

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

ОСОБЕННОСТИ ПРОВЕДЕНИЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ У ПАЦИЕНТОВ С ИМПЛАНТАМИ И МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЯМИ

Монография



Особенности проведения магнитно-резонансной томографии у пациентов с имплантами и металлоконструкциями

Монография

Издательские решения
По лицензии Ridero
2022

УДК 004
ББК 32.973
О-75

Авторы: Васильев Юрий Александрович, Семенов Дмитрий Сергеевич, Ахмад Екатерина Сергеевна, Дарий Ольга Юрьевна, Броннов Олег Юрьевич, Сергунова Кристина Анатольевна, Панина Ольга Юрьевна, Ульянова Виолетта Алексеевна, Петряйкин Алексей Владимирович, Хоружая Анна Николаевна, Артюкова Злата Романовна, Кивасёв Станислав Александрович, Васильева Юлия Николаевна, Абуладзе Лия Руслановна, Шарова Дарья Евгеньевна, Босин Виктор Юрьевич
Шрифты предоставлены компанией «ПараТайп»

**Особенности проведения магнитно-резонансной
О-75 томографии у пациентов с имплантатами
и металлоконструкциями : Монография / Юрий
Александрович Васильев [и д. р.] . – [б. м.] :
Издательские решения, 2022. – 172 с.
ISBN 978-5-0059-1431-6**

В работе рассматриваются вопросы обеспечения безопасности и качества выполнения магнитно-резонансной томографии пациентам с активными и пассивными имплантируемыми медицинскими изделиями, и другими металлоконструкциями. Описаны физические основы взаимодействия таких изделий с электромагнитными полями, а также, сформулированы подробные рекомендации по подготовке, выполнению и описанию исследований.

Авторы выражают благодарность профессору Сергею Павловичу Морозову за неоценимый вклад в работу.

УДК 004
ББК 32.973

12+ В соответствии с ФЗ от 29.12.2010 №436-ФЗ

ISBN 978-5-0059-1431-6

Оглавление

РЕЦЕНЗЕНТЫ	5
ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ	6
ВВЕДЕНИЕ	8
Глава 1. ФАКТОРЫ РИСКА: ЧЕМ ГРОЗИТ НАЛИЧИЕ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В ТЕЛЕ ПАЦИЕНТА	9
Немного о физике МРТ	12
Смещение	14
Нагрев	18
Вибрация	25
Функционирование имплантов	26
Артефакты на изображениях	27
Риск для персонала	27
Прочие риски	28
Резюме	29
Глава 2. АРТЕФАКТЫ ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ	31
Причины возникновения артефактов	36
Потеря сигнала	36
Некорректная пространственная регистрация	36
Некорректное подавление сигнала от жира и воды	37
Подавление артефактов	40
«Ручные методы» подавления артефактов	40
Программные решения для коррекции артефактов	50
Резюме	55
Глава 3. ОБЕСПЕЧЕНИЕ БЕЗОПАСНОСТИ	57
Обеспечение безопасности на этапе проектирования кабинета МРТ	59
Обеспечение безопасности в действующем кабинете МРТ	67
Что делать в нестандартной ситуации?	70
Резюме	74
Глава 4. ПРОВЕДЕНИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ	75
Пассивные импланты и инородные металлические объекты	78
Алгоритм проведения МРТ пациентам с пассивными имплантами	83
Алгоритм проведения МРТ пациентам с инородными металлическими объектами	84
Резюме	87
Активные импланты	89
Алгоритм проведения МРТ пациентам с активными имплантами	90
Искусственные водители ритма	94

МР-несовместимые искусственные водители ритма	102
Стимулятор блуждающего нерва (системы VNS-терапии)	104
Резюме	112
Глава 5. ОПИСАНИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ	115
Глава 6. КЛИНИЧЕСКИЕ СЛУЧАИ	123
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	137
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	138
Приложения	147
Приложение А	149
Приложение Б	150
Приложение В	152
Приложение Г	156
Приложение Д	157
Приложение Е	162
Приложение Ж	170

РЕЦЕНЗЕНТЫ

Синицын Валентин Евгеньевич – доктор медицинских наук, профессор, заведующий кафедрой лучевой диагностики и терапии МГУ им. М. В. Ломоносова, заведующий отделом лучевой диагностики МНОЦ МГУ им. М. В. Ломоносова

Буренчев Дмитрий Владимирович – доктор медицинских наук, профессор, заведующий отделением рентгенодиагностических и радионуклидных методов исследования ГБУЗ «ГКБ им. А. К. Ерамишанцева ДЗМ»

ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

В книге использованы следующие обозначения:

жирным шрифтом выделены особенно важные моменты;

курсивом – информация для углубленного изучения и примечания;

в отдельные блоки курсивом выделены и вынесены дополнительные сведения, которые могут быть полезны искушенному читателю.

В книге употребляются такие сокращения, как:

ВИ – взвешенность изображения (T1-ВИ, T2-ВИ, ДВИ)

ИВЛ – искусственная вентиляция легких

ИКД – имплантируемый кардиовертер-дефибриллятор

ИМИ – имплантируемое медицинское изделие

ИП – импульсная последовательность

КТ – компьютерная томография

КУ – контрастное усиление

ЛПУ – лечебно-профилактическое учреждение

МО – медицинская организация

МР – магнитно-резонансный

МРТ – магнитно-резонансная томография

МТЗ – медико-техническое задание

ОКД – область контролируемого доступа

ОЛД – отделение лучевой диагностики

РГ – рентгенография

РЧ – радиочастотный

СРТ – сердечная ресинхронизирующая терапия

ЧЛО – челюстно-лицевая область

ЭДС – электродвижущая сила

ЭКГ – электрокардиография

ЭКС – электрокардиостимулятор

ETL – Echo Train Length (длина пакета эхосигналов)

ADC – Apparent Diffusion Coefficient (измеряемый коэффициент диффузии)

FA – Flip Angle (угол отклонения вектора суммарной намагниченности)

FOV – Field of View (поле обзора)

MAR – Metal Artefact Reduction (подавление артефактов от металла)
SAR – Specific Absorption Rate (удельный коэффициент поглощения)
SNR – Signal to Noise Ratio (отношение «сигнал/шум»)
TE – Echo Time (время эха)
TR – Repetition Time (время повторения)
VNS – Vagus Nerve Stimulation (стимуляция блуждающего нерва)

ВВЕДЕНИЕ

Магнитно-резонансная томография (МРТ) считается одним из самых безопасных методов медицинской визуализации, потому что в ее основе нет ионизирующего излучения. Тем не менее некоторые пациенты все равно могут подвергаться во время исследования повышенному риску для здоровья, а иногда и для жизни. Речь идет о тех пациентах, в чье тело имплантированы различные металлические объекты, «поведение» которых в магнитном поле достаточно сложно прогнозировать, как и те риски травмирования, которые они способны увеличить.

Один из первых опубликованных инцидентов, связанных с МРТ, как раз касался металла, случайно попавшего в тело пациента, а именно в глазное яблоко. Металлическая стружка каким-то образом оказалась вблизи сетчатки глаза мужчины, который работал на заводе, изготавливающем металлические изделия. Пациент вошел в процедурную кабинета МРТ, успешно прошел МР-исследование на низкопольном аппарате 0,35 Тл, и только, когда стол начал выдвигаться обратно, почувствовал острую боль, яркую вспышку и в результате полностью потерял возможность видеть этим глазом [1].

Однако, несмотря на то что наличие металлоконструкций в теле пациента традиционно во многих клиниках считается абсолютным противопоказанием к проведению МР-исследования, импланты и другие инородные объекты могут не оказывать критического негативного воздействия на окружающие ткани [2, 3, 4]. Более того, при соблюдении соответствующих условий возможно безопасное проведение исследования даже пациентам с МР-несовместимыми активными медицинскими изделиями [5].

В этой книге мы постараемся ответить на вопросы: можно ли выполнять МРТ пациентам с металлоконструкциями (здесь сразу ответим утвердительно) и как в этом случае провести исследование максимально безопасно и качественно? Для начала мы, с точки зрения физики, расскажем о факторах риска и опишем краткое понимание того, что в каждом случае стоит предпринять, затем дадим конкретные рекомендации для врачей-рентгенологов, руководителей отделений лучевой диагностики и рентгенолаборантов. Также приведем примеры исследований с разными типами имплантов, на которых подробно разберем причины возникающих рисков и способы их минимизации.

Отметим, что в первую очередь здесь речь пойдет об МРТ со сверхпроводящим магнитом с индукцией магнитного поля 1,5–3,0 Тл, как наиболее распространенных на сегодняшний день в клинической практике.

Глава 1.
ФАКТОРЫ РИСКА:
ЧЕМ ГРОЗИТ НАЛИЧИЕ
МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ В ТЕЛЕ
ПАЦИЕНТА

Особенностью МРТ по сравнению с методами, применяющими ионизирующее излучение, является то, что при ее проведении повышается риск причинения вреда здоровью непосредственно в тот момент, когда пациент входит в область действия магнитного поля. И эти эффекты сильно отличаются от отсроченных негативных последствий, которые могут возникнуть, когда дозовая нагрузка превышает допустимые нормы.

Характерные для МРТ биоэффекты можно разделить на прямые и косвенные. К прямым относят: головокружение, нейростимуляцию, магнитофосфены, кардиостимуляцию [6] и некоторые другие. В большинстве случаев эти эффекты не приводят к значимым для здоровья последствиям и заканчиваются сразу после выхода из зоны действия магнитного поля.

В случаях, когда в теле пациента присутствует какой-либо металлический объект или имплант, наиболее актуальной становится проблема косвенных биоэффектов, связанных с магнитными и электрическими свойствами этих объектов: смещениями, поворотами, вибрацией и нагревом, а также с нарушением функционирования активных имплантов.

В данной главе мы рассмотрим ключевые факторы риска при проведении МРТ пациентам с металлическими имплантируемыми медицинскими изделиями (ИМИ) и причины их возникновения. Но прежде, чем приступить к взаимодействию различных объектов с полями МРТ, договоримся о терминах.

Имплантом (или пассивным имплантом) в этой книге мы будем называть пассивные имплантируемые медицинские изделия, к которым, в соответствии с ГОСТ Р ИСО 14630–2017, относятся «импланты, работа которых не зависит от электрической энергии или любого другого источника энергии, за исключением силы тяжести или энергии, непосредственно генерируемой телом человека» [7]. В эту категорию входят ортопедические эндопротезы суставов и разнообразные металлофиксаторы, а также искусственные сердечные клапаны и эндоваскулярные стенты, нейрохирургические и сосудистые клипсы, стенты, катетеры, порт-системы и прочее.

Активные импланты (активные имплантируемые медицинские изделия) – это устройства, «...функционирующие за счет электрической энергии или любого другого источника энергии, за исключением сил гравитации или энергии, непосредственно генерируемой телом человека» (по ГОСТ Р ИСО 14708-1-2012) [8]. К этой категории относятся кардио- и нейростимуляторы, водители ритма (пейсмейкеры), стимуляторы блуждающего нерва, устройства глубокой стимуляции мозга, инсулиновые помпы, активные слуховые протезы и некоторые другие механизмы.

