагическая трансформация после инсульта может преувеличивать значение снижения перфузии в исследуемой зоне за счет парамагнитного эффекта продуктов метаболизма крови. Напротив, осложненные кровоточением зоны реперфузии могут скрываться под повышенной интенсивностью сигнала. Расфокусирование и/или выпадение сигнала за счет парамагнитных свойств обызвествлений так же может затруднять интерпретацию ASL изображений. Оценка кровоснабжения таких новообразований, как менингиомы и олигодендроглиомы затруднена из-за сочетания обызвествлений с неоваскуляризацией, что может давать непредсказуемые результаты. Снижение интенсивности сигнала в базальных отделах лобных долей нередко возникает из-за расположенных рядом пневматизированных околоносовых пазух и границы сред «кость-воздух» в области основания черепа. Этот эффект менее распространен в педиатрии за счет отсутствия пневматизации основной и лобной пазух, что, в свою очередь, может быть причиной повышения общей интенсивности сигнала от мозгового кровотока у этой группы пациентов [6, 21].

*Влияние гадолиния.*

Содержащие гадолиний контрастные пре-

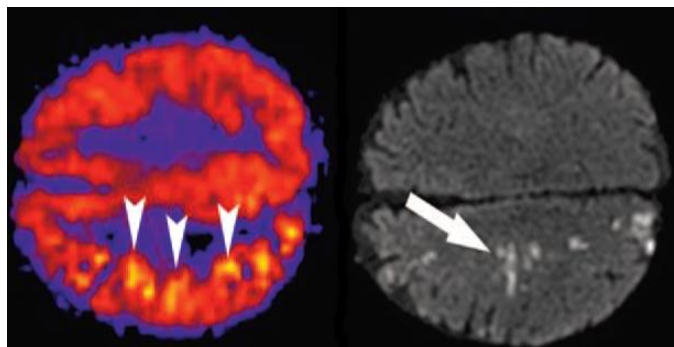


Рис. 7 (Fig. 7)

**Рис. 7. Эффект от времени транзита.**

На T2-ВИ в аксиальной плоскости, проходящей через кавернозные синусы, выявлено отсутствие выпадения сигнала от правой внутренней сонной артерии, что свидетельствует о снижении скорости кровотока или окклюзии (не показано). На диффузионно-взвешенных изображениях определяются множественные лакунарные участки нарушения мозгового кровообращения в бассейне правой внутренней сонной артерии (стрелка). На ASL карте отмечается снижение интенсивности сигнала в задних отделах кровоснабжаемой зоны и повышение интенсивности сигнала за счет низкой скорости кровотока в кортикальных сосудах (белые фигурные стрелки) [31].

**Fig. 7. Transit time effects.**

Axial T2-weighted image through the cavernous sinuses revealed absence of flow void in the right internal carotid artery (not shown), indicating slow flow or occlusion. Restricted diffusion is present, which is consistent with watershed infarct (arrow). ASL CBF map reveals decreased flow in the right posterior watershed zone as well as linear high signal intensity representing slow flow in cortical vessels (arrowheads).

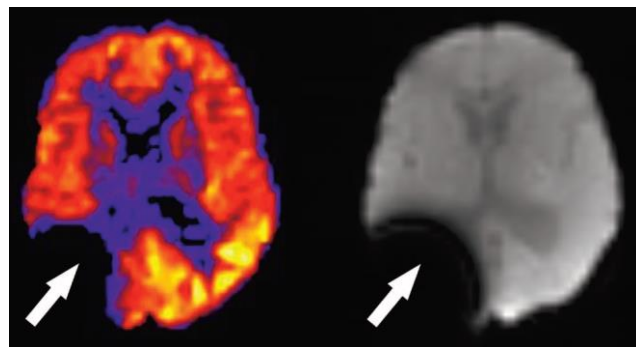


Рис. 8 (Fig. 8)

**Рис. 8. Артефакт от установленной после удаления глиомы металлической пластины у 5-ти летнего мальчика.**

В правой теменно-затылочной области определяется зона локального выпадения сигнала на ASL картах (стрелка). Установлена металлическая пластина [31].

