

ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ  
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ

ISSN 2618-7124

ГБУЗ «НАУЧНО-ПРАКТИЧЕСКИЙ КЛИНИЧЕСКИЙ ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ И  
ТЕЛЕМЕДИЦИНСКИХ ТЕХНОЛОГИЙ ДЕПАРТАМЕНТА ЗДРАВООХРАНЕНИЯ  
ГОРОДА МОСКВЫ»

## ЛУЧШИЕ ПРАКТИКИ ЛУЧЕВОЙ И ИНСТРУМЕНТАЛЬНОЙ ДИАГНОСТИКИ



# АРТЕФАКТЫ ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Москва  
2022



ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ  
И ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

**ПРАВИТЕЛЬСТВО МОСКВЫ  
ДЕПАРТАМЕНТ ЗДРАВООХРАНЕНИЯ ГОРОДА МОСКВЫ**

**СОГЛАСОВАНО**

Главный внештатный специалист  
Департамента здравоохранения города  
Москвы по лучевой и инструментальной  
диагностике

С.П. Морозов

«19» октября 2021 г.

**РЕКОМЕНДОВАНО**

Экспертным советом по науке  
Департамента здравоохранения города  
Москвы № 1



«19» октября 2021 г.

2021

**АРТЕФАКТЫ ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ  
В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Методические рекомендации № 3

Москва  
2022

### Организация-разработчик:

Государственное бюджетное учреждение здравоохранения города Москвы «Научно-практический клинический центр диагностики и телемедицинских технологий Департамента здравоохранения города Москвы»

### Составители:

**Васильев Ю.А.** – к.м.н., старший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», заведующий отделением лучевой диагностики ГБУЗ «ГКОБ №1 ДЗМ»

**Семенов Д.С.** – научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Панина О.Ю.** – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Ахмад Е.С.** – научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Васильева Ю.Н.** – к.м.н., ассистент кафедры лучевой диагностики МГМСУ им. А.И. Евдокимова

**Блохин И.А.** – младший научный сотрудник сектора исследований в лучевой диагностике ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Петрайкин А.В.** – к.м.н., ведущий научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Сергунова К.А.** – к.т.н., советник президента Центра по ядерной медицине НИЦ «Курчатовский институт»

**Хоружая А.Н.** – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Кудрявцев Н.Д.** – младший научный сотрудник отдела инновационных технологий ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Владимирский А.В.** – д.м.н., заместитель директора по научной работе ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

**Морозов С.П.** – д.м.н., профессор, главный внештатный специалист по лучевой и инструментальной диагностике ДЗМ и Минздрава России по ЦФО РФ, директор ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»

А 86 Артефакты от металлоконструкций в магнитно-резонансной томографии: методические рекомендации / Ю.А. Васильев, Д.С. Семенов, О.Ю. Панина [и др.] // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». – Вып. 83. – М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2022. – 40 с.

### Рецензенты:

**Буренчев Дмитрий Владимирович** – д.м.н., профессор, заведующий отделением рентгенодиагностических и радионуклидных методов исследования ГБУЗ «ГКБ им. А.К. Ерамишанцева ДЗМ»

**Панов Вадим Олегович** – к.м.н., доцент кафедры рентгенологии и радиологии ФГБОУ ДПО «РМАНПО Минздрава России», ведущий научный сотрудник рентгенодиагностического отделения

Методические рекомендации предназначены для врачей-рентгенологов и рентгенолаборантов и направлены на ознакомление читателей с видами, причинами появления, а также способами снижения влияния артефактов от металлоконструкций на качество изображений при магнитно-резонансной томографии.

Методические рекомендации разработаны в ходе выполнения научно-исследовательской работы  
«Жизненный цикл ресурсов лучевой диагностики и терапии: качество, безопасность, прогнозирование»

*Данный документ является собственностью Департамента здравоохранения города Москвы,  
не подлежит тиражированию и распространению без соответствующего разрешения*

## СОДЕРЖАНИЕ

Нормативные ссылки.....	4
Обозначения и сокращения.....	5
Введение.....	6
<b>1. Обзор артефактов от металлоконструкций в магнитно-резонансной томографии.....</b>	<b>7</b>
<b>2. Подавление артефактов от металлоконструкций.....</b>	<b>13</b>
2.1. «Ручные» методы.....	13
2.1.1. Проведение исследования.....	13
2.1.2. Применение спинового эха.....	14
2.1.3. Выбор направления фазового и частотного кодирования.....	15
2.1.4. Расширение полосы пропускания приемника.....	16
2.1.5. Использование тонких срезов.....	16
2.1.6. Увеличение размера матрицы.....	17
2.1.7. Снижение поля обзора.....	17
2.1.8. Использование режимов STIR и Dixon для корректной работы технологии жироподавления.....	18
2.1.9. Параллельный сбор данных.....	20
2.1.10. Недекларированное заполнение k-пространства.....	20
2.2. Программные решения для коррекции артефактов.....	22
<b>3. Клинические примеры подавления артефактов.....</b>	<b>25</b>
3.1. Диагностика костно-суставной системы.....	25
3.1.1. Визуализация имплантируемого медицинского изделия тазобедренного сустава.....	25
3.1.2. Визуализация имплантируемого медицинского изделия коленного сустава.....	26
3.1.3. Визуализация имплантируемого медицинского изделия плечевого сустава.....	28
3.1.4. Визуализация имплантируемого медицинского изделия голеностопного сустава.....	29
3.2. Диагностика заболеваний челюстно-лицевой области.....	30
3.3. Магнитно-резонансная томография предстательной железы у пациентов с имплантируемыми медицинскими изделиями тазобедренных суставов.....	31
<b>Заключение.....</b>	<b>33</b>
<b>Список использованных источников.....</b>	<b>34</b>
<b>Приложение.....</b>	<b>36</b>

## НОРМАТИВНЫЕ ССЫЛКИ

1. Приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 09.06.2020 № 560н «Об утверждении Правил проведения рентгенологических исследований».
2. ГОСТ Р 59093-2020 «Изделия медицинские имплантируемые. Общие требования безопасности при проведении магнитно-резонансной томографии. Методы испытаний».
3. ГОСТ Р МЭК 60601-2-33-2013 «Изделия медицинские электрические. Часть 2-33. Частные требования безопасности с учетом основных функциональных характеристик к медицинскому диагностическому оборудованию, работающему на основе магнитного резонанса».
4. Клинические рекомендации Министерства здравоохранения Российской Федерации 2020 г. «Рак ротоглотки».
5. Клинические рекомендации Министерства здравоохранения Российской Федерации 2021 г. «Рак предстательной железы».

## ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

В настоящем документе применены следующие обозначения и сокращения:

**ДВИ** – диффузно-взвешенное изображение (DWI).

**ИКД** – измеряемый коэффициент диффузии (ADC).

**ИМИ** – имплантируемое медицинское изделие.

**ИП** – импульсная последовательность.

**МРТ** – магнитно-резонансная томография.

**T1 ВИ** – T1-взвешенное изображение.

**T2 ВИ** – T2-взвешенное изображение.

**ЧЛО** – челюстно-лицевая область.

**B0** – постоянное (статическое) магнитное поле.

**B1** – радиочастотное магнитное поле.

**FSE (Fast Spin Echo)** – быстрое спиновое эхо.

**FatSat (Fat Saturation)** – подавление сигнала от жировой ткани.

**FLAIR (Fluid-Attenuated Inversion Recovery)** – последовательность инверсии-восстановления с удлиненным временем инверсии.

**rFOV (Reduced Field-of-View)** – снижение поля обзора.

**GRE (Gradient Echo)** – градиентное эхо.

**RARE (Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement)** – быстрый сбор данных с улучшенной релаксацией.

**SNR (Signal to Noise Ratio)** – соотношение «сигнал/шум».

**STIR (Short Tau Inversion Recovery)** – импульсная последовательность, инверсия-восстановление с коротким временем релаксации.

**TE (Echo Time)** – время появления эхосигнала.

**TR (Repetition Time)** – время повторения импульса.

## ВВЕДЕНИЕ

В медицинской визуализации под артефактом (от лат. artefactum – искусственно сделанное) принято понимать ложное отображение анатомических структур или иные искажения на изображениях, получаемых с помощью различных методов лучевой диагностики. Наличие металлоконструкций (имплантатов или других инородных тел) в теле пациента приводит к возникновению неоднородности статического (B0) и радиочастотного (B1) магнитных полей магнитно-резонансного томографа и, как следствие, искажению изображений. Умение распознавать такого рода искажения дает возможность врачу-рентгенологу скорректировать протокол сканирования для снижения влияния артефактов и в результате квалифицированно и достоверно интерпретировать данные МР-исследований (приказ Министерства здравоохранения Российской Федерации от 9 июня 2020 г. № 560н).

Целью данных методических рекомендаций является формирование представления о причине возникновения артефактов от металлоконструкций при магнитно-резонансной томографии (МРТ), их видов, а также способах их устранения: «ручных» и программных. Данные методические рекомендации предназначены для использования рентгенологами, рентгенолаборантами и медицинскими физиками.

В работе рассматриваются конкретные клинические случаи, демонстрирующие возможность выполнения МРТ с сохранением качества и диагностической ценности исследования.

**Ограничение.** Помимо артефактов, наличие металлоконструкций у пациента может привести к их нагреву, повороту или смещению. Для исключения данных ситуаций проводят испытания металлоконструкций на основании ГОСТ Р 59093-2020. В случае активных имплантируемых медицинских изделий (ИМИ), таких как электрокардиостимуляторы (ЭКС), инсулиновая помпа и др., возможно нарушение их функционирования. Рассмотрение названных факторов риска выходит за рамки данной работы, однако они должны быть учтены в обязательном порядке, так как влияют на безопасность проведения исследования. Основные сведения об обеспечении безопасности представлены в работах [1, 2], а также в ГОСТ Р 60601-2-33-2013.

## 1. ОБЗОР АРТЕФАКТОВ ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

Наличие металла в теле пациента зачастую связано с имплантацией, однако, в общем случае, это могут быть и инородные тела, попавшие в организм вследствие травмы или ранения (пули, осколки, шrapнели и пр.). С точки зрения качества визуализации, нет необходимости разделять ферромагнитные (т.е. подверженные воздействию магнитного поля) объекты по причине их появления в организме, поэтому в данной работе в основном будут рассмотрены имплантируемые медицинские изделия. При этом все приведенные подходы применимы и к другим инородным телам.