Металлоконструкции – это все активные и пассивные импланты, а также инородные металлические объекты, попавшие в организм в результате ранения, травмы или несчастного случая (осколки, пули, шrapнели и пр.). К этой же категории относятся и импланты, которые более не выполняют своей изначальной функции: например, сломанные эндопротезы или остав-

ленные после оперативного вмешательства неиспользуемые электроды водителей ритма.

Немного о физике МРТ

Магнитно-резонансный томограф представляет собой постоянный или сверхпроводящий магнит и набор токопроводящих катушек – приемных и передающих. Часть из них встроена в корпус (гентри), часть – подключается отдельно.

При проведении МР-исследования на пациента действуют три типа полей: постоянное B_0 высокой индукции (1,5 Тл, 3 Тл и др.), градиентные B_G и радиочастотные B_1 (рис. 1.1).



Рисунок 1.1 – Поля, создаваемые при работе системы МРТ

Когда идет речь о явлении ядерного магнитного резонанса, предполагается, что всегда имеется в виду магнитное поле. Однако еще в 1862 году британский физик Джеймс Максвелл убедительно доказал, что магнитное и электрическое поля неразрывно связаны, и наличие одного свидетельствует о наличии другого. Поэтому мы также рассмотрим и воздействие электрической составляющей поля.

Во время проведения исследования пациента помещают в изоцентр магнита – область размером порядка 30 см, в которой поле наиболее однородно. Отметим, что в отношении МРТ принято использовать следующую систему координат: точка $(0,0,0)$ – начало координат совпадает с изоцентром магнита (в нашем случае – с центром гентри), оси X и Y направлены вертикально и горизонтально соответственно, а ось Z – вдоль стола пациента (рис. 1.2). Формирование изображения в МРТ происходит за счет регистрации отклика протонов водорода (чаще всего, но на практике применяются и другие атомы) на воздействие радиочастотного магнитного поля.

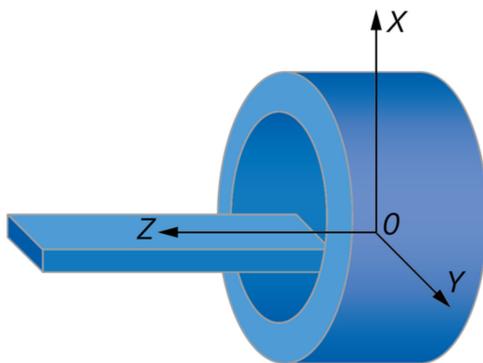


Рисунок 1.2 – Система координат в МРТ

Описание принципа работы МР-томографа выходит за рамки этой монографии, однако, его понимание крайне важно для проведения МРТ пациентам с металлоконструкциями. В качестве наиболее подходящего источника информации хотелось бы порекомендовать книгу «Основы магнитно-резонансной томографии: физика» Эверта Блинка [9]. Тем не менее, для того чтобы понять причины тех или иных явлений, связанных с наличием металлоконструкций у пациента, нам безальтернативно придется обратиться к некоторым физическим основам.

Все риски, возникающие в кабинете МРТ из-за присутствия металла, вызваны их «чувствительностью» к электрическим и магнитным полям. По отношению к взаимодействию с магнитным полем все материалы делятся на несколько групп: диамагнетики, парамагнетики и ферромагнетики. Существуют и другие, менее распространенные «магнетики», однако всех их характеризует некоторое значение величины магнитной восприимчивости.

У диамагнетиков и парамагнетиков значение магнитной восприимчивости близко к нулю, и поэтому их взаимодействием с магнитным полем можно пренебречь. Важное значение в рассматриваемой нами теме имеет магнитная восприимчивость ферромагнетиков (к ним относятся Fe, Co, Ni, Gd, Tb и другие элементы, а также некоторые их соединения), в большой степени зависящая от напряженности поля. При этом ее значения могут на несколько порядков превосходить значения для диа- и парамагнетиков.

Не менее существенная характеристика материала – это электропроводность, то есть возможность возникновения электрического тока в проводнике под воздействием электромагнитных полей.

В результате воздействия полей МРТ, в зависимости от характеристик конкретного объекта (будь то ИМИ или инородное тело), выполнение исследования приводит к риску его поворота, смещения, нагрева и вибрации, появлению артефактов на изображениях, а также нарушению работы активных ИМИ. Рассмотрим каждый из перечисленных факторов подробнее.

Смещение

Металлические объекты могут притягиваться (иногда со значительной силой) к томографу. Для того, чтобы продемонстрировать уровень воздействия поля на ферромагнетики, приведем следующий пример. Магнитная восприимчивость титана при 20 °С составляет $3,2 \times 10^{-6}$, в то время как у ферромагнетиков эта характеристика не постоянна и зависит как от параметров электромагнитного поля, так и от температуры (например, для Ni может достигать 80, а для Fe 22×10^3). В результате, при прочих равных, сила, действующая на железный и титановый объекты, может отличаться в 10^9 раз. Поэтому, в то время как на одни материалы магнитное поле не оказывает хоть сколько-нибудь значимого влияния, другие способны притягиваться к корпусу томографа с огромной силой, буквально сметая все на своем пути. Рисунок 1.3 демонстрирует результат одной из наиболее распространенных ошибок, связанных с техникой безопасности в МРТ – внесения объектов, содержащих ферромагнетики, в процедурную.



Рисунок 1.3 – Втягивание ферромагнетиков под действием магнитного поля МРТ

Первый зарегистрированный инцидент, связанный с проведением МРТ, произошел в 2001 году в США и был связан именно с возникновением данной силы [10]. По ошибке в процедурную внесли газовый баллон, который, притянувшись к томографу, убил ребенка.

Как правило, примагниченные крупные объекты (такие как кресло, кушетка или газовый баллон) невозможно извлечь силами персонала медорганизации. Даже если в результате подобного инцидента не возникает риск для здоровья человека, вероятнее всего, потребуется отключение магнитного поля. При этом

его восстановление будет длительным, дорогостоящим и, более того, не всегда реализуемым¹.

То же самое происходит и с металлоконструкциями в теле пациента в процедурной кабинета МРТ, хотя последствия могут быть и не столь фатальными. Говоря о пациентах с металлоконструкциями, необходимо оценить величину действующей на конкретный объект силы. С точки зрения безопасности, допустимым можно считать воздействие поступательной силы, сопоставимое с воздействием гравитационного поля Земли. Следовательно, безопасным можно считать ИМИ, которое притягивается к томографу не более чем в рамках рутинной эксплуатации (например, сила «втягивания» меньше силы тяжести).

Что делать? Пациента необходимо заранее проверить на наличие любых металлоконструкций с использованием металлодетектора, ферромагнитного детектора (к ним мы еще вернемся) или рентгенографии и убедиться в том, что ни один из присутствующих в теле объектов не будет подвержен критичному втягиванию в магнит.

Оценка силы, действующей на имплант в магнитном поле, проводится по стандарту ASTM F2052 [11] экспериментальным методом и заключается в непосредственном измерении воздействия конкретного поля на конкретный объект. Расчетная оценка также допустима, однако предполагает наличие точных сведений о характеристиках конкретного объекта, зачастую недоступных в обычной практике. Хотя, очевидно, в условиях медицинской организации (МО) такая оценка нереализуема.

Все современные ИМИ на этапе проектирования или после производства подвергаются серии экспериментов и маркируются как МР-безопасные, МР-совместимые при определенных условиях или МР-небезопасные. Подробное описание этой маркировки, а также возможные источники подобной информации будут приведены в следующих главах.

Возвращаясь к вопросу проведения МРТ пациентам с металлоконструкциями, следует помнить, что практически не подвержены воздействию поступательной силы в магнитном поле объекты из стекла, большинства пластиков и дерева (не содержащие каких-либо металлических частей в конструкции). Во всех остальных случаях для того, чтобы принять решение о безопасности проведения исследования, следует обратиться к документации на ИМИ и провести комплексный анализ рисков с учетом анатомической области, сроков установки или травмы (в случае, если присутствуют инородные тела).

Примечание: не идентифицированные объекты требуют особого внимания вне зависимости от габаритов. В качестве примера можно привести значения

¹ На сегодняшний день существуют так называемые безгелиевые МРТ (на самом деле, несколько литров хладагента им все-таки нужно). Одним из преимуществ таких аппаратов является возможность включения и отключения магнитного поля силами персонала кабинета. Однако эта технология не защищает от втягивания ферромагнетиков, а лишь позволяет в некоторой степени снизить издержки в случае инцидента.

для объектов сопоставимого размера: сила, действующая в МРТ на стенг, может составлять порядка 0,2 мН [12], а на пулю или дробь – порядка 4,4 Н (эквивалент весу ~440 г) [13].

Рассмотрим чуть подробнее причины возникновения силы втягивания. Согласно законам физики, на все объекты в магнитном поле действует поступательная сила F :

$$F = m \frac{dB_0}{dz} = \frac{\chi V B_0}{\mu_0} \frac{dB_0}{dz} \quad (1.1)$$

где χ – магнитная восприимчивость,

m – намагниченность, А/м;

V – объем объекта, м³;

μ_0 – магнитная постоянная ($\approx 1,26 \times 10^{-6}$ Н/А²).

Из формулы видно, что сила действует только на объекты с ненулевой магнитной восприимчивостью. Учитывая пренебрежимо малое взаимодействие пара- и диамагнетиков с магнитным полем, фактор возникновения поступательной силы относится к ферромагнетикам. Также из факторов риска можно исключить возникновение поступательной силы при воздействии градиентных магнитных полей, так как, при прочих равных, ее величина может быть на два порядка (т.е. в 100 раз) меньше силы, возникающей под действием поля B_0 [14].

Величина силы F зависит как от характеристик объекта, так и от его пространственного положения в поле. Применительно к МРТ наибольшая амплитуда силы F наблюдается у торца гентри (рис. 1.4).

