

**АРТЕФАКТЫ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ В ПРАКТИКЕ СПЕЦИАЛИСТА ЛУЧЕВОЙ ДИАГНОСТИКИ**

Рязанов В.В.<sup>1</sup>, Багненко С.С.<sup>1,3</sup>, Марченко Н.В.<sup>1</sup>, Садыкова Г.К.<sup>1,2</sup>, Куценко В.П.<sup>1</sup>,  
Меньшикова С.В.<sup>1,2</sup>, Постаногов Р.А.<sup>1,5</sup>, Лопарева Д.Д.<sup>1</sup>, Кудрявцев И.С.<sup>4,5</sup>

1 – ФГБУ ВО «Санкт-Петербургский государственный педиатрический медицинский университет» МЗ РФ.  
г. Санкт-Петербург, Россия.

2 – ФГБУ ВО «Военно-медицинская академия им. С.М. Кирова» МО РФ. г. Санкт-Петербург, Россия.

3 – ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр онкологии им. Н.Н. Петрова» МЗ РФ. г. Санкт-Петербург, Россия.

4 – ФГБУ «Национальный медицинский исследовательский центр им. В.А. Алмазова» МЗ РФ. г. Санкт-Петербург, Россия.

5 – Санкт-Петербургское государственное бюджетное учреждение здравоохранения «Городская больница Святой преподобномученицы Елизаветы». г. Санкт-Петербург, Россия.

**А**ртефакты – искусственные и потенциально устранимые изменения на магнитно-резонансных томограммах, ухудшающие качество исследования и потенциально являющиеся источником диагностических ошибок. Неправильная интерпретация артефактных изображений, помимо постановки неверного диагноза и выбора неправильной тактики лечения, может потребовать проведения повторного исследования, что влечет за собой трату времени и сил медперсонала и пациентов, в конечном итоге, приводя к неэффективному использованию ресурсов системы здравоохранения.

Целью настоящей статьи является рассмотрение часто встречающихся в практике артефактов магнитно-резонансной томографии, методов их устранения или минимизации.

В настоящем обзоре, путем обобщения опыта авторов и литературных данных, представлены наиболее распространенные и клинически значимые артефакты магнитно-резонансной томографии, разделенные на крупные группы: двигательные артефакты, потоковые артефакты, артефакты химического сдвига, артефакты магнитной восприимчивости, артефакты, связанные с программным и аппаратным обеспечением. Рассмотрено их происхождение, проявления, а также методы устранения или минимизации.

Артефакты имеют различные причины и проявления, зная которые специалист лучевой диагностики может предотвратить их возникновение или минимизировать влияние на качество исследования.

**Ключевые слова:** магнитно-резонансная томография, диагностические ошибки, двигательные артефакты, потоковые артефакты, артефакты химического сдвига, артефакты магнитной восприимчивости.

Контактный автор: Лопарева Д.Д., e-mail: loparevadasha@gmail.com

*Для цитирования:* Рязанов В.В., Багненко С.С., Марченко Н.В., Садыкова Г.К., Куценко В.П., Меньшикова С.В., Постаногов Р.А., Лопарева Д.Д., Кудрявцев И.С. Артефакты магнитно-резонансной томографии в практике специалиста лучевой диагностики. REJR 2025; 15(3):68-85. DOI: 10.21569/2222-7415-2025-15-3-68-85.

Статья получена: 28.10.24

Статья принята: 30.10.25

## MAGNETIC RESONANCE IMAGING ARTIFACTS IN THE PRACTICE OF A RADIOLOGIST

Ryazanov V.V.<sup>1</sup>, Bagnenko S.S.<sup>1,3</sup>, Marchenko N.V.<sup>1</sup>, Sadykova G.K.<sup>1,2</sup>, Kutsenko V.P.<sup>1</sup>, Menshikova S.V.<sup>1,2</sup>, Postanogov R.A.<sup>1,5</sup>, Lopareva D.D.<sup>1</sup>, Kudryavtsev I.S.<sup>4,5</sup>

1 - St. Petersburg State Pediatric Medical University Ministry. Saint Petersburg, Russia.

2 - S.M. Kirov Military Medical Academy. Saint Petersburg, Russia.

3 - N.N. Petrov National Medicine Research Center of Oncology

4 - Almazov National Medical Research Center. Saint Petersburg, Russia.

5 - St. Petersburg State Budgetary Healthcare Institution "City Hospital of the Holy Martyr Elizabeth". Saint Petersburg, Russia.

**A**rtifacts are artificial and potentially correctable changes in magnetic resonance images that negatively affect the quality of the study and are a potential source of diagnostic errors. Incorrect interpretation of artifact images, in addition to making an incorrect diagnosis and choosing the wrong treatment tactics, may require a repeat study, which entails a waste of time and effort of medical personnel and patients, ultimately leading to ineffective use of health care resources.

The purpose of this article is to consider the artifacts of magnetic resonance imaging, which are often found in practice and methods for their elimination or minimization.

In this review, by generalizing the experience of the authors and literary data, the most common and clinically significant artifacts of magnetic resonance imaging are presented, divided into large groups: motion artifacts, flow artifacts, chemical shift artifacts, magnetic susceptibility artifacts, artifacts associated with software and hardware. Their origin, manifestations, as well as methods for eliminating or minimizing are considered.

Magnetic resonance imaging artifacts have various causes and manifestations, by knowing it specialist in radiology can prevent their occurrence or minimize their impact on the study quality.

**Keywords:** magnetic resonance imaging, diagnostic errors, motion artifacts, flow artifacts, chemical shift artifacts, magnetic susceptibility artifacts.

Corresponding author: Lopareva D.D., e-mail: loparevadasha@gmail.com

*For citation: Ryazanov V.V., Bagnenko S.S., Marchenko N.V., Sadykova G.K., Kutsenko V.P., Menshikova S.V., Postanogov R.A., Lopareva D.D., Kudryavtsev I.S. Magnetic resonance imaging artifacts in the practice of a radiologist. REJR 2025; 15(3):68-85. DOI: 10.21569/2222-7415-2025-15-3-68-85.*

**Received: 28.10.25**

**Accepted: 30.10.25**

**M**агнитно-резонансная томография (МРТ) в настоящее время является одним из наиболее востребованных методов диагностической визуализации мягких тканей и внутренних органов. Преимуществами метода являются его неинвазивность и отсутствие ионизирующего излучения при неизменно высокой диагностической ценности [1,2]. За последние десятилетия метод прошел несколько этапов развития, став широко доступным и популярным в клинической практике, и продолжает развиваться до сих пор.

В основе МРТ как метода лежит явление резонансного поглощения радиочастотной (РЧ) электромагнитной энергии объектом, находящимся во внешнем постоянном

магнитном поле (МП). Получение двумерных изображений осуществляется путем передачи и регистрации РЧ-сигнала от исследуемого объекта (пациента) при включении в тот или иной период времени градиентного магнитного поля. Каждая импульсная последовательность (ИП) представляет собой различные вариации последовательных сочетаний градиентных магнитных и РЧ-импульсов. МРТ посредством базовых ИП позволяет получать диагностические изображения в любой плоскости и дифференцировать ткани по содержанию в них воды; с использованием специальных ИП становится возможной оценка целлюлярности исследуемого субстрата, измерение параметров кровотока в области интереса, получения изображений дви-

жущейся жидкости без использования контрастных препаратов и пр. [3].

Однако, в связи со сложностью физических процессов, лежащих в основе построения изображений, метод МРТ подвержен влиянию множества артефактов, имеющих различную природу и проявления.

**Цель исследования.**

Рассмотреть часто встречающиеся в практике артефакты магнитно-резонансной томографии, методы их устранения или минимизации, используя данные литературы и собственный опыт авторов.

факты принято разделять на физиологические (связанные с произвольной или непроизвольной двигательной активностью пациента), системные (вследствие особенностей программного и аппаратного обеспечения) и артефакты, вызванные неоднородностью тканей пациента (рис. 1) [4, 5].

Многие артефакты можно свести к минимуму или полностью устранить, проведя работу с пациентом или изменив параметры визуализации [6]. Относительно этой возможности артефакты разделяют на устранимые и неустранимые (табл. №1).

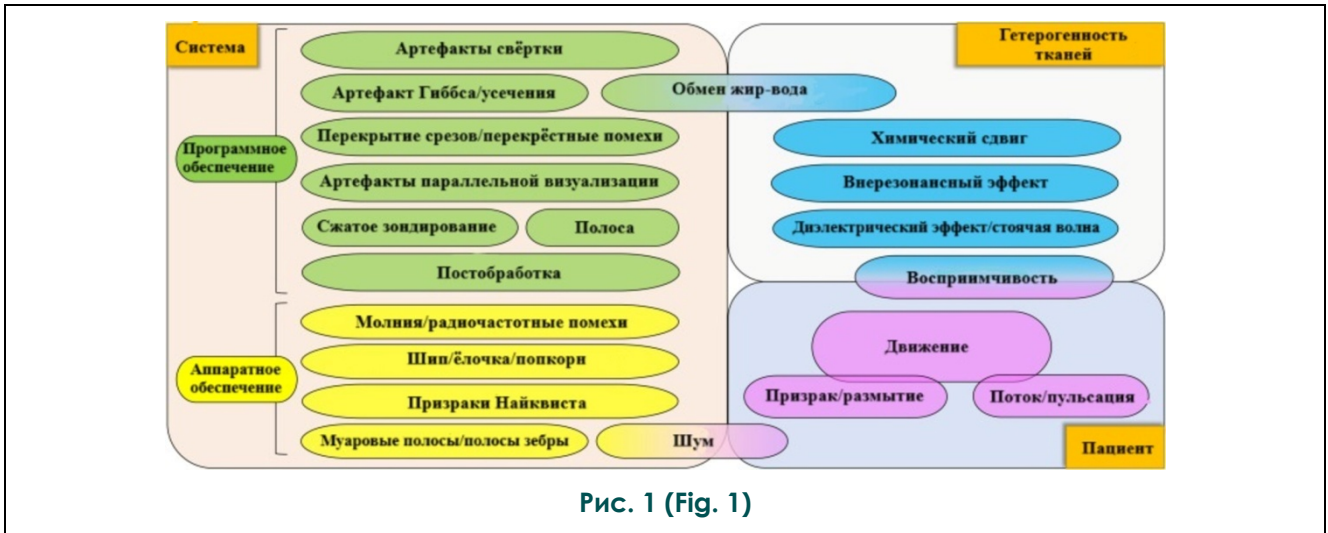


Рис. 1 (Fig. 1)

**Рис. 1. Схема.**

Часто встречающиеся артефакты при рутинной МРТ [адаптировано из Noda K. et al. (2022)].