Степень влияния металла на качество изображения зависит от многих факторов, таких как материал объекта, размеры, положение в теле, область сканирования, применяемые импульсные последовательности (ИП), радиочастотные катушки, параметры аппарата и др. Использование в качестве материала ИМИ керамики или пластика приводит к меньшим артефактам по сравнению с конструкциями, содержащими нержавеющую сталь или другие металлические материалы [3]. В исследовании, проведенном Лабораторией по трехмерной челюстно-лицевой визуализации (3D Craniofacial Image Laboratory) в Университете Копенгагена, было показано, какие из металлических соединений, чаще всего присутствующих в ротовой и челюстно-лицевой областях в виде ИМИ, вызывают большие артефакты во время МР-сканирования. На рисунке 1 изображена конфигурация артефактов, характерная для тех или иных материалов и сплавов в зависимости от применяемых ИП в МРТ [3].



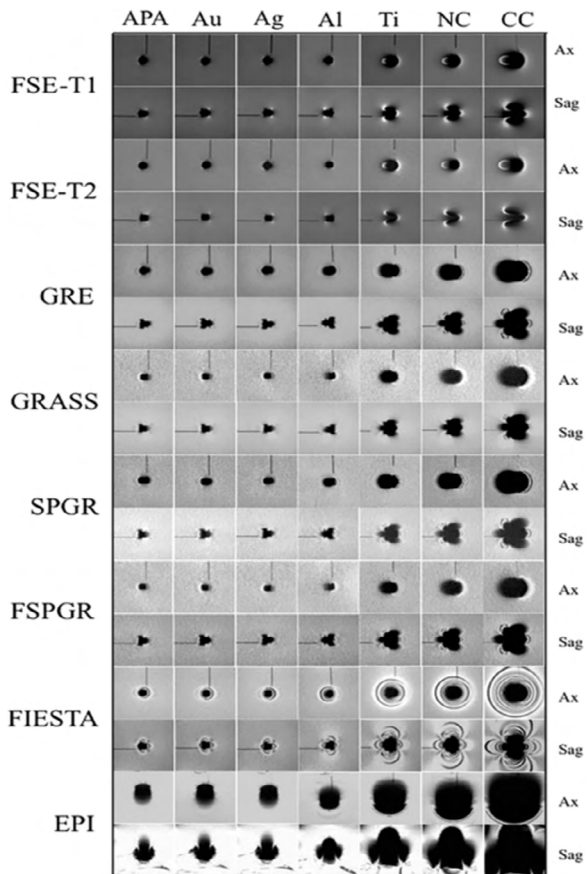


Рисунок 1 – Таблица зависимости конфигурации артефактов от материала/сплава имплантата: APA, сплав золота с палладием и серебром; Au – сплав золота титана IV; Ag – сплав серебра; Al – алюминий; Ti – титан; NC – никель-хромовый сплав; CC – кобальт-хромовый сплав; FSE-T1 – T1-взвешенная спин-эхо импульсная последовательность; FSE-T2 – T2-взвешенная спин-эхо-импульсная последовательность; GRASS – разновидность градиент-эхо-импульсной последовательности; FSPGR – быстрая спойлинг-градиент-эхо-импульсная последовательность; | FIESTA – вид градиент-эхо-импульсной последовательности с быстрой визуализацией; EPI – эхопланарная визуализация; GRE – градиент-эхо-импульсная последовательность; SPGR – спойлинг-градиент-эхо-импульсная последовательность [3]

Ниже представлены примеры визуализации искаженных артефактами от металлоконструкций областей на МР-изображениях пациентов.

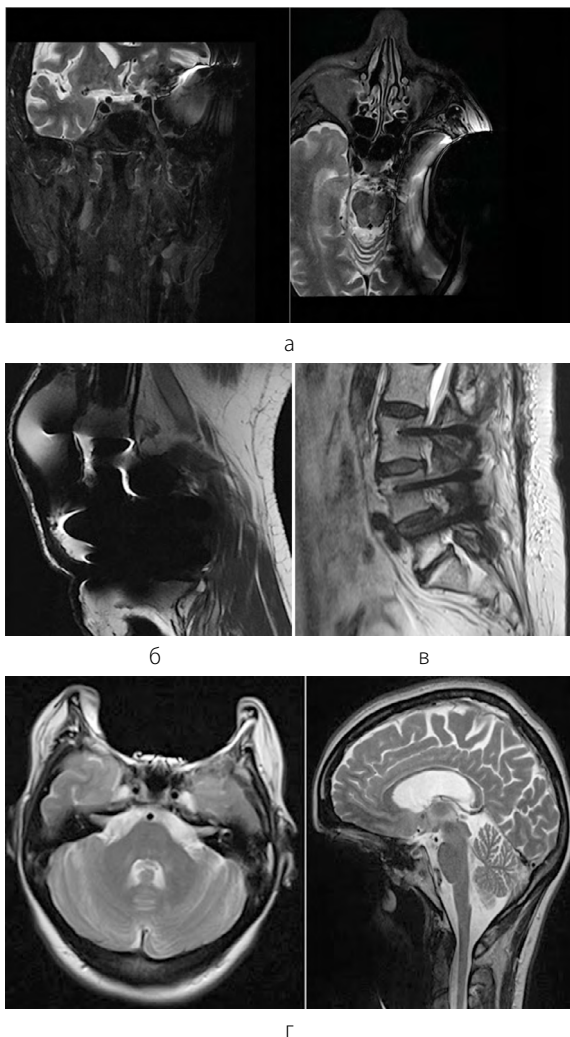


Рисунок 2 – Примеры артефактов от металлоконструкций в МРТ: а – STIR ИП головного мозга у пациента с пулевым ранением височной области в корональной (слева) и аксиальной (справа) плоскостях; б – T1 ВИ коленного сустава в сагиттальной плоскости у пациента после тотального эндопротезирования; в – T2 ВИ пояснично-крестцового отдела позвоночника в сагиттальной плоскости с наличием транспедикулярной фиксации сегмента L3-L5; г – T2 ВИ пациента с брекет-системой в полости рта в аксиальной (слева) и сагиттальной (справа) плоскостях

Рассмотрение артефактов в первую очередь требует их классификации. В контексте влияния металлоконструкций на качество изображения традицион-но выделяют три основных вида артефактов: геометрические искажения, потери и накопления сигнала, некорректное подавление сигнала от жира и воды [4, 5], а также их различные комбинации.

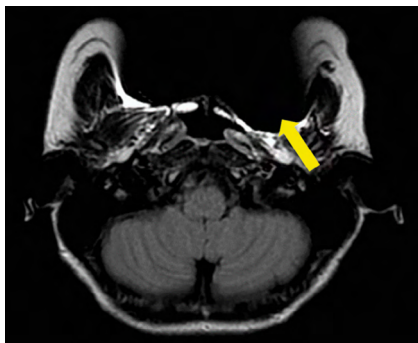
### Причины возникновения артефактов

#### *Некорректная пространственная регистрация*

Для формирования изображения в МРТ пространственная локализация каждого вокселя ткани регистрируется при помощи позиционно-зависимого градиента магнитного поля во время выбора среза и считывания данных. Расположение каждой группы спинов линейно зависимо от локальной индукции магнитного поля и, следовательно, от частоты прецессии спина. Связанные с металлом неоднородности постоянного магнитного поля  $B_0$  нарушают линейность этой зависимости, изменяя частоту прецессии спинов. В результате во время выбора среза возбуждаются спины, в том числе вне интересующего среза. Подобные процессы регистрируются как геометрическое искажение [6].

#### *Потеря сигнала*

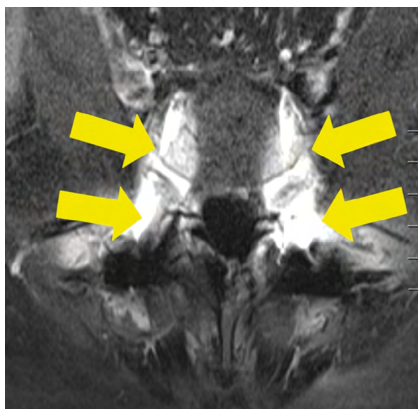
Значительные изменения локального магнитного поля в пределах одного вокселя вблизи металлических имплантатов приводят к быстрой дефазировке и некогерентности спинов внутри этого вокселя. В результате сигнал от протонов внутри вокселя не будет зарегистрирован. К такому же результату приводит выход частоты прецессии протонов за пределы полосы пропускания приемника. На изображении это проявляется как темная зона вокруг имплантата (рис. 3).



*Рисунок 3 – МРТ головного мозга: FLAIR ИП – аксиальная плоскость сканирования: артефакты потери сигнала (стрелка), вызванные наличием металлических конструкций (брекетов) в полости рта*

*Некорректное подавление сигнала от жира*

Селективное подавление сигнала от жировой ткани посредством химического сдвига возможно благодаря различной резонансной частоте протонов, которые входят в состав жира и воды. Связанная с металлом неоднородность В0 смещает пиковые значения жира в сторону частотно-специфического импульса насыщения, что приводит к невозможности подавления жира [4]. На рисунке 4 показано, как из-за установленных транспедикулярных винтов отсутствует жироподавление.



*Рисунок 4 – МРТ поясничного отдела позвоночника, T1 WI с жироподавлением, аксиальная плоскость сканирования. Нарушение жироподавления (стрелки) на фоне состояния после транспедикулярной фиксации*

### Некорректное подавление сигнала от воды

Некорректная работа технологии подавления сигнала от воды вблизи металлоконструкций обусловлена изменением угла отклонения спинов в последовательности FLAIR. Ниже представлен пример нарушения работы технологии подавления сигнала от воды (рис. 5).

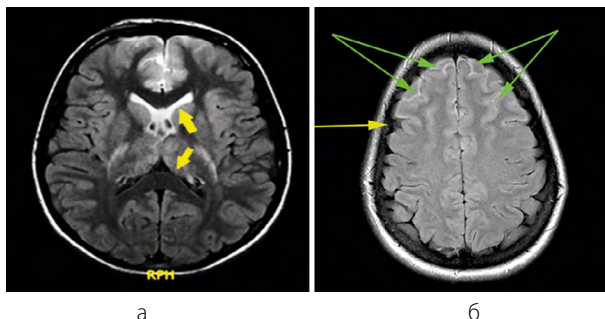


Рисунок 5 – МРТ головного мозга, имеется металлоконструкция челюстно-лицевой области, FLAIR ИП в аксиальной плоскости: некорректная работа технологии подавления сигнала от воды: а – гиперинтенсивный сигнал от ликвора в передних рогах боковых желудочков по сравнению с задними рогами (желтые стрелки), б – двусторонний гиперинтенсивный сигнал от ликвора в проекции лобной доли (зеленые стрелки), желтая стрелка – подавленный сигнал от ликвора

Ниже, на рисунке 6, проиллюстрирована некорректная работа технологии селективного возбуждения сигналов от свободной жидкости (Water Excitation Technique), в результате которой не был подавлен сигнал от жировой ткани, а также был ослаблен сигнал от движущейся в артериях крови в режиме 3D-временнóй ангиографии (3D Time of Flight, ToF).