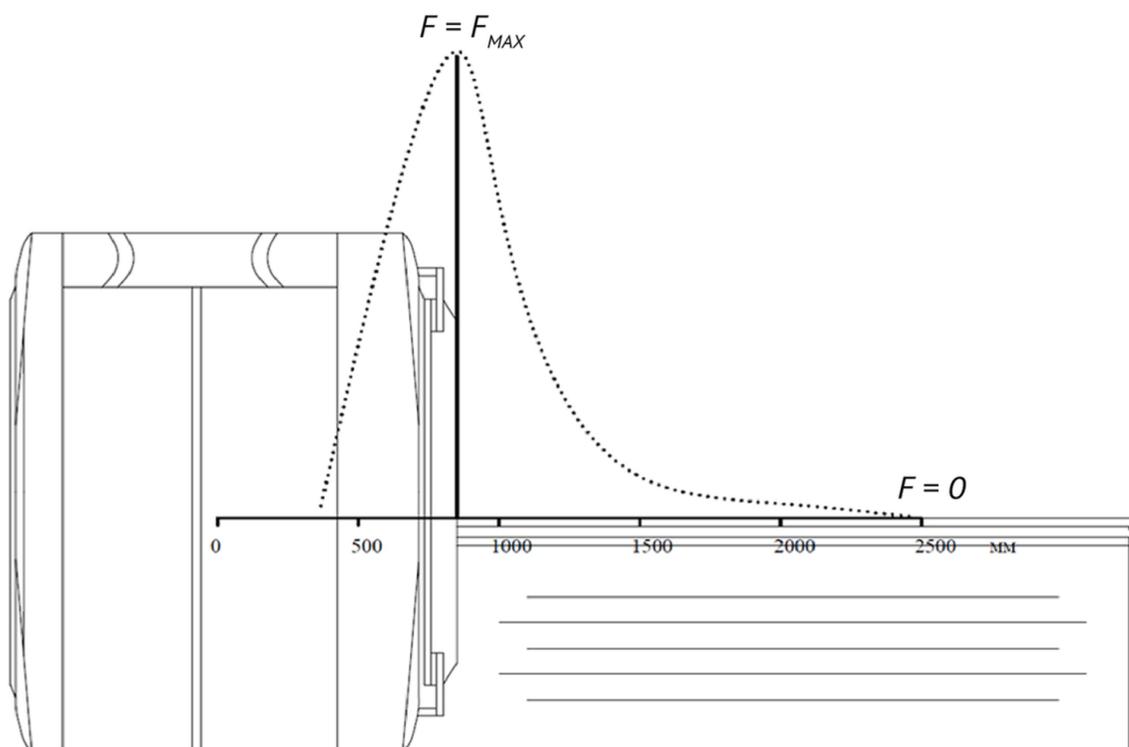


Рисунок 1.4 – Амплитуда поступательной силы в зависимости от расстояния до изоцентра магнита. Размеры указаны для примера и могут в значительной степени отличаться

Обратите внимание, что указанные на рисунке 1.4 размеры приведены в качестве примера. В действительности же поступательная сила часто оказывает значительное воздействие на больших расстояниях от изоцентра.

Важно, что современные системы обеспечивают лучшую «локализацию» магнитного поля – в результате, за пределами небольшой зоны диаметром 3–4 м величина индукции может быть пренебрежимо мала. С одной стороны, это положительно влияет на качество изображения (благодаря высокой однородности поля в области сканирования). Но, с другой стороны, это означает, что по мере приближения к гентри томографа скорость, с которой увеличивается поступательная сила, больше, чем для предыдущих систем. Это приводит к тому, что, например, крупные ферромагнитные объекты могут притягиваться и разгоняться с большей силой.

Отметим также, что для высокого качества визуализации в рабочей области томографа диаметром около 30 см (зависит от производителя и модели) обеспечивается максимальная однородность постоянного магнитного поля B_0 . В результате в этой области величина силы, возникающей под действием данного поля, стремится к нулю.

Нагрев

Еще одним фактором риска при проведении МР-исследования становится нагрев тканей. Когда пациент подвергается воздействию электромагнитных полей, часть поглощаемой тканями энергии неминуемо преобразуется в тепло. Количество этой энергии характеризуется величиной SAR — Specific Absorption Rate (удельный коэффициент поглощения) и ограничивается максимальным значением для конкретного пациента при сканировании той или иной области тела. Более подробно эти ограничения представлены в рекомендациях «Основы безопасности при проведении МРТ» [6]. Отметим, что для здорового человека допустимо локальное повышение температуры тела на $1\text{ }^{\circ}\text{C}$ за время исследования [15] и локальное значение температуры не более 39° [16]. Однако определение внутренней температуры тканей с высокой точностью на сегодняшний день затруднено, поэтому современные томографы в автоматическом (по результатам предварительного сканирования) или полуавтоматическом (исходя из роста и веса пациента, которые указывает оператор) режиме рассчитывают значение SAR для каждой импульсной последовательности.

Вопрос нагрева сильно обостряется при наличии металлоконструкций в теле пациента. В отличие от возникновения поступательной силы и крутящего момента, магнитные свойства материала не являются критическим фактором для нагрева: например, нагрев ферромагнетиков может быть незначительным — порядка $0,05^{\circ}\text{C/мин}$ [17].

Возрастание температуры при проведении МР-исследования объясняется возникновением электрического тока в проводнике или на его поверхности под действием электромагнитных полей, и, как следствие, происходит тепловыделение, пропорциональное электрическому сопротивлению. Это становится возможным из-за того, что части импланта и окружающие его ткани образуют замкнутый электрический контур¹. А согласно закону Фарадея, при изменении проходящего через замкнутый контур магнитного потока (он изменяется, когда изменяется величина или направление поля) возникает электродвижущая сила (ЭДС). Важно отметить, что причины изменения потока в данном случае не играют роли, и ЭДС возникает как при изменении поля, так и при движении контура в этом поле.

Протекающий электрический ток в результате может привести к нагреву импланта на несколько градусов за время исследования и даже к ожогам 1–3 степени [18], если вблизи него отсутствуют нервные окончания, которые бы позволили пациенту вовремя среагировать и попросить остановить сканирование. Кроме того, может возникнуть так называемый эффект антенны в случаях, когда

¹ К замкнутому контуру также относятся контура, образуемые сомкнутыми частями тела пациента — при соприкосновении рук или ног, равно как и образованию петель проводами. Подробнее эти эффекты описаны в работе [6].

имплант или электрод имеет продолговатую форму. Например, если его длина составляет 12 см, а человек сканируется в аппарате 3 Тл, то нагрев может достигать 60° С [14].

Численная оценка ожидаемого изменения температуры за время исследования в значительной степени, с одной стороны, затруднена сложностью моделирования окружающих тканей, поэтому стандарт ASTM F 2182 [19] предлагает экспериментальную методику оценки РЧ-индуцированного нагрева при сканировании фантома. С другой стороны, в качестве индикатора нагрева можно использовать характеристику SAR. Однако следует иметь в виду, что, несмотря на прямую зависимость между нагревом металлоконструкций и SAR (чем выше значение SAR, тем больший нагрев следует ожидать), одно и то же значение SAR может привести к разным уровням нагрева [20].

Что делать? Строго соблюдать ограничения производителя импланта на SAR, по возможности – минимизировать это значение. Важно помнить, что пациент может не почувствовать нагрева импланта из-за отсутствия термочувствительных рецепторов.

В случае, если отсутствует необходимость сканирования в режиме контроля первого или второго уровня¹, значение SAR может быть снижено настройкой параметров импульсных последовательностей. Наиболее доступные варианты снижения SAR представлены в таблице 1.1. Но следует учитывать, что это может привести и к снижению качества визуализации.

¹ ГОСТ Р МЭК 60601-2-33 определяет три режима сканирования: нормальный режим – режим работы МР-оборудования, при котором все его рабочие параметры находятся в пределах, не вызывающих физиологический стресс у пациента; режим контроля первого уровня – режим работы МР-оборудования, при котором некоторые рабочие параметры достигают значений, способных вызвать нежелательное физиологическое воздействие на пациентов, что должно находиться под медицинским контролем; режим контроля второго уровня – режим работы МР-оборудования, при котором один или более рабочих параметров достигают значений, способных нести значительную угрозу для пациентов, и для использования которого требуется исключительное этическое разрешение (т.е. протокол исследования людей, соответствующий локальным требованиям).

Таблица 1.1 – Варианты снижения SAR и соответствующие недостатки

Варианты уменьшения SAR	Недостатки
Увеличение времени повторения (TR) – интервал между двумя радиочастотными импульсами	Влияние на контраст изображения
Уменьшение длины эхотрейна (ETL)	Изменяется базовый контраст
Уменьшение количества заполнений в направлении фазового кодирования	Снижение разрешающей способности
Использование квадратурной области сканирования	Неудобство, обусловленное анатомическими особенностями
Уменьшение угла отклонения вектора суммарной намагниченности (flip angle – FA)	Уменьшение отношения «сигнал/шум», изменение контраста
Использование поверхностных приемно-передающих катушек	
Использование градиентного эха вместо спинного эха или турбоспин-эха	Влияние на контраст изображения

На протяжении длительного времени считалось, что причиной нагрева имплантов в МРТ является поле B_1 (так называемый РЧ-индуцированный нагрев). Однако переменные во времени и пространстве градиентные магнитные поля B_G также могут оказывать значимое влияние на температуру металлических объектов [21]. Winter и соавторы в обзоре, посвященном нагреву имплантов в МРТ [22], приводят следующую сводную таблицу (табл. 1.2) сравнения причин нагрева:

Таблица 1.2 – Качественное сравнение РЧ- и градиент-индуцированного нагрева в зависимости от импланта и параметров импульсных последовательностей [22]

Параметр	РЧ-нагрев	Градиент-индуцированный нагрев
Размер импланта	Наиболее критично: длина порядка четверти – половины длины РЧ-волны в ткани ¹	Наиболее критично: массивный имплант
Форма импланта	Наиболее критично: вытянутый, с заостренными концами и несколько близкорасположенных имплантов	Наиболее критично: большое поперечное сечение
Материал импланта	Значение электропроводности не столь важно. Высокая теплопроводность снижает температуру «горячих точек» (hotspots)	Более высокая электропроводность приводит к возникновению больших вихревых токов. Например, сплав CoCrMo нагревается на 60 % больше по сравнению с Ti-6Al-4V. Теплопроводность оказывает меньшее влияние
Положение импланта	Наиболее критично: области с наибольшим фоновым электрическим полем E . В обычной body-катушке это поле увеличивается радиально по мере удаления от оси катушки. В осевом направлении поле равномерно распределено в пределах зоны покрытия катушки; также поле может в значительной степени выходить за пределы катушки	Не критично: в изоцентре Критично: зоны с максимальным значением поля B_G – на концах градиентных катушек, т.е. за пределами области визуализации. В радиальном направлении B_G монотонно увеличивается с удалением от оси магнита; в осевом направлении максимум достигается на расстоянии 30–50 см от изоцентра, в зависимости от градиентной катушки
Ориентация импланта	Наиболее критично: имплант вытянут вдоль вектора фонового поля E (параллельно оси магнита для традиционных body-катушек)	Наиболее критично: большое поперечное сечение импланта перпендикулярно вектору поля B_G с максимальной амплитудой
Параметры ИП	Наиболее критично: быстрые последовательности с высокой плотностью РЧ-импульсов с высоким значением flip angle: например, turbo spin echo. Большие значения SAR (локальные или для всего тела) соответствуют более критическим ИП, однако не учитывают параметры импланта и условия воздействия (томограф, РЧ-катушка, имплант, его положение и т.д.). Значение SAR в данном случае не может быть использовано для оценки нагрева	Наиболее критично: быстрые импульсные последовательности с высокой скоростью и амплитудой нарастания градиентов: например, echo-planar imaging. Индикация критического состояния не предусмотрена

¹ При резонансной частоте 64 МГц (для магнитной индукции 1,5 Тл) длина волны составляет 4,6 м; для 128 МГц (3,0 Тл) – 2,3 м.