**Fig. 1. Scheme.**

Common artifacts in routine MRI [adapted from Noda K. et al. (2022)].

**Материалы и методы.**

Проанализированы 20 литературных источников и представлены собственные наблюдения.

Результаты. Артефакты МРТ (от лат. artefaktum – искусственно сделанное) – искусственно индуцированные изменения на изображениях, не имеющие истинного морфологического субстрата, ухудшающие качество изображения и способные имитировать патологические процессы, становясь источником диагностических ошибок. Стоит отметить, что отсутствие артефактов является одним из критериев качества полученной картины МРТ, вместе с высоким соотношением сигнал-шум (SNR), проявляющимся четким изображением без зернистости (шума) с высоким пространственным разрешением.

Существует несколько классификаций артефактов. По причине появления арте-

**Двигательные артефакты.**

Двигательные артефакты являются самыми часто встречающимися в клинической практике, имеют различные проявления и способы устранения.

Причиной их возникновения является смещение анатомических структур в пространстве в процессе сбора данных, что может происходить вследствие произвольной двигательной активности пациента (рис. 2) или таких непроизвольных физиологических процессов, как дыхание или кишечная перистальтика (рис. 3, 4). В этом случае, возбуждение объекта РЧ-импульсом будет происходить в одном месте, а генерация сигнала – в другом. Основные физиологические движения имеют длительность от миллисекунд до нескольких секунд и, следовательно, слишком медленны, чтобы влиять на частотно-кодированную выборку, однако они имеют ярко выраженный эффект в направлении

**Таблица №1. Некоторые часто встречающиеся артефакты, разделенные по признаку устранимости.**

Устранимые артефакты	Неустранимые артефакты
Двигательные артефакты	Эффект притока
Псевдодвигательные артефакты	Артефакты химического сдвига
«Призрак»	Некоторые артефакты восприимчивости (DWI и GRE)
Артефакты восприимчивости от металла	Эффект интравоксельного дефазирования
Артефакт частичного жироподавления	Артефакт медленного тока жидкости
Артефакты свертки	Артефакт индийских чернил
Часть артефактов некорректных параметров сканирования	

кодирования фазы.

Двигательные артефакты могут проявляться в виде повторяющихся очертаний исследуемой области или в виде полосы шума в направлении фазово-кодирующего градиента (ФКГ). Артефакты нередко встречаются на диффузионно-взвешенных изображениях (ДВИ, DWI), например, при исследовании молочных желез вследствие дыхательной активности пациентки (рис. 5), на T2 FLAIR взвешенном изображении (ВИ) при исследовании головного мозга вследствие движений глазных яблок и тока ликвора на субтенториальном уровне (рис. 6).

Простейшим способом избавления от артефактов вследствие произвольных движений является правильный инструктаж пациента. Необходимо в доступной для пациента форме разъяснить технику проведения исследования и его длительность, акцентировав внимание на необходимости лежать неподвижно во время сканирования, а также установить эмоциональную связь с пациентом [7]. Помимо этого, требуется иммобилизовать исследуемую часть тела посредством мешков с песком, подушек и мягких прокладок. Пациентам, испытывающим неудобство или боль в определенном положении тела, следует обеспечить комфорт, при выраженном болевом синдроме исследование должно выполняться на фоне адекватного обезболивания, детям в возрасте до 3-х лет рекомендуется выполнять седацию.

Однако, несмотря на вышеописанные меры, в некоторых клинических ситуациях полностью избежать двигательных артефактов невозможно, например при паркинсоническом треморе, нервных тиках, нерегулярном, поверхностном или слишком частом

дыхании, активной кишечной перистальтике. В таких случаях минимизировать влияние двигательной активности на качество изображения позволит сокращение времени исследования путем подбора оптимальных параметров сканирования.

Во-первых, полезным представляется применение методов параллельной визуализации, таких как кодирование чувствительности (SENSE, Philips Healthcare), метод кодирования пространственной чувствительности массива (ASSET, GE Healthcare) и обобщенный автокалибровочный частично параллельный сбор данных (GRAPPA, Siemens Healthineers), использующие чувствительность нескольких приемных катушек для создания одного изображения, что значительно улучшает пространственную визуализацию [6].

Во-вторых, следует использовать менее чувствительные к движению последовательности градиент-эхо (GRE) вместо турбоспин-эхо (TSE), что особенно актуально для визуализации анатомических структур плода [8].

В-третьих, следует увеличить количество усреднений (NEX/NES) при сборе данных. Когда задержка или синхронизация дыхания невозможны, усреднение нескольких полученных сигналов позволяет повысить качество визуализации статически расположенных органов и снизить двигательные динамические артефакты. Следует помнить, что количество усреднений находится в экспоненциальной зависимости от соотношения сигнал-шум. Поэтому, чтобы добиться значимого уменьшения артефактов, количество получаемых сигналов часто устанавливается равным 3 или более, что приводит к трехкратному или пропорциональному увеличе-

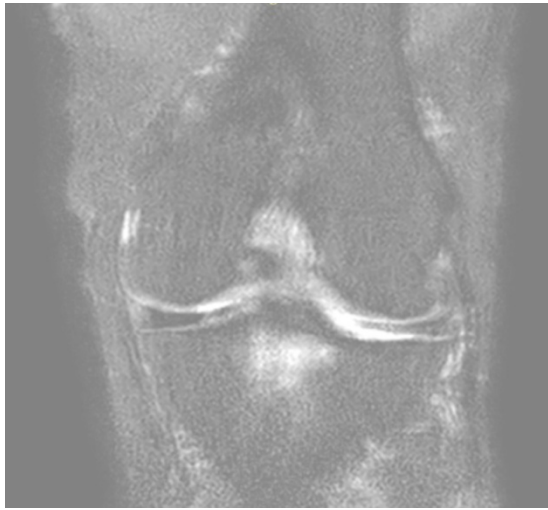


Рис. 2 (Fig. 2)

**Рис. 2.** МРТ коленного сустава, сагиттальная плоскость, PD FS взвешенное изображение.

Двигательные артефакты вследствие произвольных движений ногой (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 2.** MRI, knee joint, sagittal PD FS weighted image.

Motor artifacts due to voluntary foot movements (Marchenko N.V., 2024).



Рис. 3 (Fig. 3)

**Рис. 3.** МРТ малого таза, сагиттальная плоскость, T2 TSE взвешенное изображение.

Перистальтические артефакты вследствие недостаточной подготовки пациентки (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 3.** MRI, pelvis, sagittal T2 TSE weighted image.

Peristaltic artifacts due to insufficient preparation of the patient (Marchenko N.V., 2024).

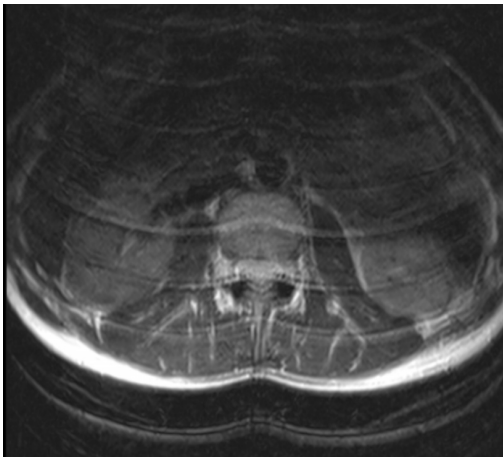


Рис. 4 (Fig. 4)

**Рис. 4.** МРТ забрюшинного пространства, аксиальная плоскость, T2 TSE ВИ.

Выраженные дыхательные артефакты (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 4.** MRI, retroperitoneal space, axial T2 TSE weighted image.

Pronounced respiratory artifacts (Postanogov R.A., 2024).

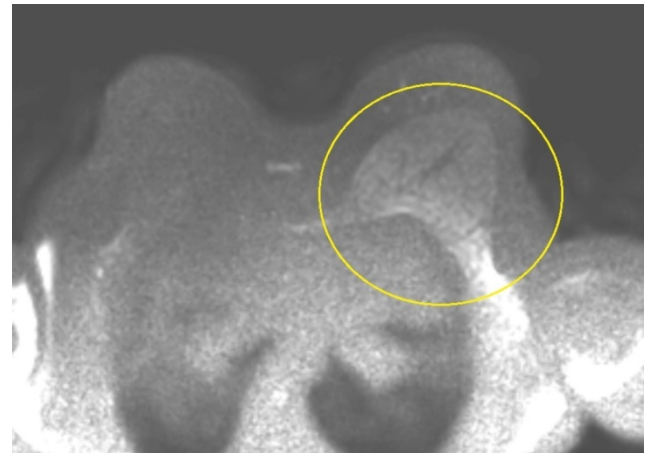


Рис. 5 (Fig. 5)

**Рис. 5.** МРТ молочных желез, аксиальная плоскость, ДВИ.

Повторение очертаний левой молочной железы вследствие дыхательной активности (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 5.** MRI, breast, axial DWI.