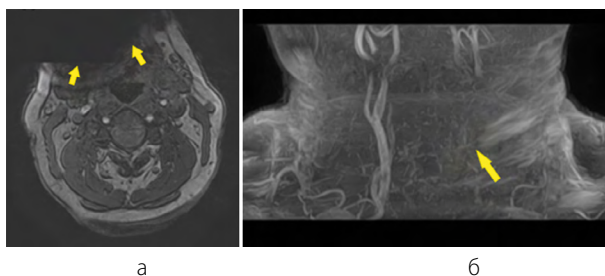


Рисунок 6 – МР-ангиография сосудов шеи в режиме 3D ToF: а – аксиальный срез; б – MIP-реконструкция

## 2. ПОДАВЛЕНИЕ АРТЕФАКТОВ ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ

Подходы к подавлению артефактов от металлоконструкций представляют собой комплекс мероприятий, включающий изменение протокола сканирования и настройку параметров импульсных последовательностей в зависимости от вида возникающих искажений изображения (таблица 1). Они могут быть применены на любом МР-томографе, однако для применения на практике следует заранее сформировать протоколы (при необходимости привлекая аппликатора и/или медицинского физика).

Таблица 1 – Основные подходы к подавлению артефактов от металлоконструкций

Виды артефактов	Ручные методы снижения артефактов (стандартные)
Потеря и усиление сигнала	Протоколы спинного эха или FSE (TSE, RARE), толщина среза, матрица, параллельный сбор данных и др.
Некорректное жироподавление	STIR или Dixon-технология
Некорректное подавление сигнала от воды	Недекартово заполнение k-пространства (например, PROPELLER FLAIR)
Геометрические искажения	Расширение полосы пропускания приемника (в совокупности с другими методиками)
Другие артефакты	Комбинация методов коррекции

Кроме того, существуют готовые программные решения, поставляемые в качестве дополнительной опции и применимые для коррекции всех типов артефактов. Эти решения будут рассмотрены отдельно в разделе 2.2 данных рекомендаций.

### 2.1. «Ручные» методы

#### 2.1.1. Проведение исследования

Исследование следует проводить на томографе с индукцией магнитного поля не более 1,5 Тл.

Хотя выбор аппарата затруднительно назвать методом подавления, важно отметить, что неоднородность магнитного поля, вызванная наличием металла, прямо пропорциональна величине индукции. Поэтому томографы с полем 1,5 Тл и менее являются предпочтительными в сравнении с аппаратами 3 Тл [4], [7].

Ниже на рисунке 7 представлен пример проявления артефактов от имплантатов тазобедренных суставов на томографах с разной индукцией магнитного поля [8].

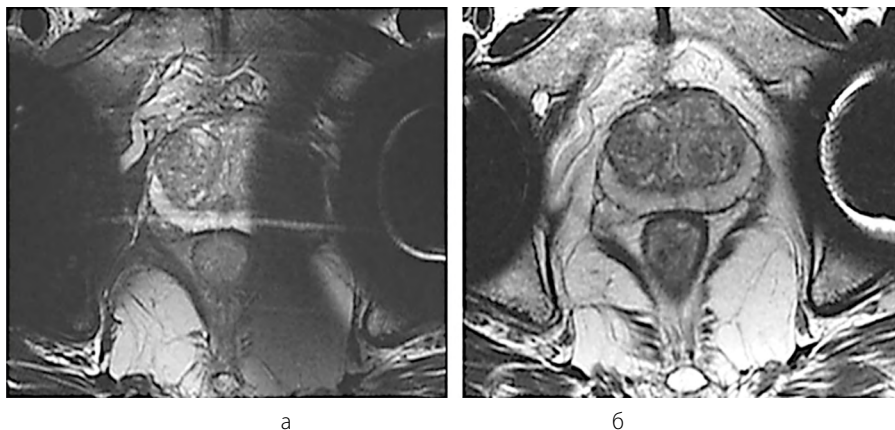


Рисунок 7 – МРТ предстательной железы у пациента после двустороннего тотального эндопротезирования тазобедренных суставов: а – на томографе 3 Тл; б – на томографе 1,5 Тл

Данный пример наглядно показывает преимущество сканирования пациентов с металлоконструкциями на томографах с индукцией магнитного поля не более 1,5 Тл [8].

*Примечание: В то же время, когда речь идет о программных алгоритмах подавления артефактов от металла (MAR – Metal Artefact Reduction), на томографе с большей индукцией могут быть получены изображения лучшего качества, так как чем выше отношение «сигнал/шум» (SNR) изображений (3 Тл по сравнению с 1,5 Тл), тем более качественное изображение мы можем получить с помощью MAR. Подробнее об данных алгоритмах – в разделе 2.2 «Программные решения для коррекции артефактов».*

### 2.1.2. Применение спинового эха

Для снижения площади искажения на изображениях рекомендуется использовать последовательности спинового эха (SE), быстрого спинового эха (FSE) или турбоспинавого эха (TSE). На рисунке 8 представлены примеры, демонстрирующие их преимущества по сравнению с градиентными эхопоследовательностями.

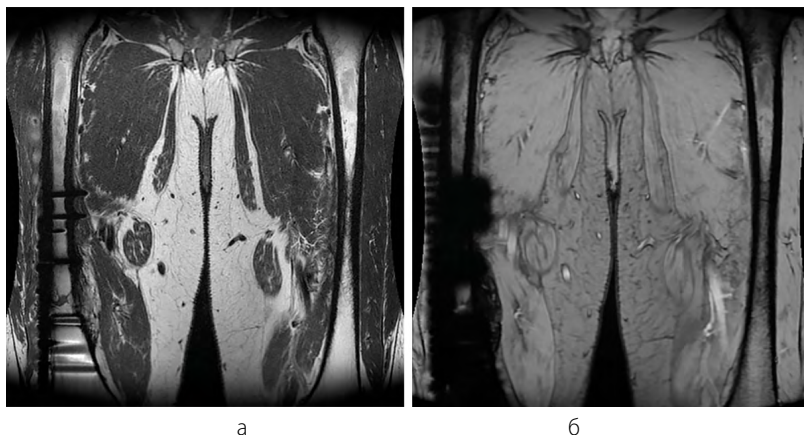


Рисунок 8 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра, корональная плоскость сканирования, индукция магнитного поля 3 Т. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости: а – T2 ВИ на основе спинного эха (FSE); б – T2 ВИ на основе градиентного эха (GRE)

Данный пример демонстрирует существенное снижение площади артефактов при использовании последовательностей спинного эха (рис. 8, а) по сравнению с градиентной эхопоследовательностью (рис. 8, б). В данном случае появляется возможность оценить линию перелома и прилегающую область.

*Примечание. Выпадение сигнала в виде характерного «облака» низкой интенсивности, окружающего металлический протез, опосредуется T2-дефазированием. Использование ИП на основе спинного эха позволяет эффективно снижать артефакты, применяя 180°-импульс с ультракоротким временем эха (TE). Таким образом, последовательности на основе спинного эха обеспечивают своевременное перефокусирование дефазировующих спинов и уменьшение степени затухания T2-дефазирования, тем самым снижая потерю сигнала [9].*

### **2.1.3. Выбор направления фазового и частотного кодирования**

Ввиду того, что пространственные ошибки регистрации не оказывают влияния на фазовое кодирование, оператор может изменить направления фазового и частотного кодирования (phase- и frequency-encoding direction) в настройках ИП с целью смещения артефактов в направлении, в котором искажение не перекрывает область интереса.



Данный подход следует применять индивидуально для каждого пациента, в зависимости от цели исследования.

### ***2.1.4. Расширение полосы пропускания приемника***

Область вокруг ИМИ характеризуется высокой неоднородностью магнитного поля, что приводит к ошибкам локализации источника сигнала, т.е. во время обработки сигнала эти искажения будут «сдвигать» изображение от его реального положения. ИП класса спинового эха могут быть оптимизированы путем расширения полосы пропускания приемника (bandwidth). Это позволяет уменьшить артефакты за счет увеличения рабочей нагрузки градиента считывания и, как следствие, регистрации сигнала от пикселей за пределами зоны интереса [6].

В зависимости от модели используемого томографа и установленного программного обеспечения этот параметр может изменяться как напрямую в параметрах ИП (например, на аппаратах GE, Hitachi), так и косвенно (на аппаратах Philips параметр bandwidth может быть изменен корректировкой значения водно-жирового сдвига).

Результат применения такого подхода одновременно со снижением толщины среза представлен в следующем подразделе 2.1.5. Надо отметить, что при этом будет снижено значение SNR.

### ***2.1.5. Использование тонких срезов***

Пространственная неоднородность магнитного поля вблизи металлического объекта приводит к некорректной регистрации положения прецессирующих протонов. На МР-изображениях это проявляется как геометрическое искажение. Данный эффект может быть частично сглажен снижением толщины срезов. Однако следует учитывать, что в результате будет увеличено общее время сканирования и снижено значение SNR.

Рисунок 9 демонстрирует возможности оптимизации МР-протокола для пациентов с металлоконструкциями с помощью двух подходов (подразделы 2.1.4 и 2.1.5).