Отметим также, что риск нагрева небольших (до 3 см) одиночных (не ближе 3 см до соседних) металлических объектов может считаться незначительным и, вероятно, не требует отдельной оценки, так как не превысит 2° С за час сканирования в стандартных режимах [23]. Причем, это относится как к РЧ-индуцированному, так и к градиент-индуцированному нагреву и в равной степени верно для пассивных имплантов и инородных металлических тел. Аналогичные результаты были получены в итоге собственного экспериментального исследования с небольшими ферромагнитными объектами – за 90 минут сканирования максимальный зафиксированный нагрев составил 4° С для латунной втулки диаметром 10 мм. В то же время в отношении пространственной ориентации импланта удалось показать, что на величину нагрева значимо влияет его удаление от изоцентра магнита [24].

Рассчитываемый автоматически (часто – только при условии корректного указания роста и массы пациента) коэффициент SAR определяется количеством энергии, поглощенной за единицу времени единицей массы объекта, и зависит от свойств ткани (Вт/кг) [25].

$$SAR = \sigma \frac{E^2}{2\rho}, \quad (1.2)$$

где ρ – плотность вещества, кг/м³;

σ – удельная проводимость вещества, См/м;

E – напряженность индуцированного электрического поля.

Среднюю величину SAR можно оценить по уравнению (1.3) и закону Фарадея (1.6). Таким образом, величина SAR зависит от Ларморовой частоты (f), величины поля B_1 (соответственно, угла отклонения суммарного вектора намагниченности), размеров пациента (r), а также доли времени подачи РЧ-импульсов в общей длительности сканирования (D) [25, 26].

$$SAR = \sigma \frac{\pi^2 r^2 f^2 B_1 D}{2\rho} \quad (1.3)$$

Градиент-индуцированный нагрев, как правило, не требует внимания в отношении небольших пассивных имплантов, так как не может привести к травме тканей или повреждению самого изделия. Однако следует выделить нагрев массивных проводящих объектов под действием градиентных магнитных полей. Помимо токов, протекающих через замкнутый контур (например, петлю, зазор которой становится местом потенциального нагрева из-за возросшего сопротивления), в токопроводящей массе эндопротезов и других крупных объек-

тов возникают вихревые токи. Так, в цилиндрическом диске радиуса R и толщиной d мгновенная мощность, создаваемая вихревыми токами, может быть описана формулой:

$$P = \sigma d \pi \frac{R^4}{8} \left(\frac{dB}{dt} \cos \beta \right), \quad (1.4)$$

где P – мгновенная мощность, Вт;

R – радиус, м;

T – толщина материала, м;

σ – электропроводность, См;

β – угол вектора dB/dt относительно нормали к плоскости диска, рад;

dB/dt – скорость изменения магнитного поля, Тл/с.

Важно, что индукционное взаимодействие вихревых токов становится причиной перераспределения плотности тока к поверхности, как представлено на рис. 1.5 [27].

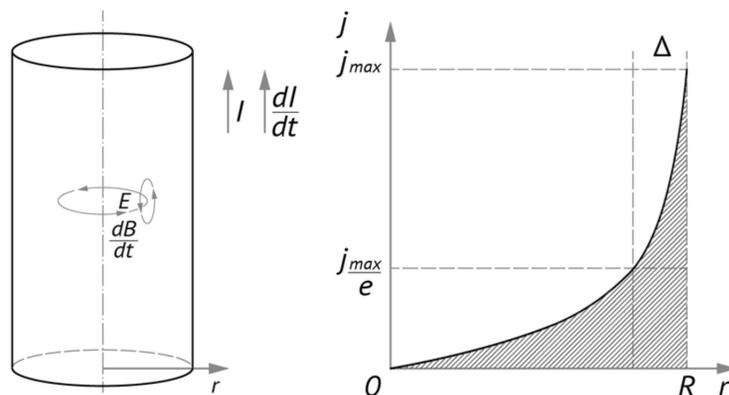


Рисунок 1.5 – Распределение плотности переменного тока по сечению проводника

В высокочастотном поле токи Фуко сосредотачиваются преимущественно в поверхностном «скин-слое», толщина которого Δ определяется:

$$\Delta = \sqrt{\frac{2}{\gamma \mu \omega}}, \quad (1.5)$$

где γ – удельная проводимость материала (1/Ом*м),

μ – магнитная проницаемость (Гн/м),

ω – частота (рад/с).

В результате отдельной проблемой является нагрев поверхностного слоя, непосредственно контактирующего с тканями. Для некоторых тазобедренных имплантов при применении последовательностей с активной работой градиентной системы нагрев прилегающих тканей пациента может достигать нескольких градусов [22].

Закон электромагнитной индукции Фарадея

Рассматривая взаимодействие металлоконструкций в теле пациента с электромагнитными полями МРТ, мы могли бы начать с основ физики протекающих процессов, уравнений Максвелла и введения соответствующего математического аппарата. Однако в рамках этой работы мы полагаем, что более актуальными будут вопросы, непосредственно относящиеся к практическому применению в клинике.

Говоря о нагреве токопроводящих объектов во время сканирования, мы уже упоминали возникновение электрического тока под действием радиочастотных и градиентных магнитных полей. В действительности же необходимым условием для этого является не наличие поля, а изменение потока.

Закон электромагнитной индукции Фарадея говорит о том, что при изменении магнитного потока Φ , протекающего через замкнутый контур, в этом контуре возникает электродвижущая сила – ЭДС (ε) [28]:

$$\varepsilon = - \frac{d\Phi}{dt}, \quad (1.6)$$

где Φ – поток магнитного поля B через контур площадью S ;
 t – время.

Значит, возникновение тока не зависит от причины изменения потока, который мог измениться из-за трансформации в пространстве или времени магнитного поля, а также из-за перемещения контура в пространстве.

Применительно к МРТ это означает, что ток (i , как следствие, нагрев) импланта может возникнуть при быстром перемещении его в пространстве. И чем быстрее движется объект в процедурной, тем больше будет величина индуцируемого тока.

Кроме того, движение пациента или персонала в магнитном поле с высокой скоростью может привести к проявлению магнитогидродинамического эффекта: головокружению, стимуляции периферической нервной системы по причине наведения той же ЭДС. Таким образом, можно рекомендовать в любой ситуации избегать «резких» движений в процедурной кабинета МРТ.

Вибрация

Возникающий в электропроводных элементах ток приводит не только к нагреву импланта. Мы знаем, что на проводник с током в магнитном поле действует сила. Поэтому, если поле постоянно меняется по направлению¹ (например, B_G), сила действует то в одну, то в другую сторону, приводя к вибрации.

МР-индуцированная вибрация отличается от типичной вибрации, характерной для нормальной активности пациента в обычной жизни. Воздействие же на ткани при этом может быть сопоставимо с таковым при установке импланта [29, 30], а в некоторых случаях даже привести к нарушению функционирования активного устройства (подробнее этот вопрос будет рассмотрен позже). Кроме того, пациент может испытывать некоторый дискомфорт и даже ощущать вибрацию как нагрев [31].

Отметим, что ввиду природы возникновения вибраций ИМИ, они стремятся к нулю в изоцентре ($dB/dt \rightarrow 0$) и максимальны при одновременном выполнении следующих условий:

- а) объект имеет большую проводящую поверхность;
- б) во время исследования градиентное магнитное поле изменяется в направлении, перпендикулярном поверхности импланта;
- в) имплант расположен в области с максимальным значением dB/dt (вблизи торца гентри).

По аналогии с ранее рассмотренными факторами риска, безопасным уровнем вибрации может считаться соответствующий таковому при нормальной активности пациента.

В практике можно ожидать минимального уровня вибраций, вызванных воздействием градиентных магнитных полей, при размещении металлического объекта в изоцентре (где разница магнитного поля при переключении B_G минимальна) или за пределами гентри томографа (где $B_G \rightarrow 0$).

Тем не менее вопросу возникновения вибраций при проведении МР-исследования зачастую не уделяется достаточного внимания. Так, ГОСТ 59093 [32] и ISO/TS 10974 [33] предполагают оценку потенциального воздействия лишь в отношении активных ИМИ, что, в первую очередь, обусловлено преимущественно небольшим поперечным сечением пассивных объектов.

Что делать? Строго соблюдать ограничения производителя. По возможности, располагать пациента так, чтобы металлический объект находился в изоцентре (если риск возникновения вибрации критичен по сравнению с другими факторами – как, например, для кардиостимуляторов).

¹ В действительности, корректнее говорить об изменении направления вектора индукции поля, как его комплексной характеристики. Но суть явления такова: проводник с током притягивается то в одну, то в другую сторону.

Функционирование имплантов

Следующим после поворота, смещения, нагрева и вибрации фактором риска принято считать нарушение функционирования активных имплантов. Так, стандарт ISO/TS 10974 приводит требования к испытаниям на МР-совместимость именно активных изделий. Однако с точки зрения безопасности пациентов целесообразно расширить данную категорию до функционирующих имплантов, то есть рассмотреть не только влияние МРТ на работу активных имплантов, но и на пассивные импланты с подвижными элементами, а также влияние работающего активного импланта на пациента.

Каждое изделие в данном контексте необходимо рассматривать индивидуально ввиду значительной вариабельности конструктивных решений. Более того, одним из распространенных подходов, позволяющих оценить влияние факторов МР-среды на тот или иной имплант, становится отдельное рассмотрение воздействия постоянного магнитного поля B_0 , РЧ-полей B_1 и градиентных полей B_G , а также их комплекса [23]. При этом можно использовать теоретические расчеты или моделирование полей разного типа в лабораторных условиях.

Рассмотрим наиболее критичные с точки зрения безопасности случаи (в следующих главах мы еще вернемся к данному вопросу применительно к некоторым конкретным наиболее распространенным типам активных имплантов). Нарушение функционирования (отказ или некорректная работа) активного импланта представляется одной из наиболее очевидных проблем и может быть вызвано непосредственным влиянием поля B_0 на такие чувствительные к этому элементы, как герконы в электрокардиостимуляторах, нарушением работы электроники из-за появления индуцированных токов или помех, а также, критичным нагревом [34]. Работа пассивных имплантов в некоторых случаях также может быть нарушена. Это касается таких изделий, как инфузионные помпы с активацией по температуре тела, изделия с замкнутыми проводящими контурами (антеннами), ферромагнитными пружинами и др. [23]. К той же категории можно отнести изделия с датчиками давления, которые могут быть активированы акустической волной МРТ.

В случае, если работа устройства была нарушена во время и восстановлена после окончания сканирования, следует выполнить дополнительную проверку корректности работы изделия через несколько дней после МРТ (это требование является обязательным при проведении испытаний ИМИ по ГОСТ 59093 или ISO/TS 10974, но может быть включено и в рекомендации по эксплуатации ИМИ [35]).

Артефакты на изображениях

Как правило, неоднородность магнитного поля, обусловленная влиянием металлоконструкций, приводит к возникновению артефактов на изображениях. Характер и величина таких артефактов в значительной степени зависят от объекта, его расположения, томографа, импульсной последовательности и многих других факторов. При этом наиболее объективно спрогнозировать данное негативное воздействие можно лишь методом фантомного моделирования, описанного в стандарте ASTM F2119 (при этом используется измерение площади или объема артефакта на изображении) [36].