**Fig. 8. Susceptibility artifact in a 5-year-old boy with previous resection of a glioma.**

Focally decreased signal intensity is present in the right parietotemporal region on the ASL CBF maps (arrow). The baseline magnetization map confirms the presence of metallic hardware causing magnetic field distortion (arrow).

параты существенно снижают время T1 во всех тканях. В результате такого снижения незначительные различия в интенсивности сигнала между контрольным и маркированным изображениями нивелируются, что делает построенные карты непригодными для интерпретации. По этой причине ASL следует проводить до введения парамагнитных контрастных препаратов. Несмотря на то, что отмечается снижение соотношения сигнал/шум при выполнении ASL в течение нескольких дней после введения парамагнитного контрастного препарата, этот фактор в большинстве случаев не влияет на качество получаемых результатов.

*Артефакт от исходной намагниченности (MO «Shinethrough»).*

Различия в интенсивности сигнала между намагниченными и контрольными спинами при выполнении ASL составляют примерно 1-2%. Таким образом, для эффективного распознавания сигнала от намагниченных спинов требуется эффективное подавление (сатурация) фоно-

вого сигнала. Если подавление не происходит или происходит неправильно – интенсивность T2-взвешенного сигнала от мягких тканей и ликвора может быть выше интенсивности сигнала от маркированных спинов, что приводит к глобальному повышению интенсивности сигнала на результирующих ASL картах (рис. 8).

*Артефакты от движения.*

Движение является распространенной проблемой при выполнении МР-исследований. Даже незначительные движения во время исследования приводят к искажению при ASL, несмотря на цифровую коррекцию изображений и усреднение получаемых данных. Артефакты от движения могут проявляться в виде как локального, так и глобального снижения или повышения интенсивности сигнала. Наиболее распространенный артефакт от движения проявляется в виде повышения интенсивности сигнала по периферии головного мозга в виде кольца (рис. 10).

*Артефакт от чувствительности радио-*



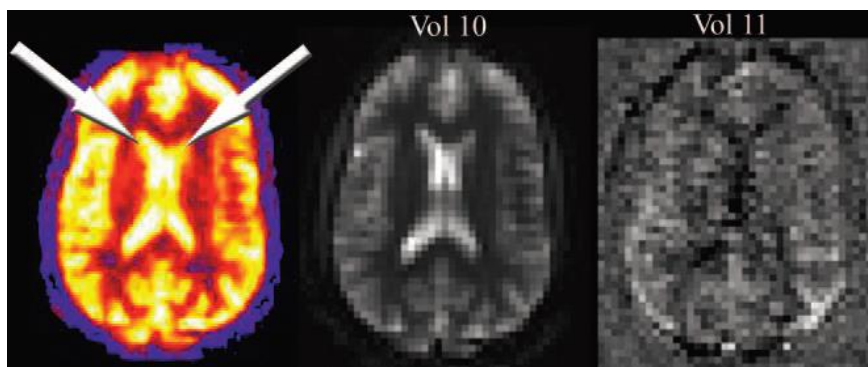


Рис. 9 (Fig. 9)

**Рис. 9.** Повышение интенсивности сигнала на ASL карте из-за неправильного подавления фонового сигнала (артефакт).

Перфузионный паттерн кажется нормальным, за исключением повышенного сигнала от боковых желудочков (стрелки), что свидетельствует о неправильном подавлении фонового сигнала (vol 10). При корректном подавлении фонового сигнала «свечение» желудочков отсутствует (vol 11) [31].

**Fig. 9.** Globally increased ASL signal intensity due to artifact.

Perfusion pattern appears normal except for high signal intensity in the lateral ventricles (arrows), due to shine-through of T2-weighted signal intensity that was not adequately suppressed during only 1 volume (vol 10). Vol 11 represents a normal control-label image subtraction obtained during signal intensity averaging.

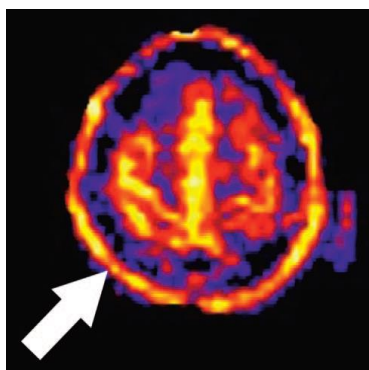


Рис. 10 (Fig. 10)

**Рис. 10.** Артефакт от движения.

Повышение интенсивности сигнала по периферии головного мозга в виде кольца является часто встречающимся артефактом от движения при выполнении ASL исследования [31].