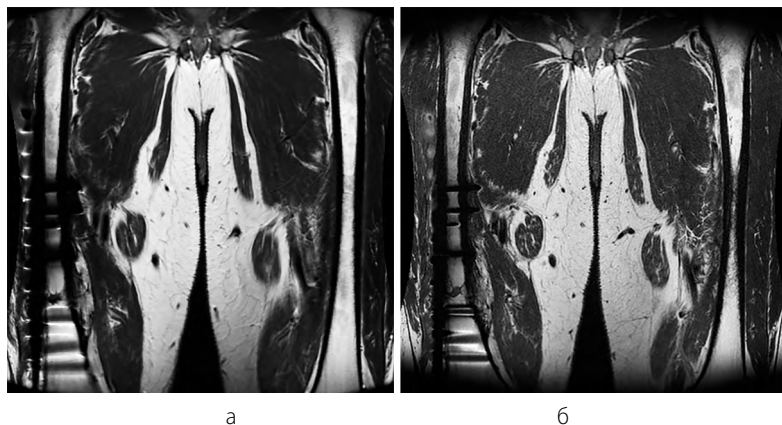


Рисунок 9 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра, корональная плоскость сканирования, индукция магнитного поля 3 Т. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости (вследствие перелома диафиза правой бедренной кости) при различной ширине полосы пропускания приемника и толщине среза: а – 162 Гц/пиксель, толщина среза – 5 мм; б – 976 Гц/пиксель, толщина среза – 2 мм

Таким образом, изменение нескольких параметров в совокупности приводит к уменьшению площади искажения, делая визуализацию области интереса более информативной.

### 2.1.6. Увеличение размера матрицы

Аналогичный снижению толщины среза эффект обеспечивает и увеличение размера матрицы. При этом уменьшается размер вокселя и, как следствие, снижается влияние потери внутривоксельного сигнала.

Изменение данного параметра импульсной последовательности следует применять в дополнение к вышеперечисленным подходам.

### 2.1.7. Снижение поля обзора

Снижение поля обзора путем изменения параметров ИП (часто встречаются готовые решения – reduced FOV, rFOV) – еще один доступный способ снизить площадь артефактов [6]. В частности, применительно к диффузионно-взвешенным изображениям (DWI) при выполнении МРТ предстательной железы rFOV может существенно улучшить визуализацию органа. Ниже, на рисунке 10, представлен пример использования данного подхода.

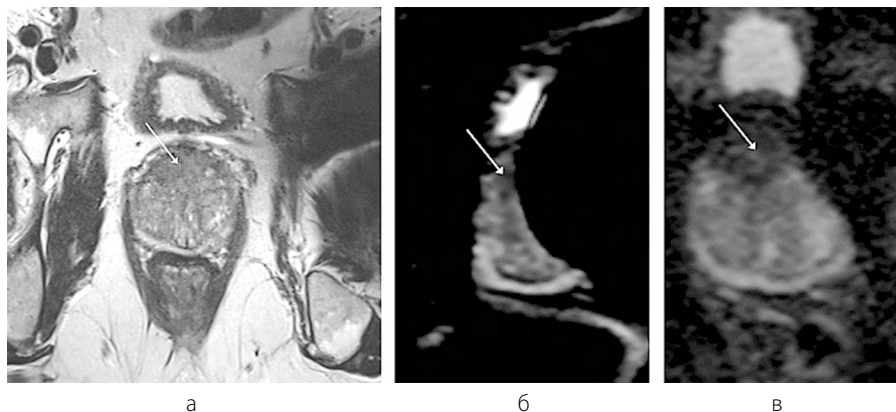


Рисунок 10 – МРТ предстательной железы у пациента с эндопротезом левого тазобедренного сустава, аксиальная плоскость сканирования. Отмечается артефакт от левого тазобедренного сустава: а – T2 ВИ; б – ИКД карты (EP-DWI); в – ИКД карты (rFOV DWI). Рисунок из статьи [10]

На T2 ВИ-изображениях отмечается гипоинтенсивный участок в транзитной зоне (TZ) справа (белая стрелка, рис. 10, а). При построении ИКД карты визуализация предполагаемого патологического участка затруднена вследствие артефакта от эндопротеза левого тазобедренного сустава (рис. 10, б, белая стрелка). ИКД карты с уменьшенным FOV менее подвержены влиянию артефактов искажения и потери сигнала и, как следствие, демонстрируют значительное улучшение визуализации зоны интереса (рис. 10, в).

### **2.1.8. Использование режимов STIR и Dixon для корректной работы технологии жироподавления**

При необходимости получения изображений с применением технологии подавления сигнала от жира рекомендуется использовать последовательность Short Tau Inversion Recovery (STIR) – инверсия-восстановление с коротким временем релаксации T1 вместо метода Fat Saturation (FatSat) в связи с высокой чувствительностью последнего к неоднородности магнитного поля.

Примеры использования FatSat и STIR, наблюдаемые отличия их применения в присутствии металла представлены на рисунке 11.

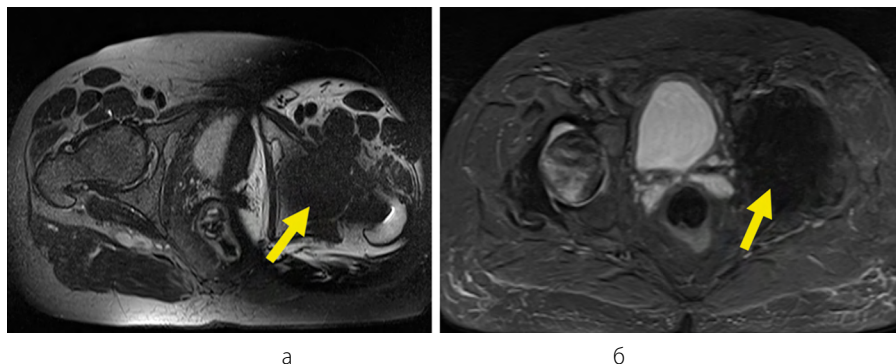


Рисунок 11 – МР-томограммы малого таза, аксиальная плоскость сканирования, левый тазобедренный сустав после тотального эндопротезирования (стрелки): а – применение последовательности FatSat; б – использование STIR-импульсной последовательности

Отметим, что применение STIR также приводит к снижению SNR. Для достижения лучшего значения SNR рекомендуется в качестве дополнения применять технологию Dixon (2-point или multi-point Dixon techniques), которая более стабильна в случае артефактов от металла, чем частотно-избирательные методы насыщения жира [11]. Недостатками Dixon являются остаточные артефакты на границе «металл/кость» и более продолжительная реконструкция.

На рисунке 12 представлены МР-изображения пациента после металлоостеосинтеза бедренной кости с использованием метода Dixon.

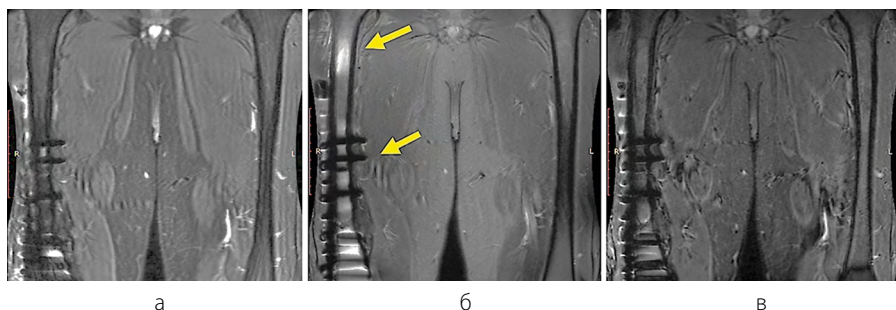


Рисунок 12 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра, корональная плоскость сканирования, индукция магнитного поля 3 Т. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости (вследствие перелома диафиза правой бедренной кости). Работа Dixon-технологии: а – T2 ВИ Dixon; б – T2 ВИ FSE с FatSat, имеются артефакты в проекции метадиафиза и диафиза бедренной кости (стрелки); в – FSE STIR

Преимущество Dixon-технологии также состоит в том, что за одно сканирование удается получить томограммы выбранной взвешенности с жироподавлением и без него. Также, в отличие от STIR, Dixon можно применять с контрастным усилением.

### ***2.1.9. Параллельный сбор данных***

Параллельный сбор данных в MPT (Parallel Imaging) – это метод сбора данных, позволяющий ускорить сканирование за счет сокращения числа фаза-кодирующих импульсов. При этом повышается информативность изображений за счет подавления артефактов магнитной восприимчивости, однако следует учитывать, что снижается значение SNR и возможно появление aliasing-артефактов.

Технология параллельного сбора данных представлена большинством вендоров в качестве отдельных импульсных последовательностей: Siemens (mSENSE), GE (ASSET), Philips (SENSE), Hitachi (RAPID) и Canon (SPEEDER). Эти последовательности следует включить в протокол для пациентов с металлоконструкциями.

Отдельно следует сказать о методе параллельного сбора данных GRAPPA. В отличие от перечисленных выше в данном случае сначала заполняется  $k$ -пространство, а только потом определяются коэффициенты взвешенности для разных катушек. Такой подход позволяет избежать появления aliasing-артефактов, характерных для SENSE [12].

Отметим, что применение технологии предполагает использование нескольких приемных РЧ-катушек с известной пространственной ориентацией. Особенности использования конкретного решения следует уточнить в сопроводительной документации или у производителя.

### ***2.1.10. Недекартово заполнение $k$ -пространства***

Еще одним направлением борьбы с артефактами являются методы, основанные на альтернативных способах заполнения  $k$ -пространства (недекартово заполнение  $k$ -пространства). Большинство производителей имеют собственные торговые названия ИП, основанных на данном методе: PROPELLER (GE), BLADE (Siemens), Multivane (Philips), RADAR (Hitachi) и JET (Canon). В случае доступности этих решений, следует включить их в протокол сканирования для пациентов с ИМИ.

К недостаткам метода можно отнести снижение значения SNR.

На рисунке 13 представлен пример применения PROPELLER для повышения качества диффузионно-взвешенных изображений.

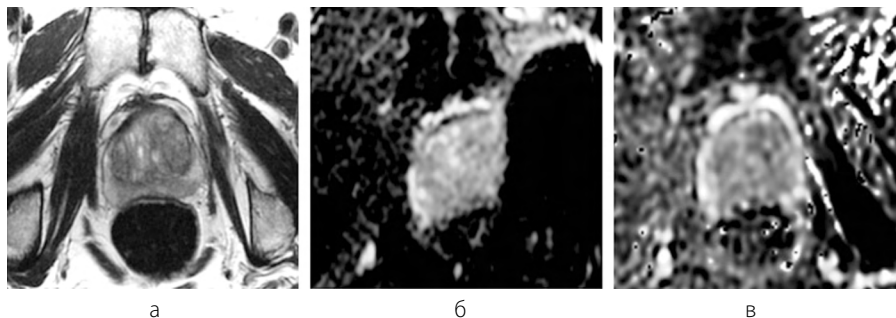


Рисунок 13 – МРТ предстательной железы у пациента с эндопротезом левого тазобедренного сустава, аксиальная плоскость сканирования, с применением PROPELLER на томографе 1,5 Тл: а – Т2 ВИ; б – ИКД карты (EP-DWI); в – ИКД карты из PROPELLER-DWI. Рисунок из статьи [8]

У 71-летнего пациента на Т2 ВИ артефакт от эндопротеза левого тазобедренного сустава не визуализируется на данном уровне (рис. 13, а), в то время как на ИКД картах (EPI-DWI) – более чувствительной последовательности – отмечаются выраженные искажения (рис. 13, б). При использовании другого режима сканирования (PROPELLER-DWI) отмечается значительное снижение площади артефакта (рис. 17, в).