Подробному описанию причин и методам подавления артефактов от металлоконструкций посвящена отдельная глава этой книги. На данном же этапе отметим, что, помимо изменения интенсивности, металлоконструкции в теле пациента могут привести к геометрическим искажениям и снижению эффективности жироподавления [37]. Кроме площади самого артефакта, все изображение претерпевает негативные изменения, а именно: снижаются отношение «сигнал/шум» и пространственная разрешающая способность, возрастают неоднородность и нелинейность, а также искажается толщина выделяемого среза [38].

Риск для персонала

Когда речь идет об МРТ и имплантах, в первую очередь предполагается наличие импланта у пациента. Однако не стоит забывать о возможности наличия металлоконструкций у других участников исследования. К группе потенциально высокого риска (ввиду того, что все внимание, как правило, сконцентрировано на пациентах) можно отнести сотрудников кабинета МРТ, других сотрудников медицинской организации и сопровождающих пациента, а также персонал сторонних обслуживающих организаций [39].

Факторы риска для указанной категории не отличаются от таковых для пациента, за исключением двух моментов. Во-первых, сотрудники могут подвергаться длительному воздействию электромагнитных полей и, хотя их негативное влияние не доказано, время этого воздействия, согласно СанПиН 1.2.3685 [40], должно быть ограничено. Во-вторых, в отличие от пациентов сотрудники и сопровождающие с большей вероятностью могут передвигаться по кабинету с высокой скоростью, попадая тем самым под действие быстро меняющегося магнитного поля. Рекомендации ICNIRP [41] формализуют требования к скорости движения с учетом параметров поля, но, с практической точки зрения, под безопасной скоростью подразумевается значение порядка 0,25 м/с [26]. Для сравнения: скорость движения стола пациента составляет порядка 2,5 см/с, в то вре-

мя как скорость движения рентгенолаборанта по кабинету может достигать более 1 м/с.

Чтобы оценить воздействие постоянного и изменяющихся во времени (например, градиентного) магнитных полей, проводились экспериментальные [42–44] и модельные исследования [45]. Кроме того, были и работы, в которых изучалась частота встречаемости прямых эффектов у персонала [42]. Их результаты показали, что у медицинских работников действительно бывают жалобы на временное возникновение некоторых неприятных симптомов при нахождении в постоянном магнитном поле. В большинстве случаев отмечались головокружения и металлический привкус во рту – 6% и 2% смен соответственно. При этом их число было напрямую связано с величиной индукции магнитного поля.

В другом исследовании удалось обнаружить статистически значимую разницу между числом сообщений о головных болях у работников кабинета МРТ и контрольной группы [43]. То же относится к проблемам со сном в этих группах: достоверно чаще они возникают у персонала кабинетов МРТ. Кроме того, значительно чаще влияли на персонал (по сравнению с контрольной группой) миалгии, тахикардия, чрезмерная усталость, проблемы с концентрацией внимания, нервозность и боли в спине [43].

Примерами косвенных инцидентов, связанных с персоналом, стали случаи в кабинете МРТ, внесенные в базу FDA (Food and Drug Administration – Управление по санитарному надзору за качеством пищевых продуктов и медикаментов США). Так, в 2016 году инженер обсуживающей организации получил тяжелые ожоги при заполнении системы гелием. Также описаны несколько случаев, связанных с ремонтными работами или монтажом оборудования, в результате которых инженеры получали средние и тяжелые повреждения из-за притягивания металлических деталей к магниту. Заслуживает внимания и случай, произошедший в 2015 году во время пожара в одном из медицинских центров США. Несмотря на многочисленные предупреждения один из сотрудников, тушивших пожар и проверявших помещения, зашел в комнату сканирования кабинета МРТ с огнетушителем и получил повреждения, так как тот резко притянулся к магниту. Все эти факты подтверждают необходимость ознакомления с правилами безопасности как непосредственно сотрудников кабинета МРТ, так и персонала других подразделений. При этом им следует обращать внимание на критическую важность соблюдения этих правил.

Прочие риски

Стоит отметить и иные риски, связанные с наличием металлоконструкций в теле пациента. В случае, если электропроводящий объект находится в непосредственном контакте с тканями пациента, существует потенциальный риск

нервной стимуляции электрическими токами, которые появляются из-за градиентных магнитных полей и РЧ-импульсов.

Также надо обратить внимание и на звуковое воздействие. Чувствительность некоторых активных имплантов к звуковому давлению создает потенциальную опасность того, что их функционирование может быть нарушено [46]. Несмотря на то, что на сегодняшний день не зафиксированы соответствующие прецеденты, существует теоретическая вероятность нарушения работы МРТ из-за воздействия ИМИ, излучающего РЧ-энергию. Это, несомненно, надо иметь в виду.

Резюме

Мы должны помнить, что импланты могут нагреваться, смещаться, вибрировать, ломаться, вызывать артефакты на изображениях, даже оказывать стимулирующий эффект на мышечную или нервную ткань. Поэтому, если **достоверные сведения об объекте отсутствуют**, то решение вопроса о возможности проведения МРТ переходит в категорию научно-прикладного исследования и должно основываться на анализе составных частей, всех возможных типов воздействия и опыте проведения исследований с аналогичными изделиями. В рутинной же практике наиболее корректным решением будет **отказ от проведения МРТ**.

Глава 2.
АРТЕФАКТЫ
ОТ МЕТАЛЛОКОНСТРУКЦИЙ

Как только вы изучили документы об МР-совместимости и пришли к однозначному решению, что пришедшему пациенту с имплантом сделать исследование можно, перед вами встает еще одна проблема — как сделать это исследование так, чтобы оно получилось достойного качества и имело клиническую значимость? Особенно, если имплант находится непосредственно в зоне сканирования. Любой врач-рентгенолог не раз на практике сталкивался с наличием артефактов от металлоконструкций, которые вносили такие корректировки в изображение, что его интерпретация становилась невозможной. Поэтому в данной главе мы обратимся к весьма болезненному порой вопросу получения качественных МР-изображений, а именно — к подавлению артефактов.

Мы рассмотрим причины появления артефактов от имплантов в МРТ и постараемся обоснованно сформулировать возможные пути их подавления. К сожалению, на сегодняшний день в данном вопросе не существует «универсальной пилюли», и на практике приходится применять различные подходы с поиском оптимального соотношения качества изображений и затраченного на исследование времени.

Итак, как мы помним, метод МРТ основывается, по своей сути, на регистрации отклика протонов, находящихся в молекулах тканей организма, на воздействие магнитных полей. Изображение при этом строится на основании регистрации этого отклика. Появление в зоне сканирования (или вблизи нее) инородного ферромагнитного объекта приводит к нарушению однородности как постоянного (B_0), так и переменных — радиочастотных (B_1) и градиентных (B_G) полей. В результате искажается либо сам сигнал, либо его пространственное положение, что приводит к возникновению артефактов: ложному или искаженному отображению анатомических структур, а в некоторых случаях, — потере сигнала. На рисунке 2.1 представлены примеры МР-изображений пациентов с металлоконструкциями.

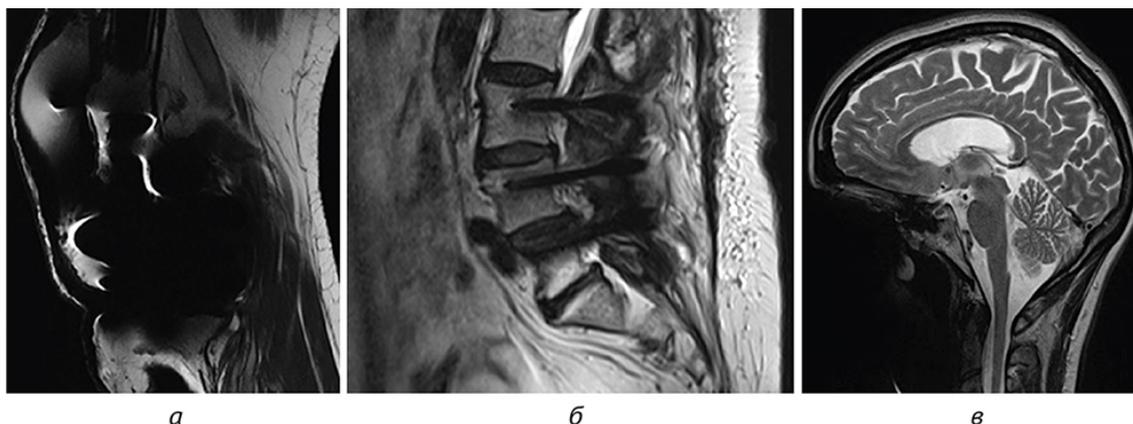


Рисунок 2.1 – Примеры артефактов от металлоконструкций на МР-изображениях: а – T1 ВИ коленного сустава в сагиттальной плоскости у пациента после тотального эндопротезирования; б – T2 ВИ пояснично-крестцового отдела позвоночника в сагиттальной плоскости с наличием транспедикулярной фиксации сегмента L3-L5; в – T2 ВИ пациента с брекет-системой в полости рта в сагиттальной плоскости

Подобные искажения изображений могут стать причиной невозможности как качественной, так и количественной оценки рентгенологом области интереса. Но практика показывает, что в большинстве случаев качество изображений можно значительно улучшить с помощью корректировки протокола сканирования, утя при этом особенности конкретного металлического объекта и диагностической задачи.

Степень влияния металла на качество изображения зависит от многих факторов: например, материала объекта, его размеров, положения в теле, области сканирования, применяемых ИП, радиочастотных катушек, параметров аппарата и др. Использование в качестве материала импланта керамики или пластика приводит к меньшим артефактам по сравнению с конструкциями, содержащими нержавеющую сталь или другие металлы [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 2.2 изображена конфигурация артефактов, характерная для тех или иных материалов и сплавов в зависимости от применяемых ИП в МРТ [47].