The repetition of the outlines of the left breast due to respiratory activity (Marchenko N.V., 2024).

нию общего времени сканирования [6]. Вышеперечисленные методы можно применять в комбинации, что увеличит вероятность получения высококачественного изображения МРТ.

Другим вариантом устранения двигательных артефактов является использование специализированных ИП, различающихся у каждого производителя (табл. №2) с радиальным заполнением k-пространства, позволяющих в определенной степени компенсировать движения пациента. Порядок заполнения k-пространства вносит существенный вклад в значимость артефактов движения. В частности, заполнение k-пространства по спиральной или радиальной траектории снижает значимость двигательных артефактов. Это связано с избыточной дискретиза-

цией центральной области k-пространства, которая уменьшает артефакты аналогично многократному усреднению при обычной визуализации [9, 10]. Данные ИП широко применяются в педиатрической практике, а также у пациентов с известными двигательными нарушениями и судорожными эпизодами [10].

Иногда за двигательные артефакты можно принять «волны», повторяющиеся в направлении ФКГ, возникающие на границе раздела сред и не исчезающие после иммобилизации пациента (рис. 7). Это так называемые псевдодвигательные артефакты, повторяющие границы раздела сред между гидрофильными и гидрофобными тканями. Решением является постановка сатуратора на границу сред, в представленном на рисунке

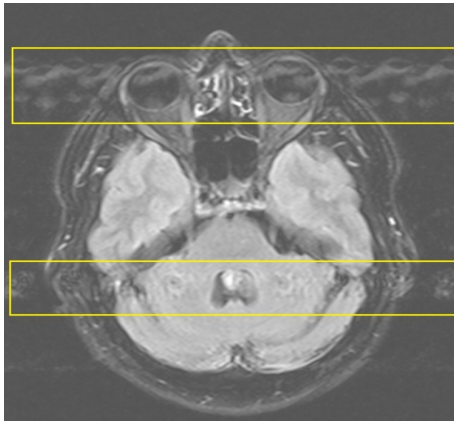


Рис. 6 (Fig. 6)

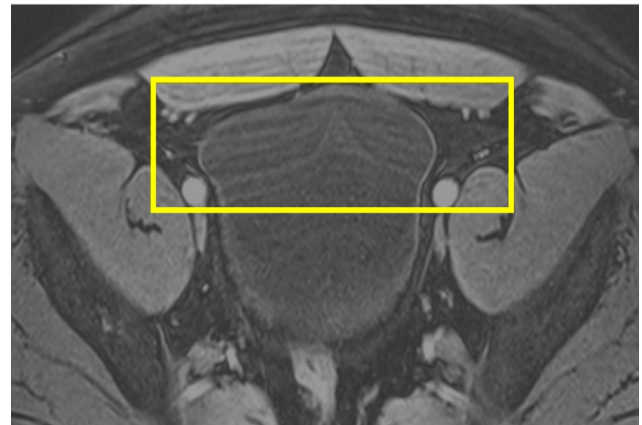


Рис. 7 (Fig. 7)

**Рис. 6.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, T2 FLAIR WI.

Полосы шума вследствие движения глазных яблок и тока ликвора (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 6.** MRI, brain, axial T2 FLAIR WI.

Noise bands due to the movement of the eyeballs and cerebrospinal fluid flow (Postanogov R.A., 2024).

**Рис. 7.** МРТ малого таза, аксиальная плоскость, T1-ВИ.

Псевдодвигательный артефакт на границе с передней брюшной стенкой (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 7.** MRI, pelvis, axial T1-WI.

Pseudomotor artifact on the border with the anterior abdominal wall (Postanogov R.A., 2024).

**Таблица №2. Некоторые специализированные ИП для преодоления двигательных артефактов.**

Фирма-производитель	Названия специализированной ИП
Phillips	MultiVane
Toshiba	Jet
Siemens	BLADE
GE	PROPELLER

случае – на переднюю брюшную стенку. Другим решением может являться смена направления фазового кодирования.

**Потоковые артефакты.**

Потоковые артефакты являются частным случаем двигательных артефактов, их источником является движущаяся биологическая жидкость, например, кровь в сосудах или ликвор. Потоковые артефакты имеют следующие особенности: проявляются в направлении ФКГ, когда ток жидкости перпендикулярен ему, и зависят от параметров ИП и от характера движения жидкости (быстрый или медленный, однородный или пульсационный).

Зависимость артефакта от характера движения жидкости иллюстрируют следующие клинические примеры. Движение крови в подколенной артерии проходит перпендикулярно плоскости среза и совпадает с направлением ФКГ (спереди-назад), поэтому на изображениях визуализируется артефакт, повторяющий форму сосуда и направленный вдоль фазового кодирования (рис. 8). Причем, артефакт здесь имеет вид непрерывной линии, поскольку скорость кровотока быстрая по сравнению с временем релаксации (TR).

При пульсационном характере движения жидкости с низкой скоростью относительно времени релаксации TR (ликвор, венозная кровь в мозговых синусах) потоковый артефакт имеет вид цепочки повторяющихся контуров исследуемого объекта (полосы шума) в направлении ФКГ, называемой ghosting-артефактом (призрачный артефакт, «призрак») (рис. 6, 9, 10). «Призраки» могут имитировать патологические образования, что опасно появлением диагностических ошибок.

Для устранения потоковых артефактов применяются полосы насыщения (сатураторы), сцепленные с блоком срезов, что позволяет им мигрировать с каждым срезом во время сбора данных. Их физический смысл заключается в подаче дополнительного РЧ-импульса в зону сатурации, насыщающего движущуюся кровь для подавления сигнала, поэтому для устранения артефактов от артериальной крови требуется размещать сатураторы проксимальнее области интереса, от венозной крови – дистальнее. Следует учитывать, что добавление сатураторов может увеличить время релаксации TR или уменьшить число срезов в пределах фиксированного TR, а также увеличить уровень поглощенной энергии (SAR).

В некоторых ситуациях, если сатураторы не были установлены, проверка очагов,

подозрительных на «призраки», должна проводиться на других ИП или в других плоскостях.

Если ток жидкости происходит параллельно плоскости среза, то в направлении ФКГ могут транслироваться контуры сосуда. Избавиться от пульсационного артефакта в этом случае можно, установив направление фазового кодирования вдоль тока жидкости или разместив сатуратор на источнике возникновения артефактов, ухудшив тем самым визуализацию анатомической области.

Одним из частных проявлений потоковых артефактов является так называемый эффект притока [11]. Он проявляется сигналом повышенной интенсивности в направлении тока жидкости на краевых срезах, как правило, на первых двух. Жидкость по мере продвижения в блоке срезов подвергается воздействию РЧ-импульсов, сатурруется и перестает подавать сигнал, однако следующая за ней порция жидкости, не подвергшаяся воздействию РЧ-импульсов, при появлении в блоке срезов релаксирует и дает сигнал на краевых изображениях (рис. 11). Полностью намагниченные протоны дают высокий сигнал по сравнению с окружающими тканями.

Эффект притока устраняется путем размещения сатурационного блока по направлению тока жидкости перед основным блоком срезов. Избавление от эффекта притока необязательно, необходимо анализировать подозрительный очаг на других ИП и в других плоскостях.

Еще одним примером потоковых артефактов служит так называемый эффект интравоксельного дефазирования. Эффект проявляется участками выпадения сигнала в движущейся жидкости, что может вызвать ошибки в интерпретации. Причина возникновения заключается в увеличении разности фаз от разных спинов в пределах одного вокселя, что приводит к рассинхронизации фаз спинов в вокселе и отсутствию результирующего сигнала от него. Эффект интравоксельного дефазирования наиболее часто встречается в субарахноидальном пространстве на уровне грудного отдела позвоночника в T2-ВИ во всех плоскостях сканирования, имитируя сосудистые аномалии и объемные образования (рис. 12).

Решением данной проблемы является оценка подозрительных участков на других ИП (GRE, CISS и т.д.).

Другая причина появления потоковых артефактов связана с медленным турбулентным током жидкости в зоне исследования, например, с венозным кровотоком. Потоко-

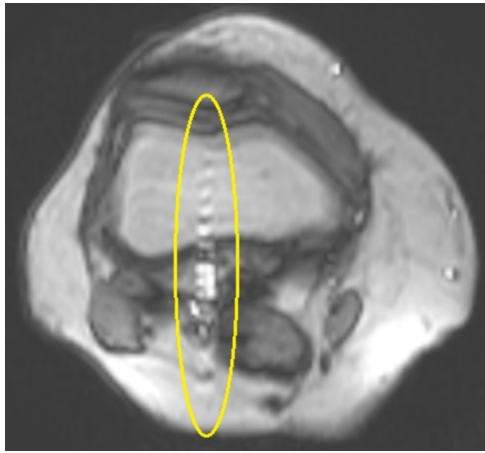


Рис. 8 (Fig. 8)

**Рис. 8.** МРТ коленного сустава, аксиальный локалайзер.

Потоковый артефакт в виде практически непрерывной линии в направлении фазового кодирования (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 8.** MRI, knee joint, axial localizer.

A streaming artifact in the form of an almost continuous line in the direction of phase coding (Marchenko N.V., 2024).