Этот же подход актуален для случая, когда в режиме FLAIR из-за наличия металлоконструкций в области сканирования, не происходит подавления сигнала от ликвора [13]. Применение PROPELLER позволяет снизить влияние металла на изображение (рис. 14).

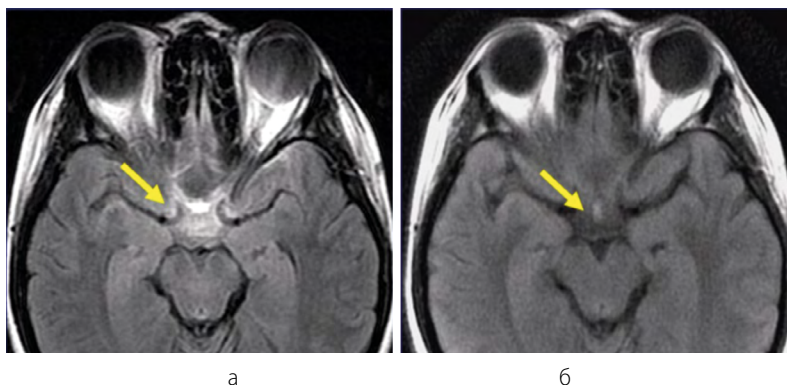


Рисунок 14 – МРТ головного мозга, имеется металлоконструкция ЧЛО, в аксиальной плоскости: а – FLAIR ИП, б – PROPELLER FLAIR [14]. Отмечается снижение артефактов в проекции базиллярной артерии после использования PROPELLER FLAIR

Таким образом, использование «ручных» методов для снижения артефактов от металлоконструкций в совокупности дает большие возможности для снижения площади артефакта на изображениях, увеличивая диагностическую ценность исследования.

Описанные выше методики могут быть применены на любом МР-томографе.

## 2.2. Программные решения для коррекции артефактов

Помимо корректировки рутинного протокола исследования, решением задачи визуализации пациентов с ИМИ может быть применение готовых программных продуктов, предназначенных для подавления артефактов от металлоконструкций. Как правило, они поставляются в качестве опции к МР-томографу и представляют собой набор ИП с предустановленными параметрами, а также программное обеспечение для постобработки.

Одним из первых решений подавления артефактов в плоскости изображения является View Angle Tilting (VAT), представленное в 1980-х годах. Его работа основывается на включении дополнительного градиентного импульса в момент считывания сигнала, что позволяет значительно снизить влияние неоднородности магнитного поля, однако, приводит к размытию границ на изображении. Наиболее распространенными на сегодняшний день являются такие технологии, как SEMAC (Slice Encoding for Metal Artifact Correction – компенсация магнитного артефакта с кодированием среза, Siemens) и MAVRIC (Multiacquisition Variable-Resonance Image Combination – комбинация изображений с переменным резонансом при множественном захвате, GE), в том числе использующие метод VAT. Аналогичные решения предлагают и другие производители: например, O-MAR (Philips), HiMAR (Hitachi).

Следует отметить, что эффективность данных решений в значительной степени зависит от применяемых РЧ-катушек, что приводит к снижению качества изображения для таких областей, как плечо или бедро. Для решения данной проблемы GE предлагает гибридный метод MAVRIC-SL.

С практической точки зрения, применение указанных программных решений в общем случае не отличается от рутинного исследования – оператор должен добавить соответствующую последовательность в протокол исследования и скорректировать положение срезов, после чего будет выполнено сканирование с применением нескольких ИП (например, STIR, T1, T2 и PD) и постобработка изображений.

На рисунках 14–16 представлены примеры, демонстрирующие эффективность представленных технологий в сравнении с традиционными методами визуализации.

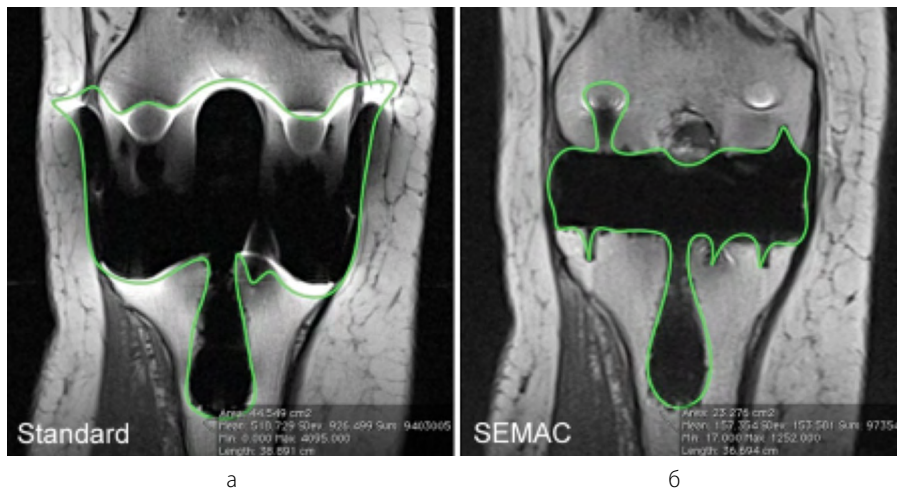


Рисунок 14 – МР-томограммы коленного сустава после тотального эндопротезирования, T1 ВИ, корональные плоскости: а – без SEMAC; б – с использованием SEMAC. Рисунок из статьи [15]

Как видно, применение SEMAC позволило снизить площадь артефакта выпадения сигнала в два раза и улучшить визуализацию латерального и медиального мыщелков.

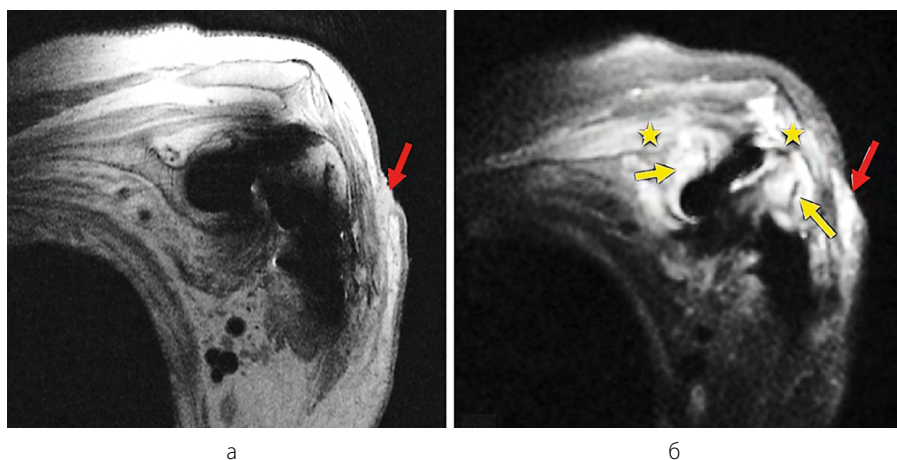


Рисунок 15 – МР-томограммы плечевого сустава у пациента после тотальной артропластики, косокорональные плоскости: а – PD ВИ, без MAVRIC; б – MAVRIC IR. Рисунок из статьи [16]



Использование MAVRIC позволило улучшить визуализацию перипротезного отека (рис. 15, б, желтые стрелки) и отека мягких тканей с вовлечением надостной и дельтовидной мышц (рис. 15, б, звездочки). Также определяется наличие свищевого хода (красные стрелки).

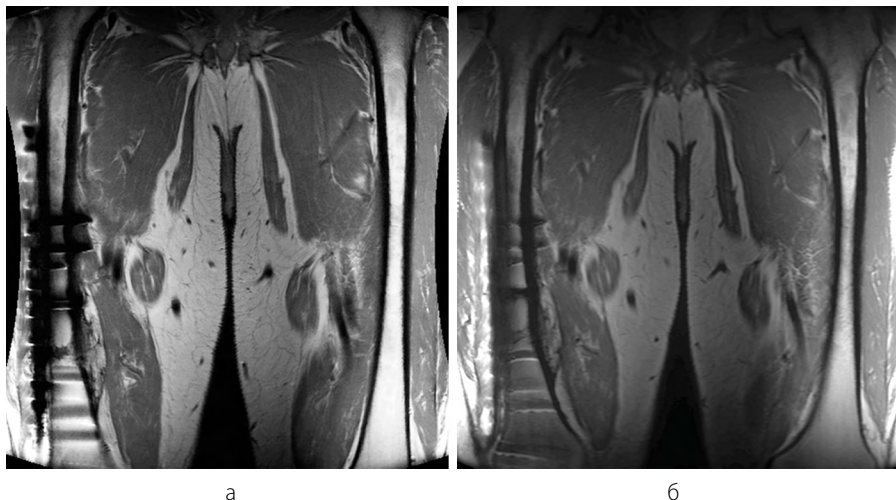


Рисунок 16 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости (вследствие перелома диафиза правой бедренной кости): а – корональная плоскость сканирования PD FSE WI без MAVRIC; б – корональная плоскость сканирования PD MAVRIC-SL

Аналогично случаю, представленному на рисунке 15, пример на рисунке 16 демонстрирует эффективность применения MAVRIC – уменьшение площади артефактов.

Несмотря на вышеописанные примеры следует отметить, что использование программных методов подавления артефактов от металлоконструкций не лишено недостатков. В первую очередь, это обусловлено невозможностью тонкой настройки параметров сканирования (в том числе набора импульсных последовательностей) в отличие от «ручных» методов, описанных в разделе 1. Кроме того, некоторые (но не все) продукты увеличивают длительность сканирования и снижают значение SNR.

Таким образом, применение программных решений для коррекции артефактов является эффективным инструментом, дополняющим «ручные» методы коррекции протокола.

## 3. КЛИНИЧЕСКИЕ ПРИМЕРЫ ПОДАВЛЕНИЯ АРТЕФАКТОВ

В данном разделе собраны клинические примеры применения описанных подходов к подавлению артефактов от металлоконструкций, разделенные по зоне интереса и типу имплантата.