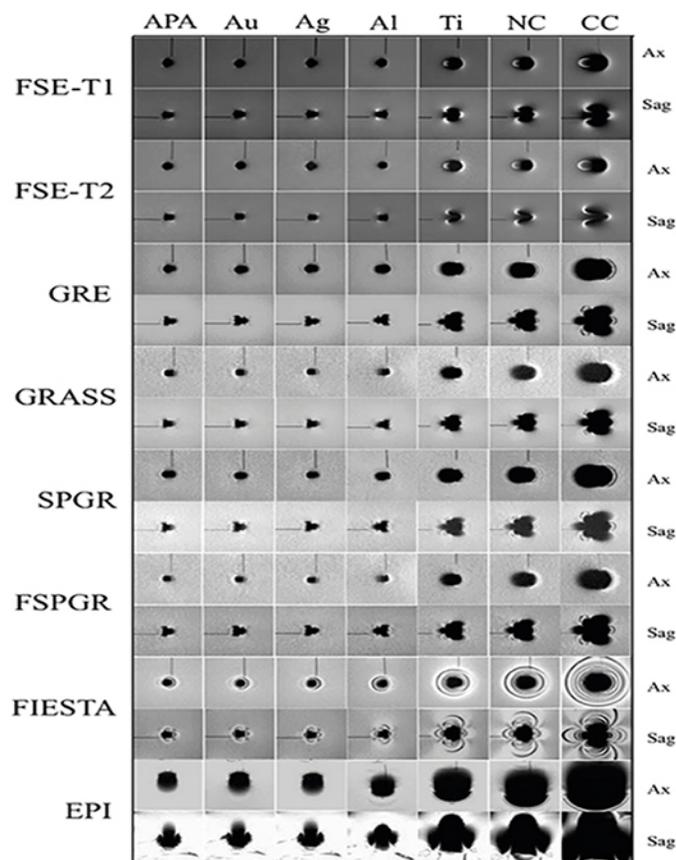


Рисунок 2.2 – Таблица зависимости конфигурации артефактов от материала/сплава импланта. APA, сплав золота с палладием и серебром; Au, сплав золота типа IV; Ag, сплав серебра; Al, алюминий; Ti, титан; NC, никель-хромовый сплав; CC, кобальт-хромовый сплав; FSE-T1, T1-взвешенная спин-эхо-импульсная последовательность; 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, эхо-планарная визуализация; GRE – градиент-эхо-импульсная последовательность; SPGR – спойлинг-градиент-эхо-импульсная последовательность [47]

Перед тем, как сформулировать методологию подавления артефактов от металлоконструкций, рассмотрим конкретные причины их возникновения.

Причины возникновения артефактов

Потеря сигнала

Вблизи некоторых ферромагнитных объектов локальная неоднородность магнитного поля может стать причиной быстрой дефазировки и некогерентности спинов, а также выхода частоты прецессии протонов в зоне интереса за пределы полосы пропускания приемника. На изображении это проявляется как темная зона вокруг имплантата (рис. 2.3).

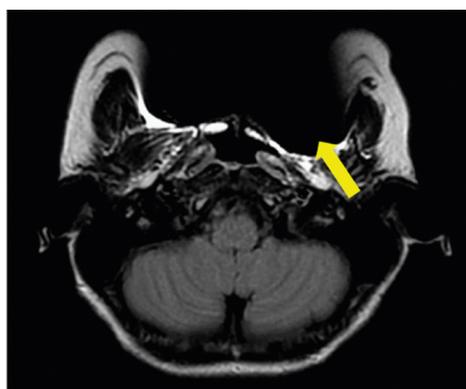


Рисунок 2.3 – МРТ головного мозга, T2 FLAIR, аксиальная плоскость сканирования: артефакты потери сигнала (стрелка), вызванные наличием металлических конструкций (брекетов) в полости рта

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 также как геометрическое искажение (рис. 2.4) [48].

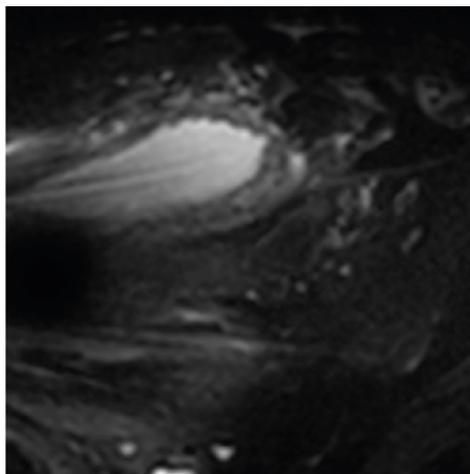


Рисунок 2.4 – МРТ органов малого таза, DWI, аксиальная плоскость сканирования: артефакты геометрического искажения, вызванные наличием металлических конструкций (эндопротеза) правого тазобедренного сустава

Некорректное подавление сигнала от жира и воды

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 B_0 смещает пиковые значения жира в сторону частотно-специфического импульса насыщения, что приводит к невозможности подавления жира [4]. На рисунке 2.5 показано, как из-за установленных транспедикулярных винтов не работает функция подавления сигнала от жира.

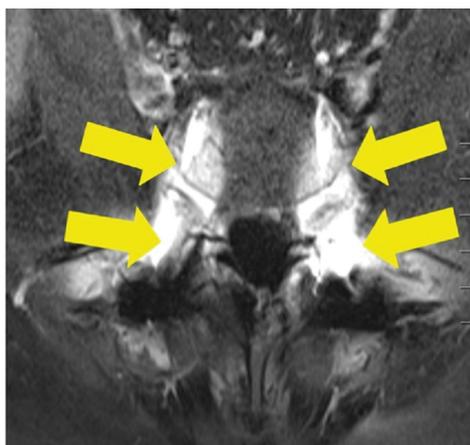


Рисунок 2.5 – МРТ поясничного отдела позвоночника, T1-ВИ с жироподавлением, аксиальная плоскость сканирования. Нарушение жироподавления (стрелки) на фоне состояния после транспедикулярной фиксации

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. 2.6).

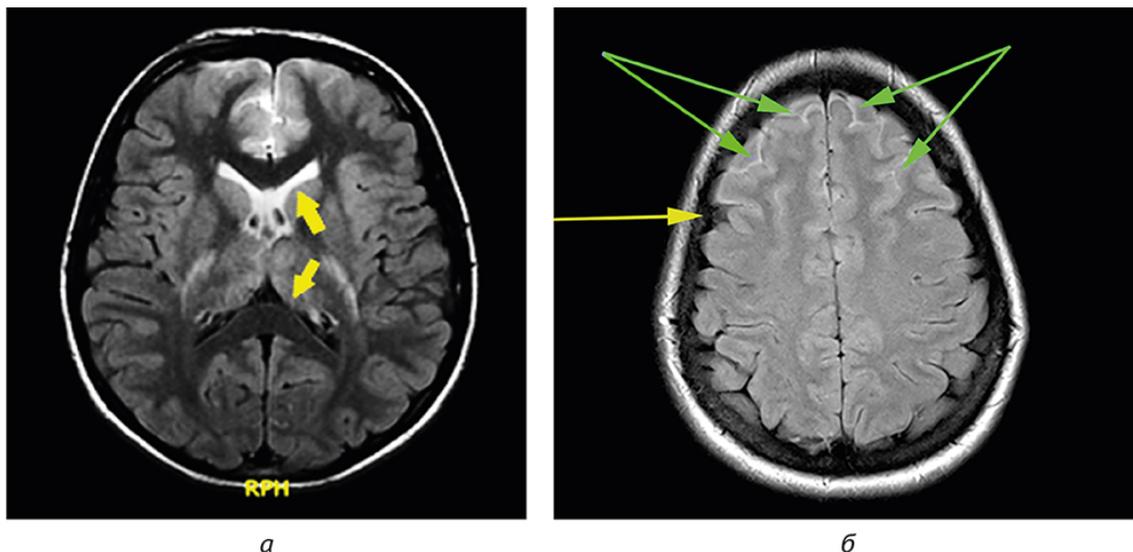
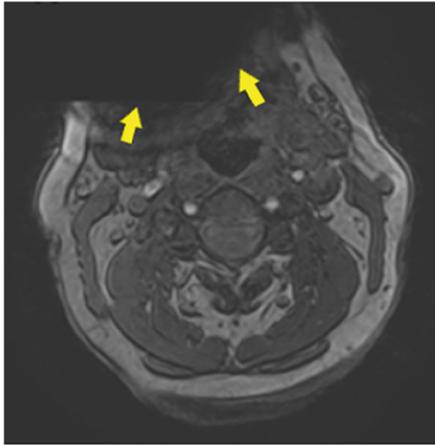
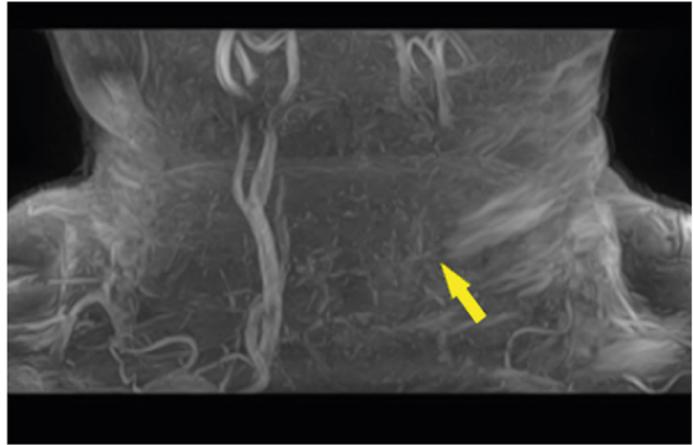


Рисунок 2.6 – МРТ головного мозга, имеется металлоконструкция ЧЛО, FLAIR ИП в аксиальной плоскости: некорректная работа технологии подавления сигнала от воды: а – гиперинтенсивный сигнал от ликвора в передних рогах боковых желудочков по сравнению с задними рогами (желтые стрелки); б – двусторонний гиперинтенсивный сигнал от ликвора в проекции лобной доли (зеленые стрелки), желтая стрелка – подавленный сигнал от ликвора

На рисунке 2.7 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 времяпролетной ангиографии (3D Time of Flight, ToF).



а



б

Рисунок 2.7 – МР-ангиография сосудов шеи в режиме 3D ToF: а – аксиальный срез; б – MIP-реконструкция

Подавление артефактов

Подавление артефактов от металлоконструкций предполагает целый комплекс мероприятий, включающий изменение протокола сканирования и настройку параметров импульсных последовательностей в зависимости от вида возникающих искажений изображения. Такой подход мы будем называть «ручным» (потому что есть и «автоматические» методы – программные, но о них мы поговорим позже).

Основные подходы к ручному подавлению артефактов приведены в таблице 2.1. Их можно применять на любом МР-томографе, однако для практического использования следует заранее сформировать протоколы (при необходимости привлекая аппликатора и/или медицинского физика).

Таблица 2.1 – 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

На сегодняшний день для большинства производителей МРТ характерна опциональная поставка программного обеспечения для подавления артефактов, поэтому наиболее актуальным становится применение ручных методов. С них и начнем.

«Ручные методы» подавления артефактов

Хотя выбор аппарата сложно назвать методом подавления, важно отметить, что неоднородность магнитного поля, вызванная наличием металла, прямо пропорциональна величине индукции. Поэтому томографы с полем 1,5 Тл и меньше

с этой точки зрения более предпочтительны в сравнении с аппаратами 3 Тл [37], [49]. На рисунке 2.8 представлен пример проявления артефактов от имплантов тазобедренных суставов на томографах с разной индукцией магнитного поля [50].