**Fig. 10.** Artifact secondary to motion.

A peripheral ring of high signal intensity is a common finding in ASL cases degraded by motion (arrow).

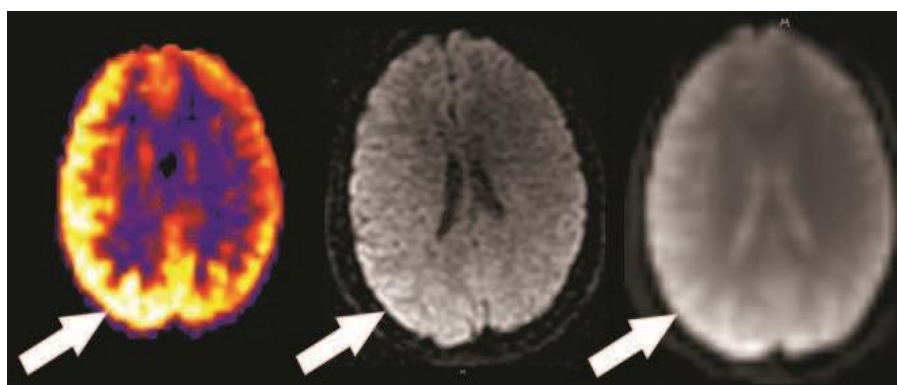


Рис. 11 (Fig. 11)

**Рис. 11.** Артефакт от асимметрии чувствительности радиочастотной катушки.

Проявляется повышением интенсивности сигнала в правой полушарии на ASL картах, ДВИ и  $M_0$  [31].

**Fig. 11.** Artifact secondary to asymmetric coil sensitivity.

There is a regional zone of high perfusion signal intensity in the right cerebral hemisphere on ASL maps, on the diffusion image and the  $M_0$ .



частотной катушки.

Асимметричная чувствительность катушки может привести к повышению интенсивности сигнала в соответствующей зоне. Такой артефакт может быть выявлен при анализе соответствующего среза на диффузионно-взвешенных изображениях, где будет наблюдаться повышение интенсивности сигнала в соответствующей области (рис. 11). Такое явление является следствием неправильной укладки пациента или асимметричной чувствительности катушки. При выявлении таких артефактов необходимо повторно выполнить ASL исследование с изменением положения головы пациента, либо с использованием другой катушки.

#### Заключение.

Знание патофизиологических изменений кровотока и общих артефактов, присущих ASL,

позволяет точно интерпретировать полученные результаты в рамках рутинного клинического исследования. Несмотря на описанные выше недостатки, в настоящее время ASL является быстро развивающейся неинвазивной и высокоинформативной методикой нейровизуализации, которая позволяет оценивать анатомическое и функциональное состояние головного мозга, а также контролировать перфузию головного мозга при различных патологических состояниях в динамике.

#### Источник финансирования и конфликт интересов.

Авторы данной статьи подтвердили отсутствие финансовой поддержки исследования и конфликта интересов, о которых необходимо сообщить.