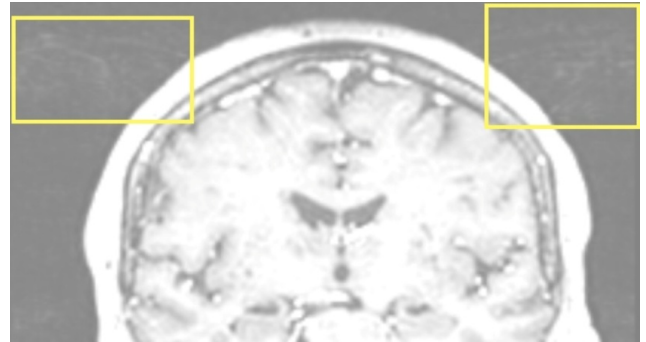


Рис. 9 (Fig. 9)

**Рис. 9.** МРТ головного мозга, корональная плоскость, T1-ВИ.

«Призраки» в виде цепочки повторяющихся контуров вследствие пульсационного тока крови в верхнем сагиттальном синусе (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 9.** MRI, brain, coronal T1-WI.

"Ghosts" in the chain form of repeating contours due to pulsating blood flow in the upper sagittal sinus (Postanogov R.A., 2024).

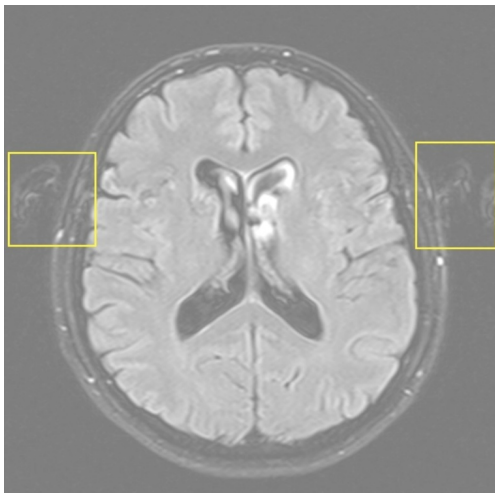


Рис. 10 (Fig. 10)

**Рис. 10.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, T2 FLAIR ВИ.

«Призрак» в виде цепочки повторяющихся контуров вследствие пульсационного тока ликвора (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 10.** MRI, brain, axial T2 FLAIR WI.

A "ghost" in the chain form of repeating contours due to the pulsating outlines of the cerebrospinal fluid (Postanogov R.A., 2024).

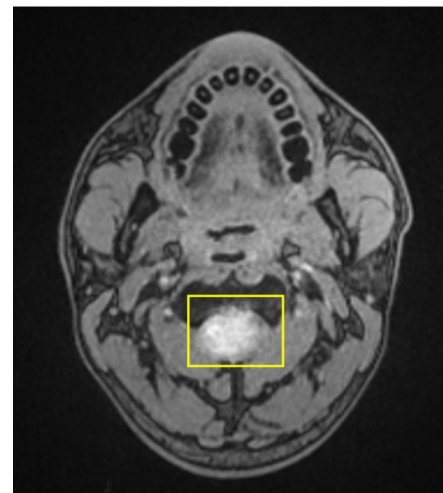


Рис. 11 (Fig. 11)

**Рис. 11.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, T1-ВИ.

В краевом срезе – эффект притока от движущегося ликвора в виде участка гиперинтенсивного сигнала (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 11.** MRI, brain, axial T1-WI.

In the marginal slice, there is the effect of influx from a moving cerebrospinal fluid in the form of a hyperintensive signal segment (Postanogov R.A., 2024).



Рис. 12 (Fig. 12)

**Рис. 12. МРТ грудного отдела позвоночника, сагиттальная плоскость, T2-ВИ.**

Эффект интравоксельного дефазирования кзади от спинного мозга в виде участков выпадения сигнала (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 12. MRI, thoracic spine, sagittal T2-WI.**

The effect of intravoxel dephasing posteriorly from the spinal cord in the form of signal loss sites (Marchenko N.V., 2024).

вые артефакты в этом случае проявляются участками повышения сигнала в медленно движущейся жидкости, что может имитировать дефекты наполнения, например, тромбы. Такая жидкость некоторое время остается в плоскости среза, релаксирует и дает высокий сигнал, то есть ее протоны испытывают на себе такое же воздействие, что и стационарные структуры. В сомнительных случаях рекомендуется оценивать альтернативные ИП.

**Артефакты химического сдвига.**

Артефакты химического сдвига возникают на границе липо- и гидрофильных тканей и, в отличие от предыдущих артефактов, транслируются в направлении частотно-кодирующего градиента (ЧКГ), то есть в плоскости, перпендикулярной направлению ФКГ. Проявляются полосами сигналов высокой и низкой интенсивности на противоположных друг другу сторонах тканевой структуры.

Артефакт возникает вследствие разницы между прецессиями (частотами вращения спинов) в молекулах воды и жира. Так, прецессия в молекуле воды за счет слабых химических связей происходит быстрее, чем в молекуле жира, из-за чего в процессе преобразования Фурье в пределах одного вокселя, содержащего и жир и воду, создается эффект «смещения» одного из компонентов в направлении ЧКГ (рис. 13).

На рисунке 14 представлено T2 TSE

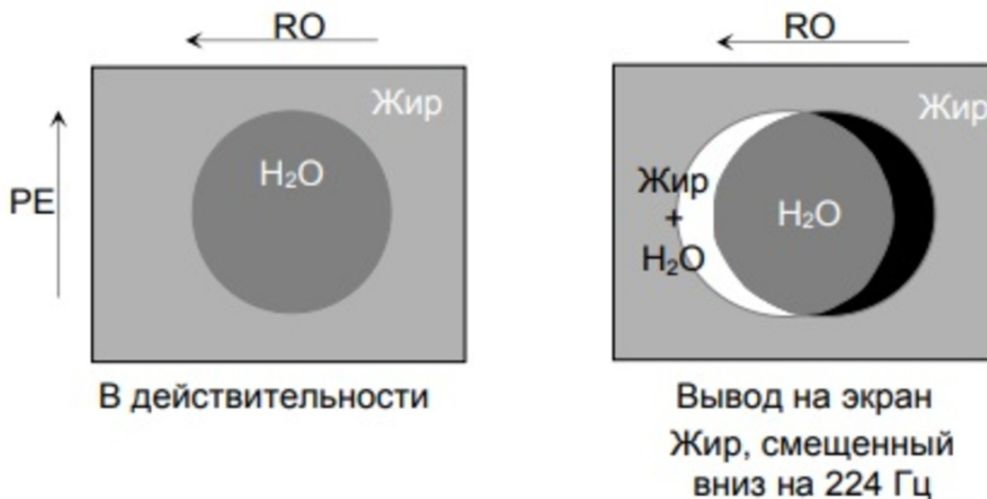


Рис. 13 (Fig. 13)

**Рис. 13. Схематичное изображение эффекта химического сдвига.**

RO – направление частотного кодирования, PE – направление фазового кодирования.

**Fig. 13. Schematic representation of the chemical shift effect.**

RO is the direction of frequency coding, PE – the direction of phase coding.

ВИ, на котором визуализируются полосы сигналов низкой и высокой интенсивности на противоположных друг другу стенках мочевого пузыря. Поскольку мочевой пузырь – гидрофильный объект, а паравезикальная клетчатка – липофильная, в вокселах, по которым проходит анатомическая граница этих структур, возникает артефакт химического сдвига.

Устранить данный артефакт можно посредством использования ИП с жироподавлением (FS, STIR, TIRM, SPAIR, DIXON).

При использовании ИП с простым жироподавлением могут наблюдаться артефакты неоднородного или частичного жироподавления [12], что продемонстрировано на рисунке 15. Они возникают вследствие локальной неоднородности МП в зоне сканирования, преимущественно по краям поля обзора, и проявляются в виде участков гиперинтенсивной жировой ткани.

Решением может стать использование ИП со спектральным жироподавлением (STIR, TIRM) (рис. 16) или последовательности DIXON, а также выполнение шиммирования перед каждой последовательностью с целью гомогенизации МП путем приложения постоянного тока смещения к градиентным катушкам [13].

В клинической практике применение нашел так называемый артефакт индийских чернил или артефакт химического сдвига второго порядка, проявляющийся в ИП градиент-эхо (GRE). Артефакт получил свое название за счет появления на границе липо- и гидрофильных тканей черной линии, напоминающей индийские чернила.

Протоны жира и воды имеют различные резонансные частоты с различным временем появления эхо [14]. В фазе и противофазе изображения формируются, когда протоны жира и воды взаимно резонируют либо «в фазе» (in-phase), либо с разворотом на 180 градусов «в противофазе» (out-phase, opposed phase). На фазовых T1-ВИ сигналы от воды и жира суммируются, в противофазу – вычитаются. Ткань без жировой инфильтрации визуализируется с сигналом одинаковой интенсивности на изображениях в фазу и противофазу. Однако при жировой инфильтрации сигнал, поступающий в противофазу, будет иметь меньшую интенсивность за счет «вычитания» противофазных сигналов от воды и жира (рис. 17).

Артефакт индийских чернил применяется в диагностике очаговой или диффузной жировой инфильтрации паренхиматозных органов, в первую очередь печени (рис. 18), а также для оценки опухолевого поражения,

иллюстрируя распределение жира внутри опухоли [15].

#### **Артефакты магнитной восприимчивости.**

Магнитная восприимчивость – способность вещества приобретать намагниченность под действием внешнего МП, вызывая его сильную локальную неоднородность. В зависимости от силы магнитной восприимчивости материалы классифицируют на диамагнетики, парамагнетики и ферромагнетики.