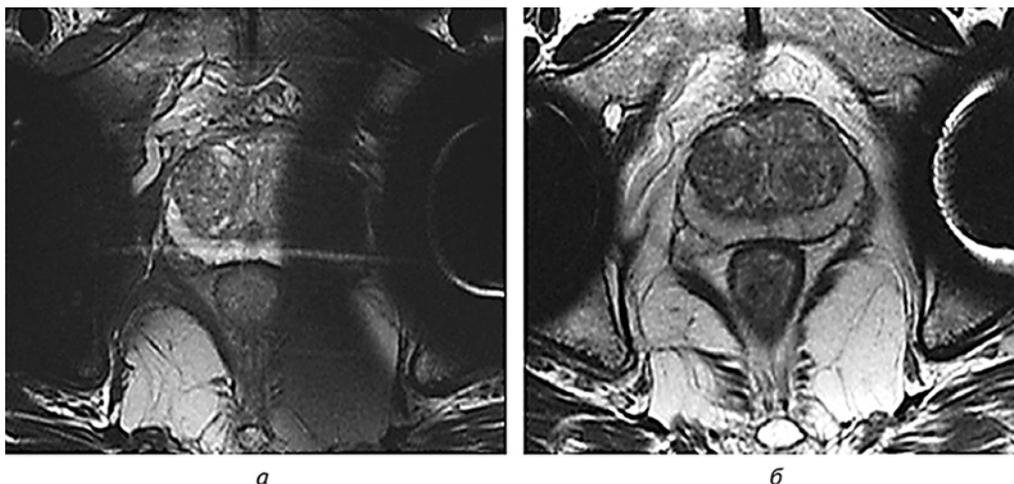


Рисунок 2.8 – МРТ предстательной железы у пациента после двустороннего тотального эндопротезирования тазобедренных суставов; а – на томографе 3 Тл; б – на томографе 1,5 Тл

Преимущество томографа с полем 1,5 Тл в данном примере очевидно. Но заранее отметим, что когда речь идет о программных алгоритмах подавления артефактов от металла (MAR – Metal Artefact Reduction), на томографе с большей индукцией можно получить изображения лучшего качества, так как чем выше отношение «сигнал/шум» (SNR) изображений (3 Тл по сравнению с 1,5 Тл), тем более детальное изображение мы можем получить с помощью MAR. Подробнее об этих алгоритмах – в разделе «Программные решения для коррекции артефактов».

Выпадение сигнала в виде характерного «облака» низкой интенсивности, окружающего металлический протез, опосредуется T2-дефазированием. Применение импульсных последовательностей на основе спинного эха позволяет эффективно снижать артефакты, используя 180°-импульс с ультракоротким временем эха (TE). Таким образом, последовательности на основе спинного эха обеспечивают своевременное перефокусирование дефазирующих спинов и уменьшение степени затухания T2-дефазирования, тем самым снижая потерю сигнала [51].

На рисунке 2.9 для наглядной демонстрации разницы работы импульсных последовательностей представлены временные диаграммы спинного и градиентного эха.

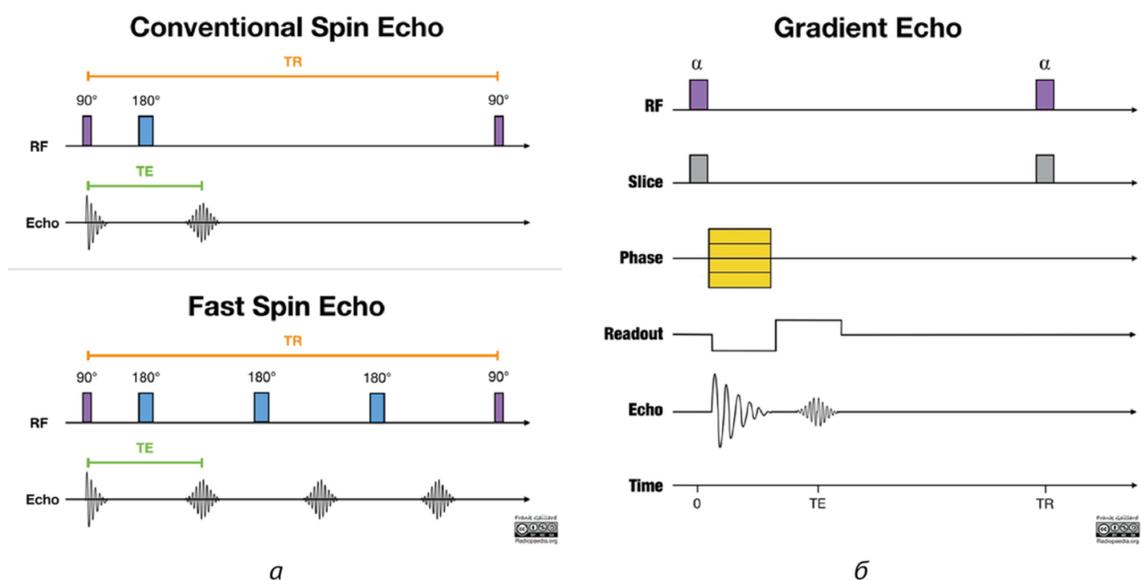


Рисунок 2.9 – Временные диаграммы импульсных последовательностей спинового (а) и градиентного (б) эха. Схемы с сайта: URL:<https://radiopaedia.org>¹ (дата обращения: 24.03.2020)

Чтобы уменьшить искажения на изображениях, также можно использовать последовательности спинового эха, быстрого спинового эха или турбоспинового эха. На рисунке 2.10 представлены примеры, демонстрирующие преимущества применения спинового эха по сравнению с градиентными эхо-последовательностями: появляется возможность оценить линию перелома и прилежащую область.

¹ <https://ridero.ru/link/YICfFOGPqWTTjN>

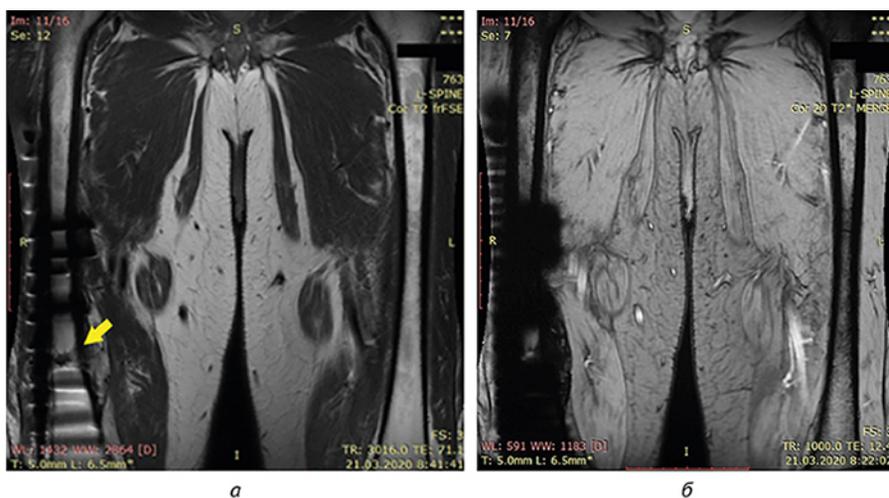


Рисунок 2.10 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости вследствие перелома (стрелочка) диафиза правой бедренной кости: а – корональная плоскость сканирования T2 ВИ на основе спинного эха (FSE); б – корональная плоскость сканирования T2 ВИ на основе градиентного эха (GRE)

Примечание: в случае, если необходимо оценить состояние мышечной ткани или сухожилий, можно порекомендовать незначительно снизить значение TE (на 7–10 мс), чтобы снизить сигнал от жидкости и «выделить» целевые области.

Ввиду того, что пространственные ошибки регистрации не оказывают влияния на фазовое кодирование, пользователь может поменять направления фазового и частотного кодирования, чтобы сместить артефакты в направлении, в котором искажение не перекрывает область интереса. Этот подход следует применять индивидуально для каждого пациента в зависимости от цели исследования.

Импульсные последовательности класса спинного эха можно также оптимизировать за счет увеличения полосы пропускания приемника (bandwidth). Увеличение ширины полосы приемника дополнительно приводит к улучшению резкости контура, но также и к снижению SNR.

На рисунке 2.11 представлено схематическое изображение коррекции смещения сигнала с помощью увеличения полосы пропускания приемника.

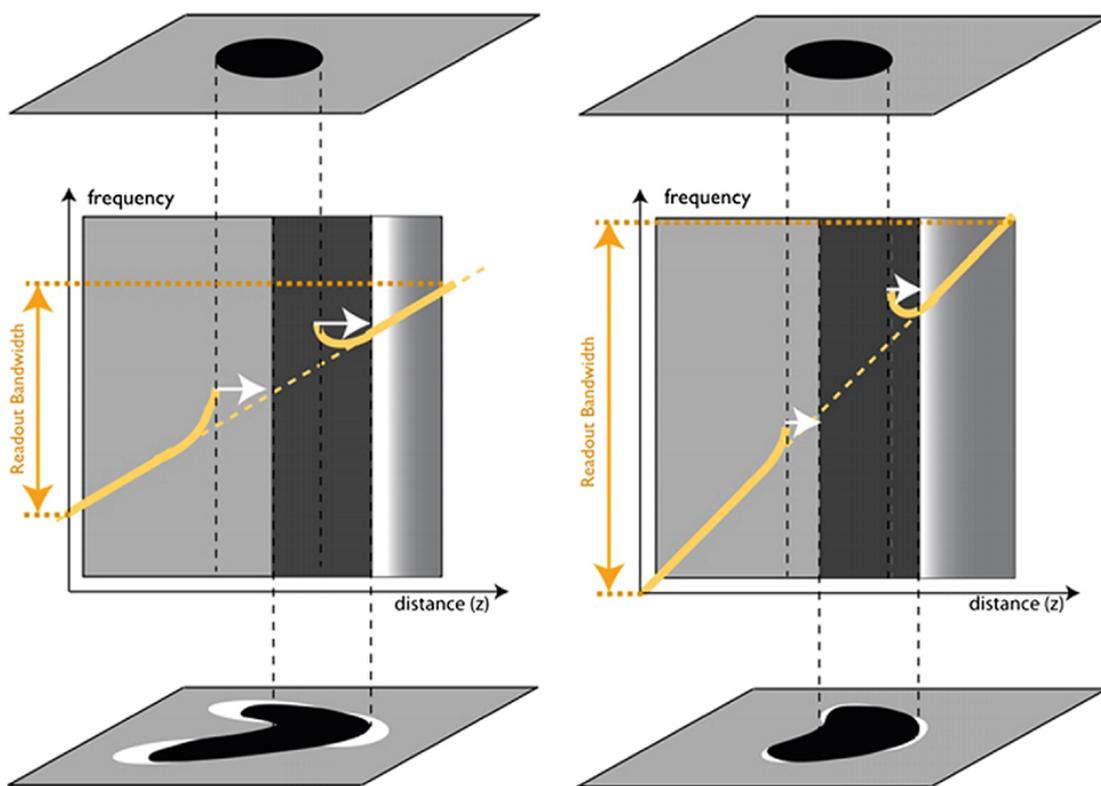


Рисунок 2.11 – Коррекция смещения сигнала с помощью увеличения полосы пропускания приемника [48]

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). Еще раз отметим, что при этом будет снижено значение SNR.

Пространственная неоднородность магнитного поля вблизи металлического объекта приводит к некорректной регистрации положения прецессирующих протонов. На МР-изображениях это проявляется как геометрическое искажение. Подобный эффект можно частично сгладить уменьшением толщины срезов. Но следует учитывать, что в результате будет увеличено общее время сканирования и снижено значение SNR.

Рисунок 2.12 демонстрирует возможности оптимизации МР-протокола для пациентов с металлоконструкциями с помощью последних двух подходов.