### 3.1. Диагностика костно-суставной системы

В связи с растущей потребностью в диагностике осложнений, связанных с эндопротезированием, МРТ стала важным инструментом пред- и послеоперационного контроля [7].

В настоящее время большинство ортопедических конструкций, используемых в артроскопической хирургии, изготовлено из титановых сплавов. Следовательно, по сравнению со старыми металлоконструкциями из ферромагнитных металлов (таких как нержавеющая сталь и кобальтохромовый сплав) титановые имплантаты вызывают менее серьезные искажения на изображениях. Несмотря на это, проблема подавления артефактов от ИМИ до сих пор актуальна в практике врача-рентгенолога.

МРТ позволяет одновременно выявлять патологию костей (например, по типу «стрессового» перелома) и окружающих мягких тканей, а именно: синовиты, остеолитические изменения, тендовагиниты, бурситы, перипротезные образования, инфекционные осложнения, импинджмент-синдром и др. Данные изменения не могут быть в полной мере оценены с помощью рентгенографии и компьютерной томографии [17].

#### *3.1.1. Визуализация имплантируемого медицинского изделия тазобедренного сустава*

Проблема визуализации пациентов после эндопротезирования, по оценкам экспертов, будет становиться все более актуальной ввиду того, что количество операций по замене суставов, в частности тазобедренного, с каждым годом возрастает [18]. МРТ в сочетании с методами уменьшения артефактов от ИМИ может быть эффективным для оценки тазобедренного сустава после артропластики.

Ниже на рисунке 17 представлен пример настройки импульсной последовательности для оценки тазобедренного сустава после тотального эндопротезирования.

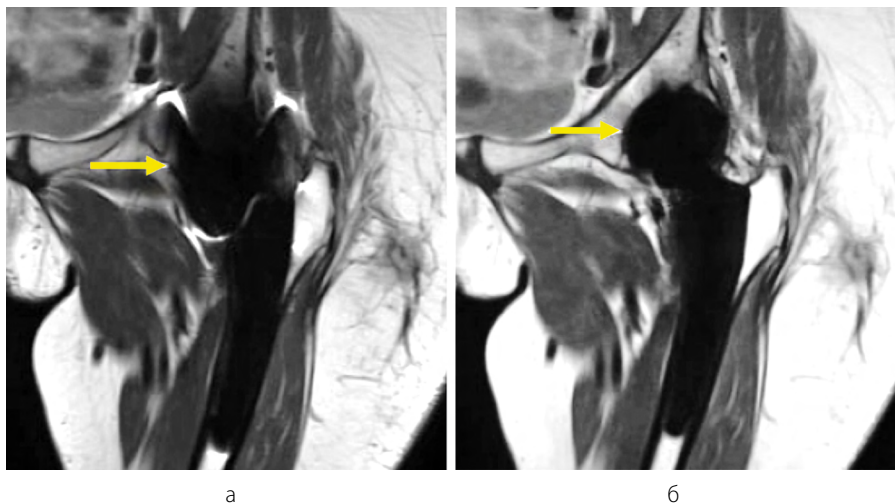
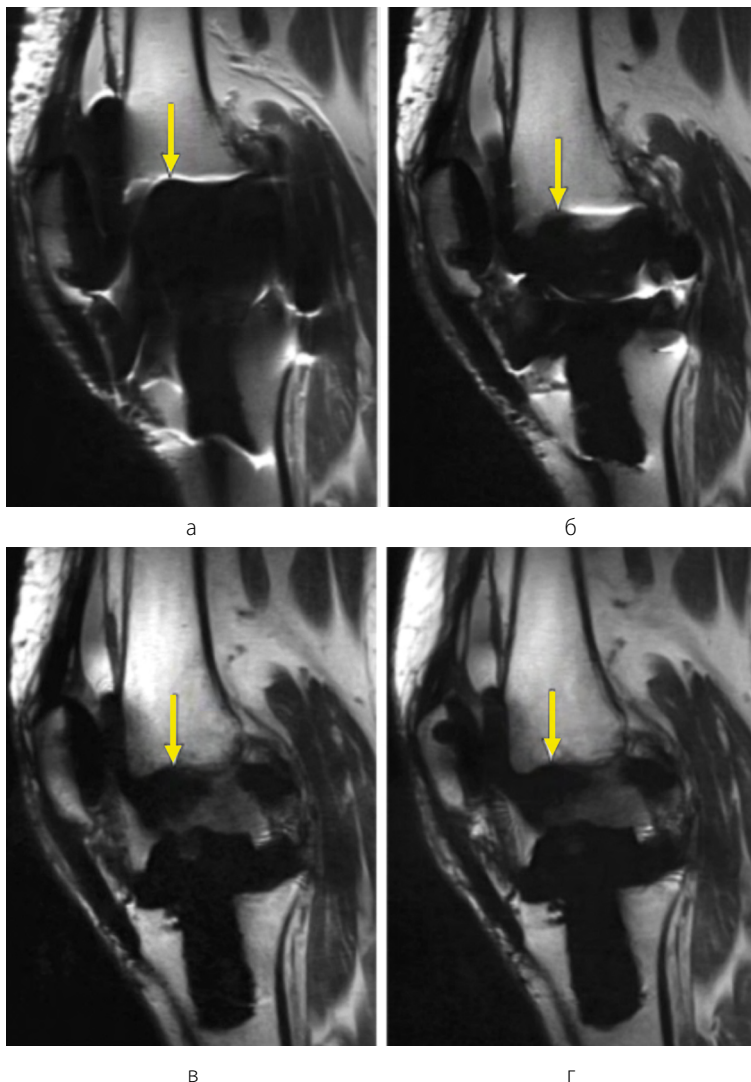


Рисунок 17 – МР-томограммы левого тазобедренного сустава после тотального эндопротезирования, корональная плоскость сканирования T1 В1: а – без технологий снижения артефактов, б – с технологией SEMAC

### 3.1.2. Визуализация имплантируемого медицинского изделия коленного сустава

Остаточную боль в течение года после тотальной артропластики коленного сустава отмечают до 28 % пациентов, подвергающихся данному оперативному вмешательству [19]. МРТ позволяет провести полную постоперационную оценку костей и периартикулярных тканей, а также определить этиологию болевого синдрома.

На рисунке 18 представлен пример визуализации коленного сустава после его эндопротезирования.



*Рисунок 18 – МР-томограммы левого коленного сустава после артропластики, сагиттальная плоскость сканирования PD VI TSE. Применение методик по снижению артефактов: а, б – увеличение ширины полосы приемника от 150 до 600 Гц/пиксель, в, г – дополнение протокола сканирования технологией SEMAC*

На рисунке 18 показано, как при увеличении ширины полосы приемника от 150 Гц/пиксель (а) до 600 Гц/пиксель (б) отмечается уменьшение артефакта от металла. Дополнение технологией SEMAC (в, г) улучшает видимость на границе "кость-имплантат" (стрелки) [20].

### 3.1.3. Визуализация имплантируемого медицинского изделия плечевого сустава

Проведение послеоперационной МРТ плечевого сустава может быть полезно для оценки состояния ротационной манжеты, суставной губы (labium glenoidale), сухожильно-связочного аппарата, ранней диагностики инфекционных осложнений, оценки объема жидкости в субакромиальной, субдельтовидной и других синовиальных сумках, а также послеоперационных фиброзных изменений [21].

На рисунке 19 показаны примеры МР-томограмм для оценки послеоперационных осложнений после тотального эндопротезирования плечевого сустава.

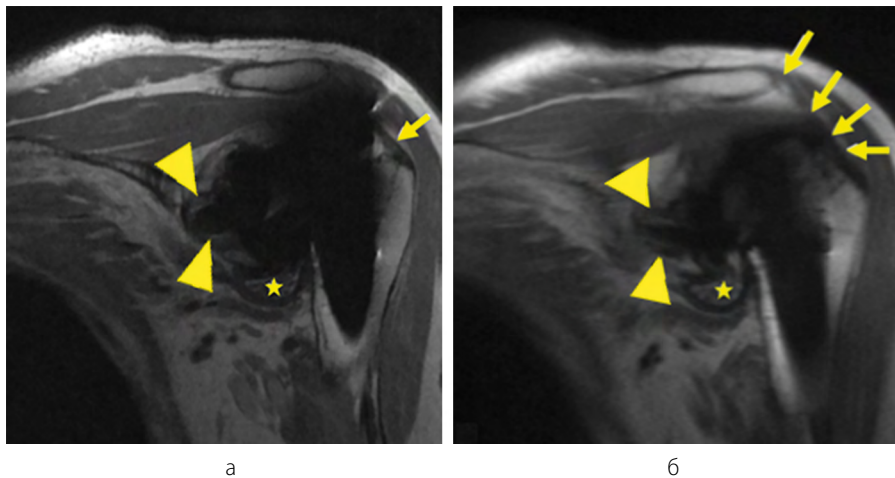


Рисунок 19 – МР-томограммы плечевого сустава после тотального эндопротезирования, кососагиттальная плоскость сканирования PD ВИ: а – до применения MAVRIC, б – после применения MAVRIC [16]

На рисунке 19, а, отмечается неполная визуализация сухожилия надостной мышцы вследствие артефакта. MAVRIC (рис. 19, б) позволяет оценить интактное сухожилие надостной мышцы (желтые стрелки), целостность дельтовидной мышцы. Также визуализируется периферический остеолит в области гленоида (треугольные стрелки) и синовит (звездочки).

### 3.1.4. Визуализация имплантируемого медицинского изделия голеностопного сустава

Все чаще для лечения пациентов с конечной стадией остеоартроза голеностопного сустава применяется тотальная артропластика в качестве альтернативы артродезу. Но несмотря на постоянные улучшения конструкции и дизайна имплантатов, а также совершенствование хирургических подходов все же имеют место постоперационные осложнения [22]. Поэтому актуальность точной диагностики этиологии боли и дисфункции после тотального эндопротезирования голеностопного сустава сохраняется [23]. Рентгенография и компьютерная томография не всегда дают полный ответ из-за ограниченной способности дифференцировать мягкие ткани (мышцы, сухожилия и др.). МРТ в сочетании с подходами по подавлению артефактов от металлоконструкций является наиболее оптимальным методом постоперационной диагностики [23].

Ниже, на рисунке 20, представлен пример диагностики осложнений после артропластики голеностопного сустава.