Диамагнетики (инертные газы, молекулярный водород и азот, цинк, медь, золото, висмут, парафин и пр.) неспособны локально усиливать магнитное поле и вносить какой-либо значимый вклад в его однородность. Парамагнетики (алюминий, платина, кальций, барий, магний, титан, вольфрам, молибден) и ферромагнетики (железо, кобальт, никель и гадолиний) способны намагничиваться, создавая собственное МП, совпадающее по направлению с внешним полем и локально усиливающее его.

Наиболее частым источником артефактов от пара- и ферромагнетиков являются металлические элементы одежды, монеты и ключи в карманах пациента. Источником артефактов также могут служить металлические импланты в организме, такие как эндопротезы, дентальные конструкции, кейджи, анкеры, пластины для остеосинтеза или металлические микрочастицы в зоне оперативного вмешательства [2, 14, 16].

Визуализационная картина артефактов восприимчивости складывается из нескольких эффектов. Первый – эффект дефазирования и выпадения сигнала за счет изменения частоты, второй – деформация контуров объекта за счет неоднородности МП. Искаженное поле и ошибочные частоты с участками выпадения сигнала приводят к неправильному пространственному кодированию с дислокацией вокселей в направлении частотного кодирования, что проявляется наложением сигнала (белый цвет на изображениях МРТ). На рисунке 19 проиллюстрирована различная картина МРТ металл-индуцированных артефактов магнитной восприимчивости.

Наилучшим способом устранения артефактов восприимчивости является удаление металлического объекта при подготовке пациента, что не всегда возможно. При планировании исследований пациентам с парамагнитными имплантами следует помнить, что визуализация артефактов восприимчивости на разных ИП будет значительно различаться. В частности, наиболее чувстви-

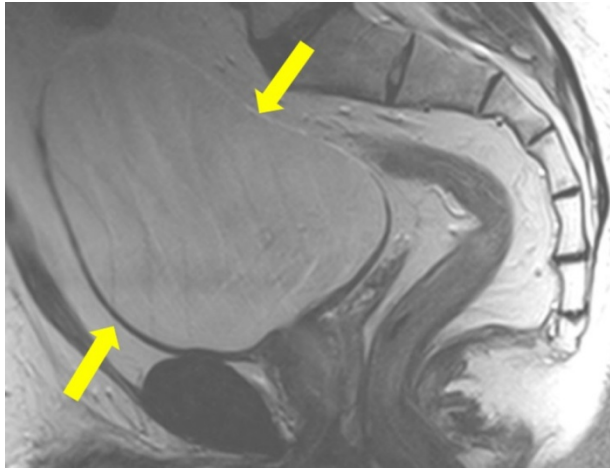


Рис. 14 (Fig. 14)

**Рис. 14.** МРТ малого таза, сагиттальная плоскость, T2 TSE WI.

Артефакт химического сдвига на границе мочевого пузыря и паравезикальной клетчатки (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 14.** MRI, pelvis, sagittal T2 TSE WI.

An artifact of a chemical shift at the border of the bladder and paravesical tissue (Postanogov R.A., 2024).

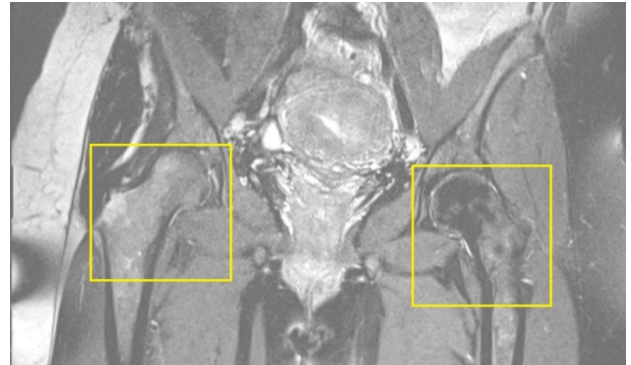


Рис. 15 (Fig. 15)

**Рис. 15.** МРТ тазобедренных суставов, корональная плоскость, PD FS WI.

Неоднородное жироподавление (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 15.** MRI, hip joints, coronal PD FS WI.

Heterogeneous fat suppression (Postanogov R.A., 2024).

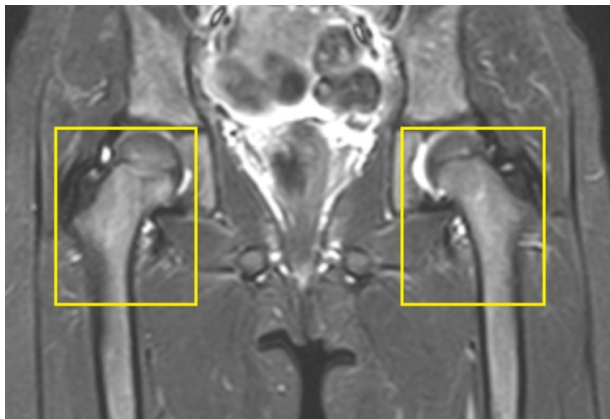


Рис. 16 (Fig. 16)

**Рис. 16.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, T2 FLAIR WI.

«Однородное жироподавление (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 16.** MRI, hip joints, coronal T2 STIR WI.

Homogeneous fat suppression (Marchenko N.V., 2024).

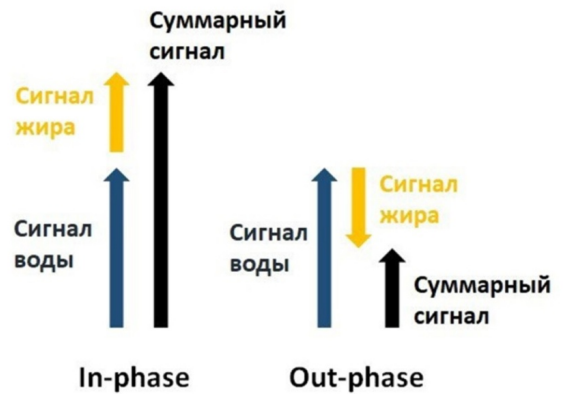


Рис. 17 (Fig. 17)

**Рис. 17.** Схематическое изображение сигнальных характеристик ткани на фазовых (in-phase) и противофазовых (out-phase) изображениях при жировой инфильтрации.

**Fig. 17.** Schematic representation of tissue signaling characteristics in phase (in-phase) and antiphase (out-phase) images in case of fat infiltration.

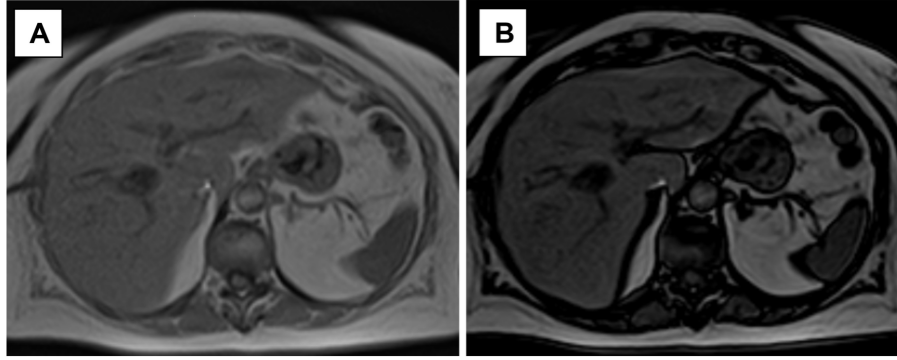


Рис. 18 (Fig. 18)

**Рис. 18.** МРТ органов брюшной полости, аксиальная плоскость, А – T1-ВИ in-phase; В – T1- ВИ out-phase.

Артефакт индийских чернил (артефакт химического сдвига второго порядка). Признаки диффузной липодистрофии паренхимы печени в виде снижения сигнала на противофазных изображениях (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 18.** MRI, abdomen, A – T1 WI in-phase; B – T1 WI out-phase.

Indian ink artifact (second-order chemical shift artifact). Signs of diffuse lipodystrophy of the liver parenchyma in the form of a decrease in the signal on antiphase images (Postanogov R.A., 2024).

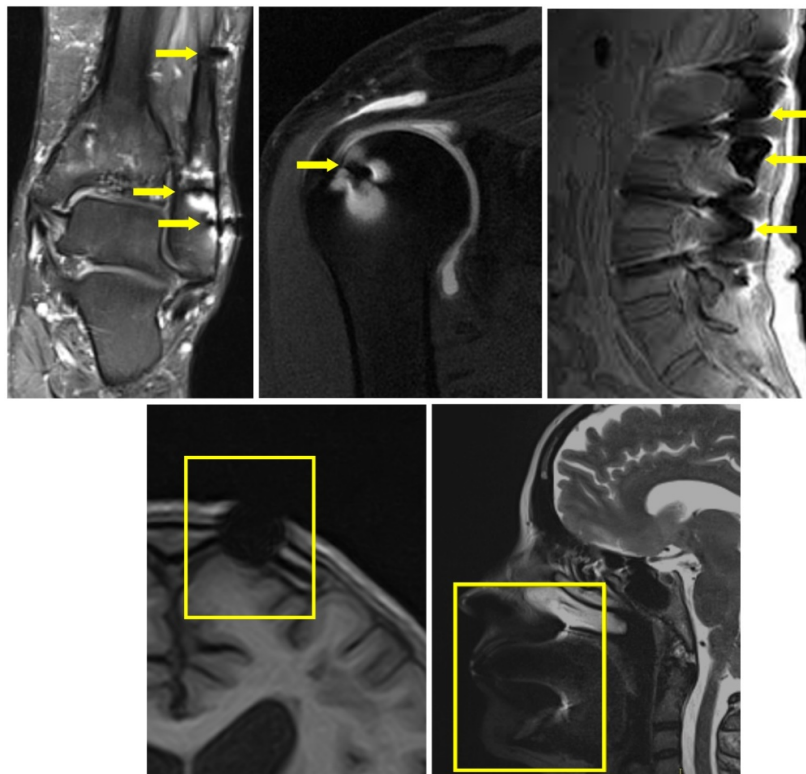


Рис. 19 (Fig. 19)

**Рис. 19.** МРТ.

Различная картина МРТ металл-индуцированных артефактов магнитной восприимчивости (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 19.** MRI.