#### Список литературы:

1. Alsop DC, Detre JA. Multisection cerebral blood flow MR imaging with continuous arterial spin labeling. *Radiology* 1998;208:410–16
2. Detre JA, Alsop DC, Vives LR, et al. Noninvasive MRI evaluation of cerebral blood flow in cerebrovascular disease. *Neurology* 1998;50:633–41
3. Detre JA, Leigh JS, Williams DS, et al. Perfusion imaging. *Magn Reson Med* 1992;23:37–45
4. Sadowski EA, Bennett LK, Chan MR, et al. Nephrogenic systemic fibrosis: risk factors and incidence estimation. *Radiology* 2007;243:148–57
5. Wintermark M, Sesay M, Barbier E, et al. Comparative overview of brain perfusion imaging techniques. *J Neuroradiol* 2005;32:294–314
6. Detre JA, Alsop DC. Perfusion magnetic resonance imaging with continuous arterial spin labeling: methods and clinical applications in the central nervous system. *Eur J Radiol* 1999;30:115–24
7. Brown GG, Clark C, Liu TT. Measurement of cerebral perfusion with arterial spin labeling: Part 2. Applications. *J Int Neuropsychol Soc* 2007;13:526–38
8. Warmuth C, Gunther M, Zimmer C. Quantification of blood flow in brain tumors: comparison of arterial spin labeling and dynamic susceptibilityweighted contrast-enhanced MR imaging. *Radiology* 2003;228:523–32
9. Weber MA, Gunther M, Lichy MP, et al. Comparison of arterial spin-labeling techniques and dynamic susceptibility-weighted contrast-enhanced MRI in perfusion imaging of normal brain tissue. *Invest Radiol* 2003;38:712–18
10. Wolf RL, Alsop DC, McGarvey ML, et al. Susceptibility contrast and arterial spin labeled perfusion MRI in cerebrovascular disease. *J Neuroimaging* 2003;13:17–27
11. Kim HS, Kim SY. A prospective study on the added value of pulsed arterial spin-labeling and apparent diffusion coefficients in the grading of gliomas. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;28:1693–99
12. Luh WM, Wong EC, Bandettini PA, et al. QUIPSS II with thin-slice T11 periodic saturation: a method for improving accuracy of quantitative perfusion imaging using pulsed arterial spin labeling. *Magn Reson Med* 1999;41:1246–54
13. Kim SG, Tsekos NV. Perfusion imaging by a flow-sensitive alternating inversion recovery (FAIR) technique: application to functional brain imaging. *Magn Reson Med* 1997;37:425–35
14. Wong EC, Buxton RB, Frank LR. Implementation of quantitative perfusion imaging techniques for functional brain mapping using pulsed arterial spin labeling. *NMR Biomed* 1997;10:237–49
15. Tran TK, Vigneron DB, Sailasuta N, et al. Very selective suppression pulses for clinical MRSI studies of brain and prostate cancer. *Magn Reson Med* 2000;43:23–33
16. Ordidge RJ, Wylezinska M, Hugg JW, et al. Frequency offset corrected inversion (FOCI) pulses for use in localized spectroscopy. *Magn Reson Med* 1996;36:562–66
17. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C: Solid State Phys* 1977;10:55–58
18. Yang Y, Frank JA, Hou L, et al. Multislice imaging of quantitative cerebral perfusion with pulsed arterial spin labeling. *Magn Reson Med* 1998;39:825–32
19. Friston KJ, et al. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping* 1995;2:189–202
20. Wong EC, Buxton RB, Frank LR. Quantitative imaging of perfusion using a single subtraction (QUIPSS and QUIPSS II). *Magn Reson Med* 1998;39:702–08
21. Wang J, Licht DJ, Jahng GH, et al. Pediatric perfusion imaging using pulsed arterial spin labeling. *J Magn Reson Imaging* 2003;18:404–13
22. Epstein HT. Stages of increased cerebral blood flow accompany stages of rapid brain growth. *Brain Dev.* 1999;21:535–39
23. Wang J, Licht DJ, Silvestre DW, et al. Why perfusion in neonates with congenital heart defects is negative technical issues related to pulsed arterial spin labeling. *Magn Reson Imaging* 2006;24:249–54
24. Dupui P, Geil A, Bessoles G, et al. Cerebral blood flow in aging. Decrease of hyperfrontal distribution. *Monogr Neural Sci* 1984;11:131–38
25. Mamo H, Meric P, Luft A, et al. Hyperfrontal pattern of human cerebral circulation. Variations with age and atherosclerotic state. *Arch Neurol* 1983;40:626–32
26. Tsuda Y, Hartmann A. Hyperfrontal distribution of regional

cerebral blood flow and vascular CO<sub>2</sub> reactivity in normal subjects and disturbances in ischemic cerebrovascular disorders. *Acta Radiol Suppl* 1986;369:69–72

27. Tsuda Y, Hartmann A. Changes in hyperfrontality of cerebral blood flow and carbon dioxide reactivity with age. *Stroke* 1989;20:1667–73