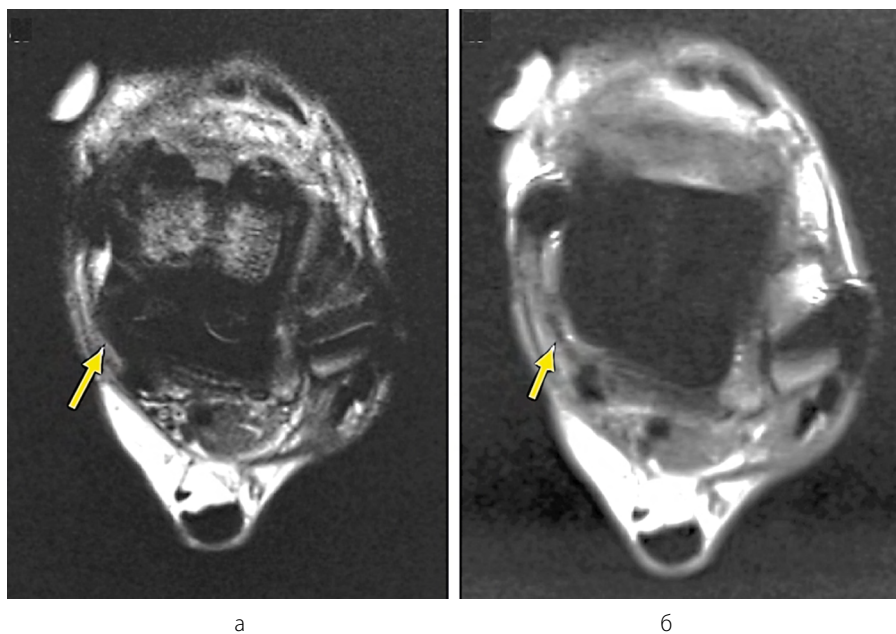


Рисунок 20 – МРТ правого голеностопного сустава, 18 месяцев после тотального эндопротезирования, аксиальная плоскость сканирования PD ВИ:  
а – без технологий снижения артефактов, б – с технологией SEMAC

На данных томограммах (рис. 20, б) отмечается частичный разрыв (стрелка) сухожилия задней большеберцовой мышцы (имелись жалобы на болезненное подошвенное сгибание, разрыв был подтвержден интраоперационно) [23].

### 3.2. Диагностика заболеваний челюстно-лицевой области

Растущее число показаний к МРТ области головы и шеи (например, указанные в Клинических рекомендациях Министерства здравоохранения Российской Федерации 2020 г. «Рак ротоглотки») сопровождается увеличением числа пациентов с присутствующими в ротовой и челюстно-лицевой областях металллическими конструкциями: зубными или ортопедическими имплантатами, зубными коронками, мостами, пломбами и зубными протезами. Все они имеют в своем составе материалы, которые могут исказить МР-изображение [3].

Ниже представлен пример использования алгоритма компенсации артефактов от металлоконструкций в челюстно-лицевой области (ЧЛО).

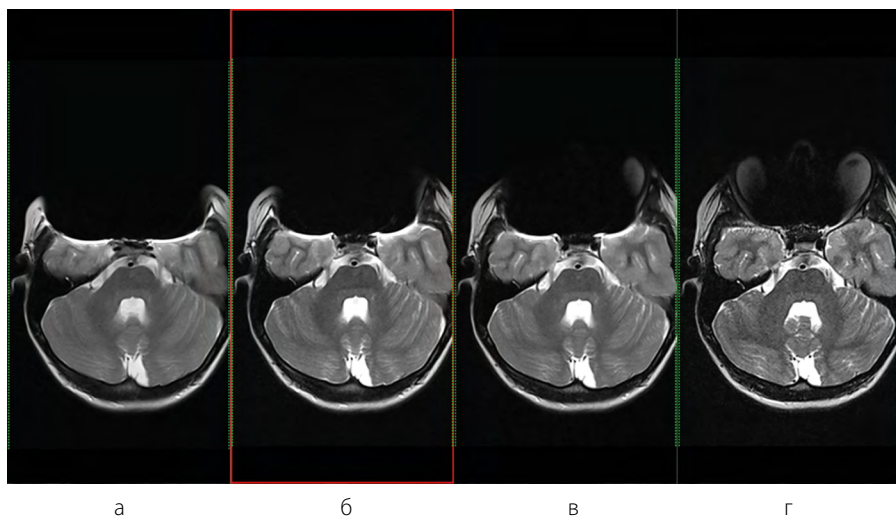
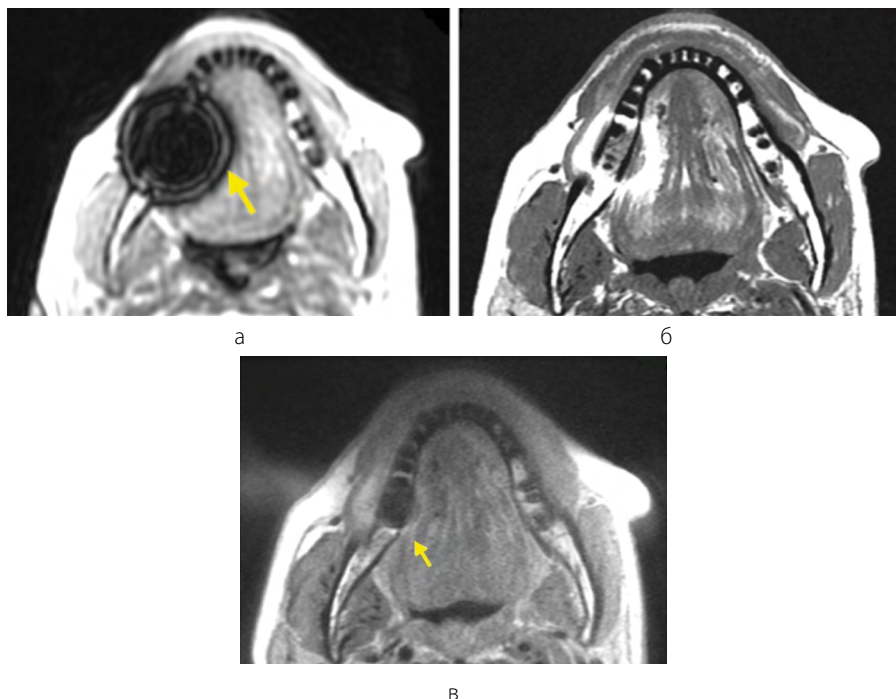


Рисунок 21 – Подавление артефактов от металлоконструкций в ЧЛО.  
МР-томограммы головного мозга, аксиальная плоскость сканирования, T2 ВИ:  
а – матрица 256x256, толщина среза – 5 мм, ширина полосы пропускания приемника – 66 Гц/пиксель; б – матрица 320x320, толщина среза – 5 мм;  
в – матрица 384x384, толщина среза – 3 мм; г – матрица 512x512, толщина среза – 2,5 мм, ширина полосы пропускания приемника – 200 Гц/пиксель

Таким образом, с помощью комплексных изменений параметров сканирования на изображении демонстрируется значительное снижение площади артефактов от металлоконструкций в ЧЛО.

На рисунке 22 представлен пример работы программных методик в ЧЛО, а именно снижение артефактов от имплантата с помощью программных методов.



*Рисунок 22 – МР-томограммы челюстно-лицевой области (уровень тела языка), аксиальные плоскости сканирования: а – импульсная последовательность GRE; б – импульсная последовательность FSE; в – показаны результаты применения технологии MAVRIC*

### **3.3. Магнитно-резонансная томография предстательной железы у пациентов с имплантируемыми медицинскими изделиями тазобедренных суставов**

Эндопротезы тазобедренных суставов являются источником выраженных искажений на диффузионно-взвешенных изображениях (DWI), играющих ключевую роль при оценке предстательной железы по системе PI-RADS (Prostate Imaging and Reporting and Data System) [18], [24], [25], [26].



DWI предстательной железы обычно получают с использованием последовательности спин-эха (SE) с эхопланарным считыванием (EPI), так как это эффективно по времени. Однако SE EPI чувствительна к неоднородностям поля B0, возникающим в том числе из-за имплантатов. Эти ограничения могут быть преодолены путем применения более короткого TE, а также подходов, перечисленных в разделе 2 [27].

На рисунке 23 продемонстрирована работа PROPELLER в диагностике рака предстательной железы.

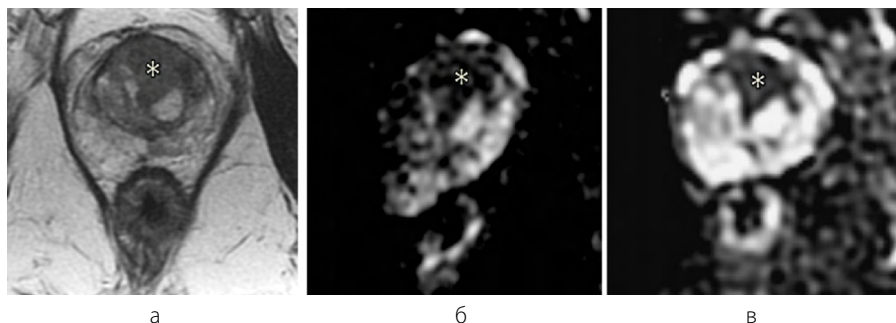


Рисунок 23 – МРТ предстательной железы, аксиальная плоскость сканирования:  
а – T2 ВИ, отмечается гипоинтенсивный участок 25 × 15 мм в зоне TZ (\*);  
б – ИКД карты EP-DWI, имеется участок ограничения диффузии, однако точная интерпретация затруднена; в – ИКД карты PROPELLER-DWI без искажений [24]

В данном случае у мужчины 74 лет (уровень простатоспецифического антигена PSA – 7,3 нг/мл) зона ограниченной диффузии коррелирует с данными на T2 ВИ. Результаты биопсии данного участка подтвердили наличие злокачественной опухоли (Глисон 3 + 4). Таким образом, оптимизация протокола сканирования помогла врачу-рентгенологу обратить внимание на подозрительный участок, четко определив его злокачественность.

Снижение артефактов от различных металлоконструкций тазобедренных суставов может в значительной степени помочь врачу-рентгенологу провести качественное диагностическое исследование, как предписывают Клинические рекомендации Министерства здравоохранения Российской Федерации 2021 г. «Рак предстательной железы».

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данные методические рекомендации рассматривают виды артефактов от металлоконструкций при выполнении МРТ, физические основы и способы их уменьшения на изображениях. Были подробно описаны «ручные» и программные методы борьбы с артефактами, а также более детально разобраны клинические случаи, часто встречающиеся в практике врача-рентгенолога. Кроме того, представлены примеры настроек протоколов МРТ-сканирования, применение которых поможет врачу-рентгенологу в индивидуальном планировании исследования.