Different MRI patterns of metal-induced artifacts of magnetic susceptibility (Postanogov R.A., 2024).

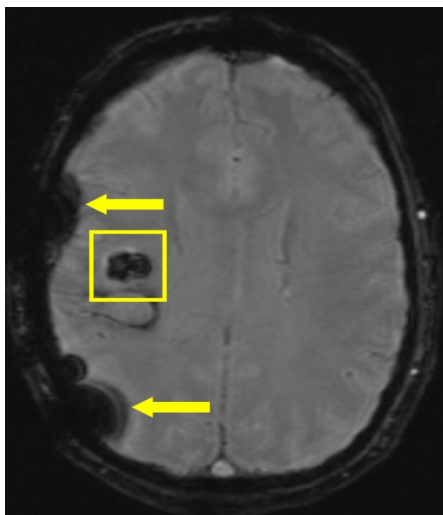
тельными являются ДВИ и последовательности градиент-эхо (GRE).

В связи с этим, следует применять последовательности, минимально подверженные влиянию неоднородности МП (T1, T2), уменьшив толщину среза, увеличив матрицу и пропускную способность (bandwidth), поменяв направление ЧКГ [17]. Помимо этого, у каждой фирмы-производителя существуют

специализированные ИП, способные минимизировать артефакты восприимчивости и визуализировать рядом расположенные структуры без существенной потери качества изображения (табл. №3).

Следует помнить, что проведение исследования пациенту, в теле которого присутствуют ферромагнитные импланты или инородные тела, которые способны

<b>Таблица №3. Некоторые специализированные ИП для преодоления артефактов от металла.</b>	
<b>Фирма-производитель</b>	<b>Названия специализированной ИП</b>
Phillips	O-MAR
Toshiba	VAT
Siemens	WARP, SEMAC
GE	MAVRIC



**Рис. 20 (Fig. 20)**

**Рис. 20. МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, SWI.**

В правой лобной доле кавернома (в квадрате) в виде участка выпадения сигнала вследствие наличия в ней дериватов гемоглобина. Металл-индуцированные артефакты восприимчивости в правом полушарии (стрелки) – следствие предыдущих операций (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 20. MRI, brain, axial SWI.**

There is a cavernoma in the right frontal lobe (squared) in the form of a signal loss area due to the presence of hemoglobin derivatives in it. Metal-induced susceptibility artifacts in the right hemisphere (arrows) are a consequence of previous operations (Postanogov R.A., 2024).

нагреваться и смещаться во внешнем МП, абсолютно противопоказано в связи с угрозой здоровью и жизни пациента.

Явление магнитной восприимчивости нашло применение в клинической практике для качественного определения гемоглобина и продуктов его деградации. Разработаны специализированные ИП, взвешенные по магнитной восприимчивости (T2\*, SWI, SWAN), обладающие высокой чувствительностью и точностью в определении локализации, количества и распространения очагов геморрагического пропитывания, микрокровоизлияний, артериовенозных мальформаций и аневризм, сопровождающихся отложением дериватов гемоглобина (рис. 20).

К артефактам магнитной восприимчивости можно отнести артефакты, возникающие на границе пневматизированных и непневматизированных структур на ДВИ. В данном случае воздух выступает в роли слабого парамагнетика, локально усиливая МП.

На границе с пневматизированными полостями на высокочувствительных к неоднородности поля ДВИ возникают артефакты магнитной восприимчивости в виде ярких пятен или пространственных искажений – артефакты дисторсии (рис. 21 А, В). Ложные сигналы также могут проявляться в виде контуров, дублирующих весь объект или отдельные его структуры в направлении ФКГ (рис. 21 С). Часто артефакт дисторсии возникает при исследовании головного мозга на границе пирамид височной кости и придаточных пазух носа и при исследовании органов малого таза на границе с прямой киш-

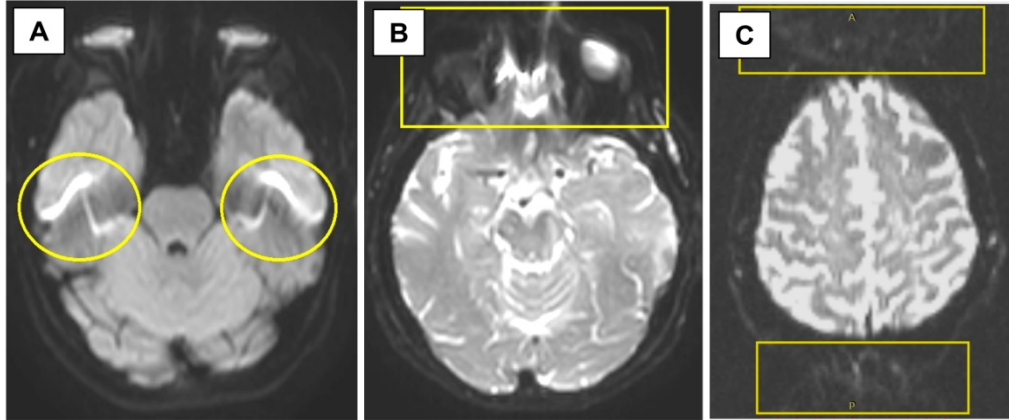


Рис. 21 (Fig. 21)

**Рис. 21.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, артефакты диффузионно-взвешенных изображений.

А, В – артефакты дисторсии на границе с пневматизированными структурами; С – артефакт в виде контуров исследуемого объекта в направлении фазового кодирования (Марченко Н.В., Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 21.** MRI, brain, artifacts of diffusion-weighted images.

A, B – artifacts of distortion at the boundary with pneumatized structures; C – artifact in the form of contours of the object under study in the direction of phase coding (Marchenko N.V., Postanogov R.A., 2024).

кой. Для артефакта характерно усиление сигнала с повышением индукции МП [18]. Проявляется на всех эхо-планарных изображениях (EPI), приводя к увеличению погрешности измерений и может имитировать очаги ограничения диффузии.

Артефакт является неустранимым, однако его можно минимизировать путем качественной подготовки пациента (например, отведя воздух из прямой кишки). В случаях, подозрительных на ограничение диффузии, следует сверяться с картой измеряемого коэффициента диффузии (ADC-map), подверженной артефактам в значительно меньшей степени.

**Артефакты, связанные с программным и аппаратным обеспечением.**

Среди разнородной группы артефактов, связанных с программным и аппаратным обеспечением следует упомянуть наиболее значимые.

Артефакты свертки – часто встречающиеся артефакты, проявляющиеся наложением на основное изображение анатомических областей, расположенных за пределами поля обзора (FOV) в направлении ФКГ. Причина возникновения артефактов заключается в том, что структуры за пределами зоны сканирования получают для кодирования значения фаз, не соответствующие их пространственному расположению из-за ма-

ленького поля обзора (рис. 22).

Решением является выставление оптимальных размеров поля обзора и матрицы, выбор корректного направления ФКГ с захватом всей области интереса. Возможно размещение за пределами поля обзора в направлении ФКГ блоков сатурации или увеличение параметров передискретизации (phase oversampling, no phase wrap). Следует учитывать, что добавление сатураторов может увеличить время релаксации TR или уменьшить число срезов в пределах фиксированного TR, а также увеличить уровень поглощенной энергии (SAR), о чем было сказано ранее.

Другим артефактом, возникающим вследствие некорректных параметров сканирования, является «звенящий» артефакт Гиббса. Он возникает при использовании слишком маленькой матрицы сбора данных, что приводит к ошибке преобразования Фурье, и проявляется параллельными волнами на границе контрастных сред (рис. 23) [14, 19].

Преодолеть артефакт Гиббса можно с помощью уменьшения размеров пикселя, увеличения матрицы фазового кодирования и матрицы сбора данных, уменьшения размеров FOV.

Одной из существенных проблем, затрудняющих диагностику повреждений су-

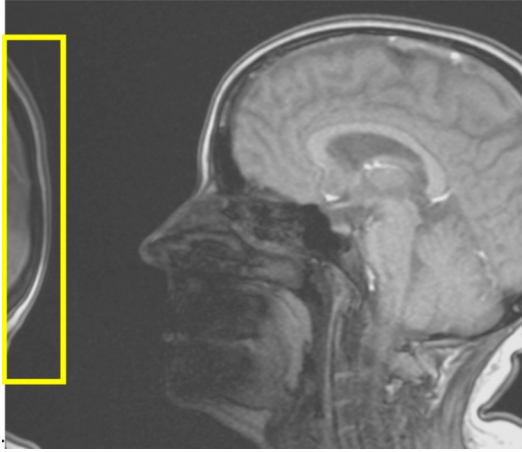


Рис. 22 (Fig. 22)

**Рис. 22.** МРТ головного мозга, сагиттальный локалайзер.

Артефакт свертки в виде наложения затылочной области в передней части поля обзора (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 22.** MRI, brain, sagittal localizer.