28. Berman KF, Torrey EF, Daniel DG, et al. Regional cerebral blood flow in monozygotic twins discordant and concordant for schizophrenia. *Arch Gen Psychiatry* 1992;49:927–34

29. Dousse M, Mamo H, Ponsin JC, et al. Cerebral blood flow in schizophrenia. *Exp Neurol* 1988;100:98–111

30. Yongbi MN, Fera F, Yang Y, et al. Pulsed arterial spin labeling: comparison of multisection baseline and functional MR imaging perfusion signal at 1.5 and 3.0 T: initial results in six subjects. *Radiology* 2002;222:569–75

### References:

1. Alsop DC, Detre JA. Multisection cerebral blood flow MR imaging with continuous arterial spin labeling. *Radiology* 1998;208:410–16

2. Detre JA, Alsop DC, Vives LR, et al. Noninvasive MRI evaluation of cerebral blood flow in cerebrovascular disease. *Neurology* 1998;50:633–41

3. Detre JA, Leigh JS, Williams DS, et al. Perfusion imaging. *Magn Reson Med* 1992;23:37–45

4. Sadowski EA, Bennett LK, Chan MR, et al. Nephrogenic systemic fibrosis: risk factors and incidence estimation. *Radiology* 2007;243:148–57

5. Wintermark M, Sesay M, Barbier E, et al. Comparative overview of brain perfusion imaging techniques. *J Neuroradiol* 2005;32:294–314

6. Detre JA, Alsop DC. Perfusion magnetic resonance imaging with continuous arterial spin labeling: methods and clinical applications in the central nervous system. *Eur J Radiol* 1999;30:115–24

7. Brown GG, Clark C, Liu TT. Measurement of cerebral perfusion with arterial spin labeling: Part 2. Applications. *J Int Neuropsychol Soc* 2007;13:526–38

8. Warmuth C, Gunther M, Zimmer C. Quantification of blood flow in brain tumors: comparison of arterial spin labeling and dynamic susceptibilityweighted contrast-enhanced MR imaging. *Radiology* 2003;228:523–32

9. Weber MA, Gunther M, Lichy MP, et al. Comparison of arterial spin-labeling techniques and dynamic susceptibility-weighted contrast-enhanced MRI in perfusion imaging of normal brain tissue. *Invest Radiol* 2003;38:712–18

10. Wolf RL, Alsop DC, McFarvey ML, et al. Susceptibility contrast and arterial spin labeled perfusion MRI in cerebrovascular disease. *J Neuroimaging* 2003;13:17–27

11. Kim HS, Kim SY. A prospective study on the added value of pulsed arterial spin-labeling and apparent diffusion coefficients in the grading of gliomas. *AJNR Am J Neuroradiol* 2007;28:1693–99

12. Luh WM, Wong EC, Bandettini PA, et al. QUIPSS II with thin-slice T1 periodic saturation: a method for improving accuracy of quantitative perfusion imaging using pulsed arterial spin labeling. *Magn Reson Med* 1999;41:1246–54

13. Kim SG, Tsekos NV. Perfusion imaging by a flow-sensitive alternating inversion recovery (FAIR) technique: application to functional brain imaging. *Magn Reson Med* 1997;37:425–35

31. Deibler AR, Pollock JM, Kraft RA, et al. Arterial spin labeling in routine clinical practice, Part 1: Technique and artifacts. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29:1228–34

32. Deibler AR, Pollock JM, Kraft RA, et al. Arterial spin-labeling in routine clinical practice, Part 2: Hypoperfusion patterns. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29:1235–41

33. Wolf RL, Alsop DC, McFarvey ML, et al. Susceptibility contrast and arterial spin labeled perfusion MRI in cerebrovascular disease. *J Neuroimaging* 2003; 13:17–27

34. Сепзеева А.Н., Селивёрстова Е.В., Добрынина Л.А., Кротенкова М.В., Гаджиева З.И., Забитова М.Р. Импульсное спиновое маркирование артериальной крови (PASL) в получении перфузионных и функциональных данных: возможности метода. *REJR* 2019; 9(1):148-159.