При направлении пациента с ИМИ на МРТ необходимо тщательно планировать процедуру сканирования. Следует помнить о вероятности появления артефактов в зоне интереса, а также предпринимать меры для их снижения. В противном случае диагностическая значимость исследования может быть снижена, в результате чего потребуются дополнительные ресурсы. Авторы данных методических рекомендаций предлагают заблаговременно формировать протоколы МРТ-сканирования, чтобы в случае необходимости не тратить дополнительное время, что особенно актуально в условиях сжатого расписания приема пациентов.

Использование данных методических рекомендаций позволит повысить качество выполнения МРТ-исследований, за счет увеличения диагностической ценности исследований у пациентов с металлоконструкциями.

## СПИСОК ИСПОЛЬЗОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

1. Сергунова К.А., Ахмад Е.С., Петрайкин А.В. [и др.]. Основы безопасности при проведении магнитно-резонансной томографии: методические рекомендации // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2019. Вып. 47. С. 56.
2. Сергунова К.А., Семенов Д.С., Васильев Ю.А. [и др.]. Методические рекомендации по безопасности проведения магнитно-резонансной томографии для рентгенолаборантов // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2020. Вып. 43. 44 с.
3. Murakami S., Verdonshot R.G., Kataoka M. et al. A standardized evaluation of artefacts from metallic compounds during fast MR imaging // *Dentomaxillofacial Radiol.* 2016. Vol. 45, № 8. P. 1–13.
4. Khodarahmi I., Isaac A., Fishman E. K. et al. Metal about the Hip and Artifact Reduction Techniques: From Basic Concepts to Advanced Imaging // *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 2019. Vol. 23, № 3. P. E68–E81.
5. Hargreaves B.A., Worters P.W., Pauly K.B. et al. Metal-induced artifacts in MRI // *Am. J. Roentgenol. American Roentgen Ray Society*, 2011. Vol. 197, № 3. P. 547–555.
6. Dillenseger J.P., Molière S., Choquet P. et al. An illustrative review to understand and manage metal-induced artifacts in musculoskeletal MRI: a primer and updates // *Skelet. Radiol.* 2016. Vol. 45. P. 677–688.
7. Fritz J., Lurie B., Miller Th. T. et al. MR imaging of hip arthroplasty implants // *Radiographics.* 2014. Vol. 34, № 4. P. 2014.
8. Caglic I., Barrett T. Optimising prostate mpMRI: prepare for success // *Clin. Radiol. The Royal College of Radiologists*, 2019. Vol. 74, № 11. P. 831–840.
9. Talbot B.S., Weinberg E.P. MR imaging with metal-suppression sequences for evaluation of total joint arthroplasty // *Radiographics.* 2016. Vol. 36, № 1. P. 209–225.
10. Rosenkrantz A.B., Taneja S.S. Use of Reduced Field-of-View Acquisition to Improve Prostate Cancer Visualization on Diffusion-Weighted Magnetic Resonance Imaging in the Presence of Hip Implants: Report of 2 Cases // *Curr. Probl. Diagn. Radiol. Elsevier*, 2018. Vol. 47, № 2. P. 125–127.
11. Ariyanayagam T., Malcolm P.N., Toms A.P. Advances in metal artifact reduction techniques for periprosthetic soft tissue imaging // *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 2015. Vol. 19, № 4. P. 328–334.
12. Deshmane A., Gulani V., Griswold M.A. et al. Parallel MR imaging // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2012. Vol. 36, № 1. P. 55–72.
13. Oppenheim C., Souillard-Scemama R., Alemany C. et al. Tips and traps in brain MRI: Applications to vascular disorders // *Diagn. Interv. Imaging. Elsevier Masson SAS*, 2012. Vol. 93, № 12. P. 935–948.
14. Umino M. et al. The value of PROPELLER FLAIR in the brain in comparison with standard FLAIR // *ECR.* 2010. P. 1–15.

15. Jawhar A., Reichert M., Kostrzew M. et al. Usefulness of slice encoding for metal artifact correction (SEMAC) technique for reducing metal artifacts after total knee arthroplasty // *Eur. J. Orthop. Surg. Traumatol.* Springer Paris, 2019. Vol. 29, № 3. P. 659–666.
16. Nwawka O.K., Konin G.P., Sneag D.B. et al. Magnetic Resonance Imaging of Shoulder Arthroplasty: Review Article // *HSS J.* 2014. Vol. 10, № 3. P. 213–224.
17. Van Der Straeten C. The use of magnetic resonance imaging (MRI) to evaluate hip resurfacing // *The Hip Resurfacing Handbook.* Woodhead Publishing Limited, 2013. P. 242–252.
18. Шубняков И.И., Тахилов Р.М., Николаев Н.С. [и др.]. Эпидемиология первичного эндопротезирования тазобедренного сустава на основании данных регистра артропластики РНИИТО им. Р.Р. Вредена // *Травматология и ортопедия России.* 2017. Т. 23, № 2. С. 81–101.
19. Hofmann S., Seitlinger G., Djahani O. et al. The painful knee after TKA: A diagnostic algorithm for failure analysis // *Knee Surgery, Sport. Traumatol. Arthrosc.* 2011. Vol. 19, № 9. P. 1442–1452.
20. Khodarahmi I., Fishman E.K., Fritz J. Dedicated CT and MRI Techniques for the Evaluation of the Postoperative Knee // *Semin. Musculoskelet. Radiol.* 2018. Vol. 22, № 4. P. 444–456.
21. Beltran L.S., Bencardino J.T., Steinbach L.S. Postoperative MRI of the shoulder // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2014. Vol. 40, № 6. P. 1280–1297.
22. Tan E.W., Maccario C., Talusan P.G. et al. Early Complications and Secondary Procedures in Transfibular Total Ankle Replacement // *Foot Ankle Int.* 2016. Vol. 37, № 8. P. 835–841.
23. De Cesar Netto C., Fonseca L. F., Fritz B. et al. Metal artifact reduction MRI of total ankle arthroplasty implants // *Eur. Radiol. European Radiology,* 2018. Vol. 28, № 5. P. 2216–2227.
24. Czarniecki M., Caglic I., Grist J.T et al. Role of PROPELLER-DWI of the prostate in reducing distortion and artefact from total hip replacement metalwork // *Eur. J. Radiol. Elsevier,* 2018. Vol. 102. P. 213–219.
25. Николаев А.Е., Блохин И.А., Шапиев А.Н. [и др.]. Применение системы PI-RADS в МР-диагностике предстательной железы: методические рекомендации // Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2019. Вып. 31. 26 с.
26. Engels R.R.M., Israël B., Padhani A.R. et al. Multiparametric Magnetic Resonance Imaging for the Detection of Clinically Significant Prostate Cancer: What Urologists Need to Know. Part 1: Acquisition // *Eur. Urol.* 2020. Vol. 77, № 4. P. 457–468.
27. Jambor I. Optimization of prostate MRI acquisition and post-processing protocol: a pictorial review with access to acquisition protocols // *Acta Radiol. Open.* 2017. Vol. 6, № 12. P. 1–14.
28. Jungmann P.M., Agten Ch.A., Pfirrmann Ch.W. et al. Advances in MRI around metal // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2017. Vol. 46, № 4. P. 972–991.

## Приложение

### ПРОТОКОЛЫ СКАНИРОВАНИЯ

Таблица П.1 – Протокол сканирования для пациентов с металлоконструкциями позвоночника [28]

Параметры импульсных последовательностей	Coronal STIR	Sagittal T2	Sagittal T1	Axial T2	Sagittal T1 (Dixon)
TR, мс	4350	3000	500	3000	612
TE, мс	44	100	7,7	90	11
ST, мм	4	4	4	4	4
Distance factor, %	20	10	10	20	10
Рефокусировка угла наклона (RFA)	150	150	150	150	150
FOV, мм	320	300	300	225	300
Pixel size, мм	1,0*1,0	0,7*0,7	0,7*0,7	0,5*0,5	0,8*0,8
Bandwidth, Гц/пиксел	504	507	507	587	303
Averages	1	3	3	2	2
Turbo factor	15	18	3	15	3
Inversion time, мс	170	-	-	-	-
Number of slices	15	15	15	5	15
Phase encoding direction	F>>H	H>>F	H>>F	A>>P	H>>F
Acquisition time, мин:с	2:03	4:53	4:29	2:41	3:57

Таблица П.2 – Протокол сканирования для пациентов с металлоконструкциями тазобедренного сустава [28]

Параметры импульсных последовательностей	Coronal STIR	Coronal T2	Sagittal T1	Axial STIR	Axial T1 (Dixon)
TR, мс	4570	4000	550	4000	463
TE, мс	36	58	7,3	31	11
ST, мм	4	4	4	7	5
Distance factor, %	0	50	10	25	25
Рефокусировка угла наклона (RFA)	140	150	180	150	135
FOV, мм	300	220	200	180	180
Pixel size, мм	1,2*1,2	0,4*0,4	0,6*0,6	0,5*0,5	0,6*0,6
Bandwidth, Гц/пиксел	501	391	434	449	391
Averages	1	2	2	3	1
Turbo factor	9	15	3	11	3
Inversion time, мс	160	-	-	150	-
Number of slices	29	20	29	27	33
Phase encoding direction	R>>L	R>>L	A>>P	A>>P	A>>P
Acquisition time (min:sec)	5:12	2:36	3:34	3:54	3:56

## ДЛЯ ЗАМЕТОК

## ДЛЯ ЗАМЕТОК



Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики»

Выпуск 83

**Составители:**

*Васильев Юрий Александрович  
Семенов Дмитрий Сергеевич  
Панина Ольга Юрьевна  
Ахмад Екатерина Сергеевна  
Васильева Юлия Николаевна  
Блохин Иван Андреевич  
Петряйкин Алексей Владимирович  
Сергунова Кристина Анатольевна  
Хоружая Анна Николаевна  
Кудрявцев Никита Дмитриевич  
Владзимирский Антон Вячеславович  
Морозов Сергей Павлович*

## **АРТЕФАКТЫ ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ**

Методические рекомендации

Отдел координации научной деятельности ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»  
Технический редактор А.И. Овчарова  
Компьютерная верстка Е.Д. Бугаенко

ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ»  
127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24, стр. 1



+7 (495) 276-04-36



info@npcmr.ru



www.tele-med.ai