A convolution artifact in the form of an overlay of the occipital region in the front of the field of view (Postanogov R.A., 2024).

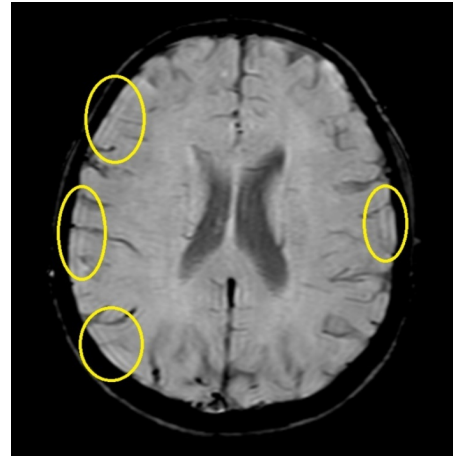


Рис. 23 (Fig. 23)

**Рис. 23.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, SWI.

«Звенящий» артефакт Гиббса (Марченко Н.В., 2024).

**Fig. 23.** MRI, brain, axial SWI.

Gibbs' "ringing" artifact (Marchenko N.V., 2024).



Рис. 24 (Fig. 24)

**Рис. 24.** МРТ плечевого сустава, корональная плоскость, PD FS WI.

Повышение сигнала от сухожилия надостной мышцы вследствие артефакта «магического угла» (Постаногов Р.А., 2024).

**Fig. 24.** MRI, shoulder joint, coronal PD FS WI.

Increased signal from the supraspinatus tendon due to the "magic angle" artifact (Postanogov R.A., 2024).

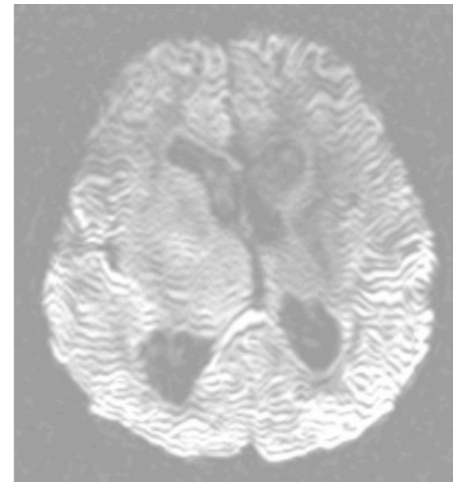


Рис. 25 (Fig. 25)

**Рис. 25.** МРТ головного мозга, аксиальная плоскость, DWI.

Артефакт, связанный с некомпенсированными вихревыми токами. Изображение не диагностично [6].

**Fig. 25.** MRI, brain, axial DWI.

An artifact related to uncompensated eddy currents. The image is not of diagnostic quality [18].

хожилий, является артефакт «магического угла», возникающий в ИП с коротким временем эхо TE (T1, PD) в тканях с упорядоченными в одном направлении волокнами (например, коллагеновыми), ориентированными под углом около 55° к МП [20].

Артефакт проявляется гиперинтенсивным сигналом. Благодаря плотной молекулярной структуре и сильным статическим дипольным взаимодействиям сухожилия и связки имеют короткое время T2-релаксации (порядка 1-10 мс), поэтому сигнал от них является равномерно низким. Однако при ориентации их под углом около 55° относительно МП время T2-релаксации возрастает (до порядка 20 мс) с соответствующим увеличением интенсивности сигнала (рис. 24).

Артефакт более выражен на томографах с индукцией поля 1 и 1,5 Тл, менее – на томографах с индукцией поля 3 Тл. Для борьбы с артефактом следует использовать ИП с временем эхо TE более 37 мс (T2) или менять угол ориентации анатомических структур относительно МП с последующим репозиционированием срезов.

Одной из самых существенных проблем, связанной с функционированием томографа, являются некомпенсированные вихревые токи, которые могут сделать изображения МРТ непригодными для диагностики (рис. 25). Артефакт встречается крайне редко, проявляется в виде волн, полос и искажения зоны исследования. Устраняется путем калибровки градиентной подсистемы.

Помимо вышеперечисленных артефактов, зависящих от аппаратного или программного обеспечения томографа, в практике могут встречаться артефакты окружения, причиной которых является наличие дополнительных электронных устройств в окружении томографа, наводящих дополнительные РЧ-импульсы, например, монитор для отслеживания витальных функций или лампочка в гентри. Причиной также может стать незакрытая дверь, в таком случае источником наведенных РЧ-импульсов становятся предметы в соседней комнате.

Артефакты окружения проявляются на изображениях МРТ в виде линий по типу «молнии». Для предотвращения возникновения артефактов или борьбы с ними необходимо избегать любых наведенных РЧ-импульсов: плотно закрывать дверь в комнату сканирования, использовать только совместимое с МРТ медицинское оборудование и электроосветительные приборы в комнате сканирования. В случае если артефакт не устраняется, необходимо обратиться в сервисную службу.

### Обсуждение.

В связи с особенностями физических процессов, лежащих в основе получения диагностических изображений [3], метод МРТ крайне подвержен влиянию артефактов – искусственных и потенциально устранимых изменений на магнитно-резонансных томограммах, не имеющих истинного анатомического субстрата. Артефакты могут имитировать патологические процессы, а также значительно ухудшать качество исследования, делая его не пригодным для интерпретации. Неправильная интерпретация измененных изображений, помимо постановки неверного диагноза и выбора неправильной тактики лечения, может потребовать проведения повторного исследования, что влечет за собой трату времени и сил медицинского персонала и пациентов.

В настоящем обзоре были рассмотрены наиболее часто встречающиеся в практике артефакты, описаны их происхождение и проявления, а также методы их устранения или минимизации.

По причине появления артефакты принято разделять на физиологические (связанные с произвольной или непроизвольной двигательной активностью пациента), системные (вследствие особенностей программного и аппаратного обеспечения) и артефакты, вызванные неоднородностью тканей пациента.

Артефакты также разделяют на устранимые и неустранимые. Появления устранимых артефактов можно избежать путем правильной подготовки пациента к исследованию и соблюдением некоторых рекомендаций при сканировании. Проявления неустранимых артефактов можно лишь минимизировать и правильно интерпретировать [4, 5]. При детальном рассмотрении вопроса обнаружено, что большинство артефактов являются устранимыми или относительно несложно минимизируемыми. К методам устранения или минимизации в первую очередь следует отнести правильную подготовку пациента к исследованию, обеспечение полной его иммобилизации за счет создания комфортных условий или проведение исследования под наркозом [6].

К специфическим методам борьбы с различного рода артефактами относят изменения параметров сканирования (изменения размеров поля обзора, матрицы, передискретизации и так далее), применение менее чувствительных ИП (например, GRE вместо TSE), в том числе специализированных (например, для устранения двигательных артефактов – MultiVane у производителя

Phillips [9,10], для устранения артефактов от металла – O-MAR также у Phillips, ИП с жиросоподавлением – STIR, SPAIR, DIXON [13]), применение сатураторов, оценка нескольких ИП и плоскостей и так далее.

Если артефакты не удается устранить или снизить их влияние на качество получаемых изображений, то следует обратиться в сервисную службу для проведения калибровки различных систем томографа или же замены каких-либо его частей, которые часто становятся источником возникновения артефактов.

**Заключение.**

Знание специалистами лучевой диагностики рассмотренных в статье методов

устранения и минимизации часто встречающихся артефактов магнитно-резонансной томографии может повысить точность диагностики, снизить экономические и временные затраты, благоприятно отразиться на качестве оказываемой медицинской помощи в целом, повысить уровень профессиональной подготовки медицинских работников.