14. Wong EC, Buxton RB, Frank LR. Implementation of quantitative perfusion imaging techniques for functional brain mapping using pulsed arterial spin labeling. *NMR Biomed* 1997;10:237–49

15. Tran TK, Vigneron DB, Sailasuta N, et al. Very selective suppression pulses for clinical MRSI studies of brain and prostate cancer. *Magn Reson Med* 2000;43:23–33

16. Ordidge RJ, Wylezinska M, Hugg JW, et al. Frequency offset corrected inversion (FOCI) pulses for use in localized spectroscopy. *Magn Reson Med* 1996;36:562–66

17. Mansfield P. Multi-planar image formation using NMR spin echoes. *J Phys C: Solid State Phys* 1977;10:55–58

18. Yang Y, Frank JA, Hou L, et al. Multislice imaging of quantitative cerebral perfusion with pulsed arterial spin labeling. *Magn Reson Med* 1998;39:825–32

19. Friston KJ, et al. Statistical parametric maps in functional imaging: a general linear approach. *Human Brain Mapping* 1995;2:189–202

20. Wong EC, Buxton RB, Frank LR. Quantitative imaging of perfusion using a single subtraction (QUIPSS and QUIPSS II). *Magn Reson Med* 1998;39:702–08

21. Wang J, Licht DJ, Jahng GH, et al. Pediatric perfusion imaging using pulsed arterial spin labeling. *J Magn Reson Imaging* 2003;18:404–13

22. Epstein HT. Stages of increased cerebral blood flow accompany stages of rapid brain growth. *Brain Dev.* 1999;21:535–39

23. Wang J, Licht DJ, Silvestre DW, et al. Why perfusion in neonates with congenital heart defects is negative technical issues related to pulsed arterial spin labeling. *Magn Reson Imaging* 2006;24:249–54

24. Dupui P, Geil A, Bessoles G, et al. Cerebral blood flow in aging. Decrease of hyperfrontal distribution. *Monogr Neural Sci* 1984;11:131–38

25. Mamo H, Meric P, Luft A, et al. Hyperfrontal pattern of human cerebral circulation. Variations with age and atherosclerotic state. *Arch Neurol* 1983;40:626–32

26. Tsuda Y, Hartmann A. Hyperfrontal distribution of regional cerebral blood flow and vascular CO<sub>2</sub> reactivity in normal subjects and disturbances in ischemic cerebrovascular disorders. *Acta Radiol Suppl* 1986;369:69–72

27. Tsuda Y, Hartmann A. Changes in hyperfrontality of cerebral blood flow and carbon dioxide reactivity with age. *Stroke* 1989;20:1667–73

28. Berman KF, Torrey EF, Daniel DG, et al. Regional cerebral blood flow in monozygotic twins discordant and concordant for schizophrenia. *Arch Gen Psychiatry* 1992;49:927-34
29. Dousse M, Mamo H, Ponsin JC, et al. Cerebral blood flow in schizophrenia. *Exp Neurol* 1988;100:98-111
30. Yongbi MN, Fera F, Yang Y, et al. Pulsed arterial spin labeling: comparison of multisection baseline and functional MR imaging perfusion signal at 1.5 and 3.0 T: initial results in six subjects. *Radiology* 2002;222:569-75
31. Deibler AR, Pollock JM, Kraft RA, et al. Arterial spin labeling in routine clinical practice, Part 1: Technique and artifacts. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29:1228-34
32. Deibler AR, Pollock JM, Kraft RA, et al. Arterial spin-labeling in routine clinical practice, Part 2: Hypoperfusion patterns. *AJNR Am J Neuroradiol* 2008; 29:1235-41
33. Wolf RL, Alsop DC, McGarvey ML, et al. Susceptibility contrast and arterial spin labeled perfusion MRI in cerebrovascular disease. *J Neuroimaging* 2003; 13:17-27
34. Sergeeva A.N., Selivèrstova E.V., Dobrynina L.A., Krotenkova M.V., Gadzhieva Z.Sh., Zabitova M.R. Pulse spin marking of arterial blood (PASL) in obtaining perfusion and functional data: method capabilities. *REJR*. 2019; 9 (1): 148-159 (in Russian).