**Источник финансирования и конфликт интересов.**

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

**Список литературы:**

1. Иозефи Д.Я., Винидченко М.А., Демченко Н.С. К вопросу о критериях малигнизации ангиомиолипом почек при магнитно-резонансной томографии. *Главларч Юга России.* 2017; 53 (1): 39-42.
2. Jungmann P.M., Agten C.A., Pfirmann C.W., Sutter R. Advances in MRI around metal. *Journal of Magnetic Resonance Imaging.* 2017; 46 (4): 972-991. DOI: 10.1002/jmri.25708.
3. Lee H.H., Novikov D.S., Fieremans E. Removal of partial Fourier-induced Gibbs (RPG) ringing artifacts in MRI. *Magnetic Resonance in Medicine.* 2021; 86 (5): 2733-2750. DOI: 10.1002/mrm.28830.
4. Harel R., Kimchi G., Knoller N. MRI blind zone: A proposed novel index for spinal implants artifacts. *Neuroradiology.* 2022; 89: 78-83. DOI: 10.1016/j.clinimag.2022.06.007.
5. Шайдаков Е.В., Санников А.Б., Емельяненко В.М., Крюкова Л.Н., Баранова А.Е., Рачков М.А. МРТ- и КТ-венография в диагностике гемодинамических нарушений у пациентов с хроническими заболеваниями вен нижних конечностей Часть I. Возможности МРТ-исследований в визуализации сосудистого русла нижних конечностей. *Медицинская визуализация.* 2020; 24 (4): 81-101. DOI: 10.24835/1607-0763-2020-4-81-101.
6. Ho C.H., Xiao L., Kwok K.Y., Yang S., Fung B.W.H., Yu K.C.H. et al. Common Artifacts in Magnetic Resonance Imaging: A Pictorial Essay. *Hong Kong Journal of Radiology.* 2023; 26 (1): 58-65. DOI: 10.12809/hkjr2317476.
7. Дитцель М., Мазо М.А., Рожкова Н.И., Хоружик С.А., Куплевацкая Д.И., Бусько Е.А. и др. Как использовать шкалу кайзера для принятия диагностических решений при мультипараметрической МРТ молочной железы. *REJR.* 2020; 10 (3): 58-76. DOI: 10.21569/2222-7415-2020-10-3-58-76.
8. Исаева Я.О., Коростышевская А.М., Савелов А.А., Ярных В.А. Возможности количественных методов магнитно-резонансной томографии (МРТ) в оценке внутримозговой миелинизации головного мозга. *REJR.* 2020; 10 (2): 183-194. DOI: 10.21569/2222-7415-2020-10-2-183-194.
9. Varma D.R., Ponnaganti S., Dandu R.V. Beware of artifacts in orbital magnetic resonance imaging. *Indian Journal of Ophthalmology.* 2020; 68 (11): 2516-2518. DOI: 10.4103/ijo.IJO\_640\_20.
10. Аллахвердиева Я.С., Воробьев С.В., Минеев Н.И. Современные возможности магнитно-резонансных технологий в диагностике ожирения печени. *Медицинский вестник Северного Кавказа.* 2018; 13 (4): 695-701. DOI: 10.14300/mnnc.2018.13140.
11. Какунина А.С., Казначеева А.О. Артефакты диффузионно-взвешенных изображений. *Символ науки.* 2015; 11-1: 31-33.
12. Blondiaux E. Prevalence and causes of artifacts on whole-body MRI in pediatric patients. *Diagnostic and Interventional Imaging.* 2023; 104 (3): 91-92. DOI: 10.1016/j.diii.2022.11.001.
13. Westbrook K., Kaut Roth K., Talbot D. Magnetic resonance imaging. *Practical guide / Translation from English by I.V. Filippovich, ed. Zh.V. Sheikh, S.M. Gorbunova.* - М.: Binom. Knowledge Laboratory, 2012, 448 p.
14. Canzi P., Carlotto E., Simoncelli A., Lafe E., Scribante A., Minervini D. et al. The usefulness of the O-MAR algorithm in MRI skull base assessment to manage cochlear implant-related artifacts. *Acta Otorhinolaryngologica Italica.* 2023; 43 (4): 273-282. DOI: 10.14639/0392-100X-N2434.
15. Peschke E., Ulloa P., Jansen O., Hoenner J.B. Metallic Implants in MRI – Hazards and Imaging Artifacts. *RöFo.* 2021; 193 (11): 1285-1293. DOI: 10.1055/a-1460-8566.
16. Jeong E., Rafferty M., Khanna M., Walker M., Rosenfeld P. Use of Fat-Suppressed T2-Weighted MRI Images to Reduce the Magic Angle Effect in Peroneal Tendons. *Foot & Ankle Specialist.* 2019; 12 (6): 513-517. DOI: 10.1177/1938640018819783.
17. Серегин П.С. Тенденции развития методов устранения двигательных артефактов МРТ. *DSPA: Вопросы применения цифровой обработки сигналов.* 2011; 1 (3): 59-62.
18. Serai S.D., Hu H.H., Ahmad R., White S., Pednekar A., Anupindi S.A. et al. Developed Methods for Reducing Motion Artifacts in Pediatric Abdominal MRI: Tips and Pearls. *American Journal of Roentgenology.* 2020; 214 (5): 1042-1053. DOI: 10.2214/AJR.19.21987.
19. Федоренко Е.В., Луценко П.Е., Архангельский В.А.,

Казакова Е.М., Шелковникова Т.А., Усов В.Ю. Применение специализированных протоколов компенсации двигательных артефактов при среднепольной магнитно-резонансной томографии головного мозга у пациентов с ВИЧ-инфекцией. Лучевая диагностика и терапия. 2018; 3: 43-49. DOI: 10.22328/2079-5343-2018-9-3-43-49.

**References:**

1. Iosefi D.Ya., Vinidchenko M.A., Demchenko N.S. On the issue of criteria for malignancy of renal angiomyolipomas on magnetic resonance imaging. Chief physician of the South of Russia. 2017; 53 (1): 39-42 (in Russian).
2. Jungmann P.M., Agten K.A., Pfirrmann K.V., Sutter R. Achievements in the field of magnetic resonance imaging around metal. Journal of Magnetic Resonance Imaging. 2017; 46 (4): 972-991. DOI: 10.1002/jmri.25708.
3. Lee H.H., Novikov D.S., Fieremans E. Removal of partial Fourier-induced Gibbs (RPG) ringing artifacts in MRI. Magnetic Resonance in Medicine. 2021; 86 (5): 2733-2750. DOI: 10.1002/mrm.28830.
4. Harel R., Kimchi G., Knoller N. MRI blind zone: A proposed novel index for spinal implants artifacts. Neuroradiology. 2022; 89: 78-83. DOI: 10.1016/j.clinimag.2022.06.007.
5. Shaydakov E.V., Sannikov A.B., Emelyanenko V.M., Kryukova L.N., Baranova A.E., Rachkov M.A. MRI and CT venography in the diagnosis of hemodynamic disorders in patients with chronic venous diseases of the lower extremities Part I. Possibilities of MRI studies in visualizing the vascular bed of the lower extremities. Medical imaging. 2020; 24 (4): 81-101. DOI: 10.24835/1607-0763-2020-4-81-101 (in Russian).
6. Ho C.H., Xiao L., Kwok K.Y., Yang S., Fung B.W.H., Yu K.C.H. et al. Common Artifacts in Magnetic Resonance Imaging: A Pictorial Essay. Hong Kong Journal of Radiology. 2023; 26 (1): 58-65. DOI: 10.12809/hkjr2317476.
7. Dietzel M., Mazo M.L., Rozhkova N.V., Kharuzhyk S.A., Kuplevatskaya D.I., Busko E.A. et al. How to use the kaiser score as a clinical decision rule for diagnosis in multiparametric breast MRI. REJR. 2020; 10 (3): 58-76. DOI: 10.21569/2222-7415-2020-10-3-58-76 (in Russian).
8. Isaeva I., Korostyshevskaya A., Savelov A., Yarnykh V. Quantitative fetal MRI assessment of prenatal myelination. Systematic review. REJR. 2020; 10 (2): 183-194. DOI: 10.21569/2222-7415-2020-10-2-183-194 (in Russian).
9. Varma D.R., Ponnaganti S., Dandu R.V. Beware of artifacts in orbital magnetic resonance imaging. Indian Journal of Ophthalmology. 2020; 68 (11): 2516-2518. DOI: 10.4103/ijo.IJO\_640\_20.
10. Allahverdieva Ya.S., Vorobiev S.V., Mineev N.I. Modern capabilities of magnetic resonance technologies in the diagnosis of fatty liver. Medical Bulletin of the North Caucasus. 2018; 13 (4): 695-701. DOI: 10.14300/mnnc.2018.13140 (in Russian).
11. Kakunina A.S., Kaznacheeva A.O. Artifacts of diffusion-weighted images. Symbol of science. 2015; 11-1: 31-33 (in Russian).
12. Blondiaux E. Prevalence and causes of artifacts on whole-body MRI in pediatric patients. Diagnostic and Interventional Imaging. 2023; 104 (3): 91-92. DOI: 10.1016/j.diii.2022.11.001.
13. Westbrook K., Kaut Roth K., Talbot D. Magnetic resonance imaging. Practical guide / Translation from English by I.V. Filippovich, ed. Zh.V. Sheikh, S.M. Gorbunova. - M.: Binom. Knowledge Laboratory, 2012, 448 p.
14. Canzi P., Carlotto E., Simoncelli A., Lafe E., Scribante A., Minervini D. et al. The usefulness of the O-MAR algorithm in MRI skull base assessment to manage cochlear implant-related artifacts. Acta Otorhinolaryngologica Italica. 2023; 43 (4): 273-282. DOI: 10.14639/0392-100X-N2434.
15. Peschke E., Ulloa P., Jansen O., Hoevener J.B. Metallic Implants in MRI – Hazards and Imaging Artifacts. RöFo. 2021; 193 (11): 1285-1293. DOI: 10.1055/a-1460-8566.
16. Jeong E., Rafferty M., Khanna M., Walker M., Rosenfeld P. Use of Fat-Suppressed T2-Weighted MRI Images to Reduce the Magic Angle Effect in Peroneal Tendons. Foot & Ankle Specialist. 2019; 12 (6): 513-517. DOI: 10.1177/1938640018819783.
17. Seregin P.S. Trends in the development of methods for limiting motor devices Trends in MRI. DSPA: Issues in the use of digital signal processing. 2011; 1 (3): 59-62 (in Russian).
18. Serai S.D., Hu H.H., Ahmad R., White S., Pednekar A., Anupindi S.A. et al. Developed Methods for Reducing Motion Artifacts in Pediatric Abdominal MRI: Tips and Pearls. American Journal of Roentgenology. 2020; 214 (5): 1042-1053. DOI: 10.2214/AJR.19.21987.
19. Fedorenko E.V., Lutsenko P.E., Arkhangelsky V.A., Kazakova E.M., Shelkovnikova T.A., Usov V.Yu. The use of specialized protocols for conducting motor apparatus during mid-field magnetic resonance imaging of the brain in patients with HIV infection. Radiation diagnostics and therapy. 2018; 3: 43-49. DOI: 10.22328/2079-5343-2018-9-3-43-49 (in Russian).
20. Noda C., Ambale Venkatesh B., Wagner J.D., Kato Y., Ortman J.M., Lima J.A.C. Primer on Commonly Occurring MRI Artifacts and How to Overcome Them. RadioGraphics. 2022; 42 (3): 102-103. DOI: 10.1148/rg.210021.