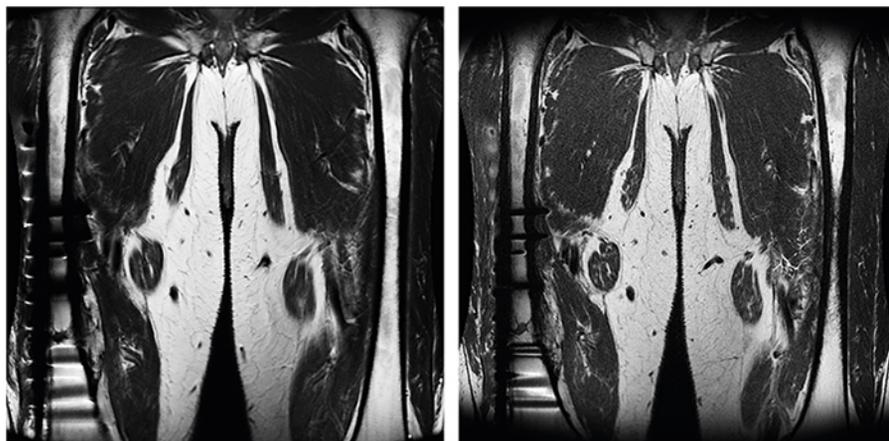


Рисунок 2.12 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра, корональная плоскость сканирования, индукция магнитного поля 3 Т. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости (вследствие перелома диафиза правой бедренной кости) при различной ширине полосы пропускания приемника 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.

Аналогичный снижению толщины среза эффект обеспечивает и **увеличение размера матрицы**. При этом уменьшается размер вокселя и, как следствие, снижается влияние потери внутривоксельного сигнала. Изменение этого параметра импульсной последовательности следует применять в качестве дополнения к вышеперечисленным подходам.

Снижение поля обзора (Field of View – FOV) 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 (рис. 2.13).

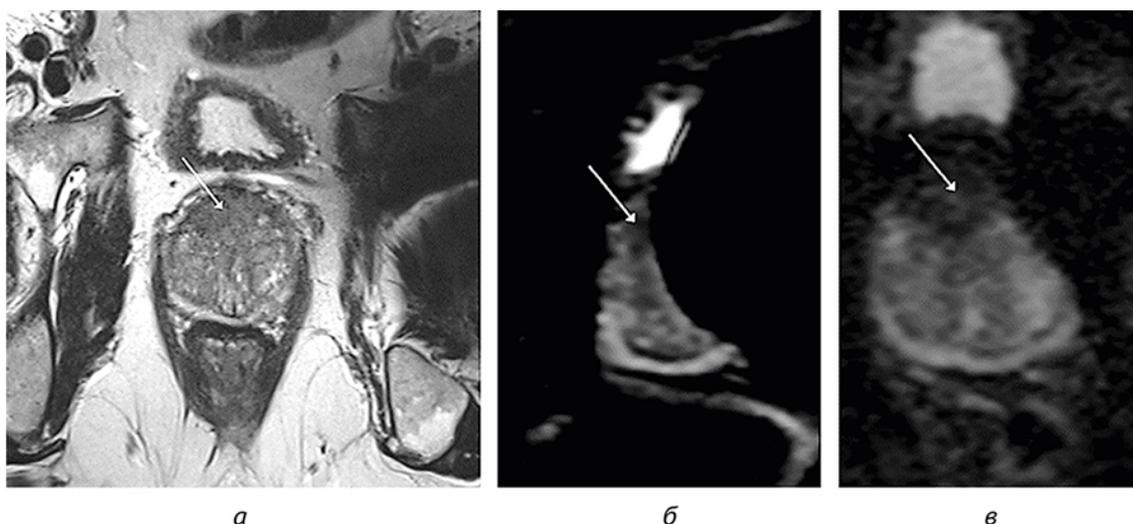


Рисунок 2.13 – МРТ предстательной железы у пациента с эндопротезом левого тазобедренного сустава, аксиальная плоскость сканирования. Отмечается артефакт от левого тазобедренного сустава; а – T2 ВИ; б – ИКД карты (EP-DWI); в – ИКД карты (rFOV DWI) [52]

В примере выше на T2-ВИ-изображениях прослеживается гипоинтенсивный участок в транзитной зоне (TZ) справа, отмечен белой стрелкой (рис. 2.13, а). При построении ИКД карты визуализация предполагаемого патологического участка затруднена из-за артефакта от эндопротеза левого тазобедренного сустава (рис. 2.13, б, белая стрелка). ИКД карты с уменьшенным FOV менее подвержены влиянию артефактов искажения и потере сигнала и, как следствие, значительно лучше визуализируют зону интереса (рис. 2.13, в).

Обычно используемая опция жироподавления Fat Saturation (FatSat) достаточно чувствительна к неоднородности магнитного поля и по этой причине практически не работает при наличии у пациента металлоконструкций в области интереса. В связи с этим, если необходимо получить изображение с применением технологии подавления сигнала от жира, то рекомендуется использовать последовательность Short Tau Inversion Recovery (STIR) – инверсия-восстановление с коротким временем релаксации T1.

Таблица 2.2 – Сравнение методов жироподавления

	FatSat	STIR
Краткая характеристика	Частотно-селективная методика жироподавления. Основана на разнице частот жира и воды	Основана на последовательности «инверсия/восстановление», на разнице времени релаксации жира и воды
Преимущества	Хорошая тканевая контрастность/ разрешение Многоуровневая тканевая контрастность (T1, T2 и PD ВИ)	Стабильна при неоднородности в B_0
Недостатки	Восприимчива к неоднородностям B_0 и B_1	Восприимчива к неоднородностям B_1 Низкий SNR Невозможно дополнять контрастным усилением

Примеры использования FatSat и STIR, а также наблюдаемые отличия их применения в присутствии металла представлены на рисунке 2.14.

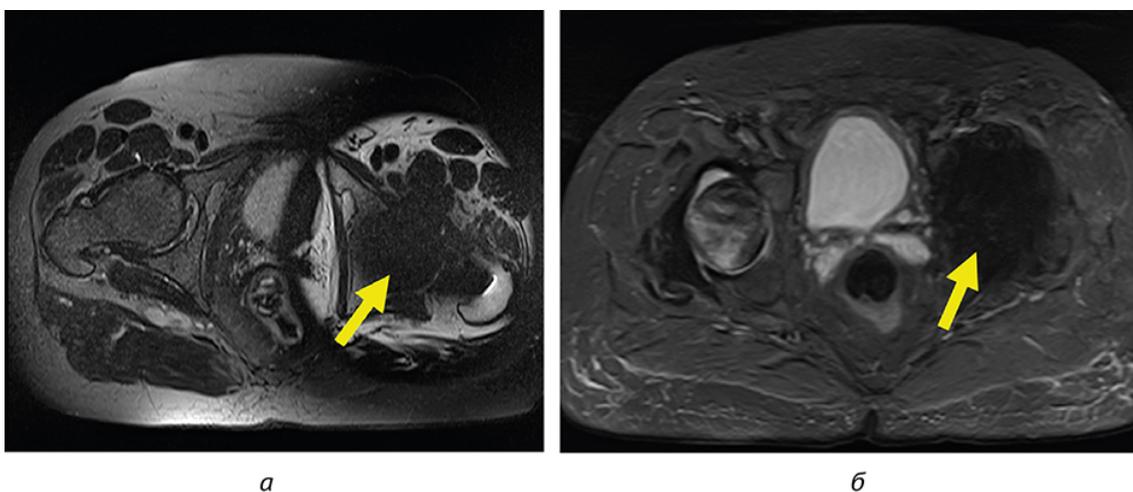


Рисунок 2.14 – МР-томограммы малого таза, аксиальная плоскость сканирования, левый тазобедренный сустав после тотального эндопротезирования (стрелки): а – применение последовательности FatSat; б – использование STIR-импульсной последовательности

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 [53]. Недостатками Dixon являются остаточные

артефакты на границе «металл/кость» и более продолжительная реконструкция.

На рисунке 2.15 представлены МР-изображения пациента после металлостеосинтеза бедренной кости с использованием метода Dixon.

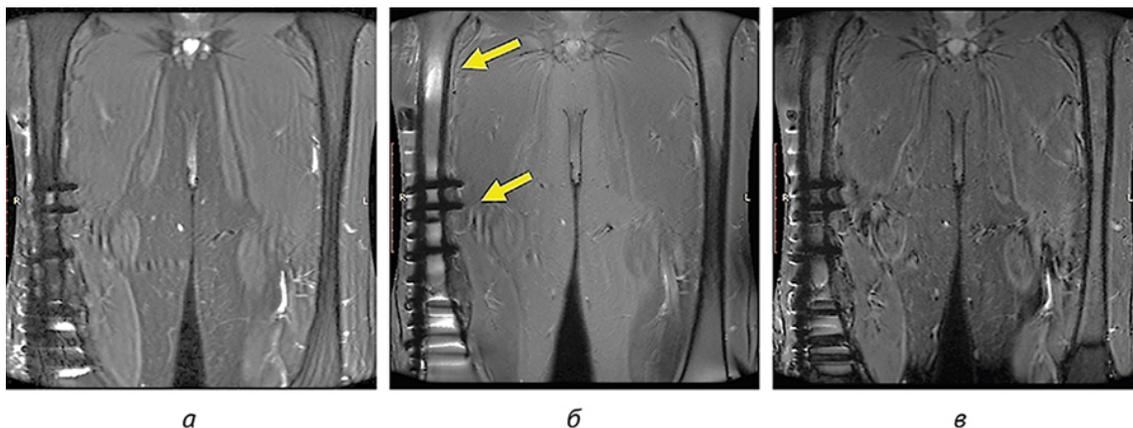


Рисунок 2.15 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра, корональная плоскость сканирования, индукция магнитного поля 3 Т. Состояние после металлостеосинтеза диафиза правой бедренной кости (вследствие перелома диафиза правой бедренной кости). Работа технологии Dixon: а – T2-ВИ Dixon; б – T2-ВИ 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 удастся получить томограммы выбранной взвешенности с жироподавлением и без него. Также, в отличие от STIR, Dixon можно применять с контрастным усилением.

Еще одним способом подавления артефактов магнитной восприимчивости можно назвать **параллельный сбор данных** (Parallel Imaging). Это метод сбора данных, позволяющий ускорить сканирование за счет сокращения числа фазокодирующих импульсов. При этом повышается информативность изображений, но снижается значение SNR, и возможно появление aliasing-артефактов (артефактов «сглаживания», которые приводят к отображению пространственной карты на противоположную сторону изображения).

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-про-

странство, а только потом определяются коэффициенты взвешенности для разных катушек. Такой подход позволяет избежать появления aliasing-артефактов, характерных для, например, SENSE [54].

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

Последнее место (но не по значимости) в нашем списке занимают методы, основанные на альтернативных способах заполнения k-пространства (недекартово заполнение k-пространства). Большинство производителей имеют собственные торговые названия ИП, основанных на этом 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 2.16 представлен пример применения PROPELLER для повышения качества диффузионно-взвешенных изображений.

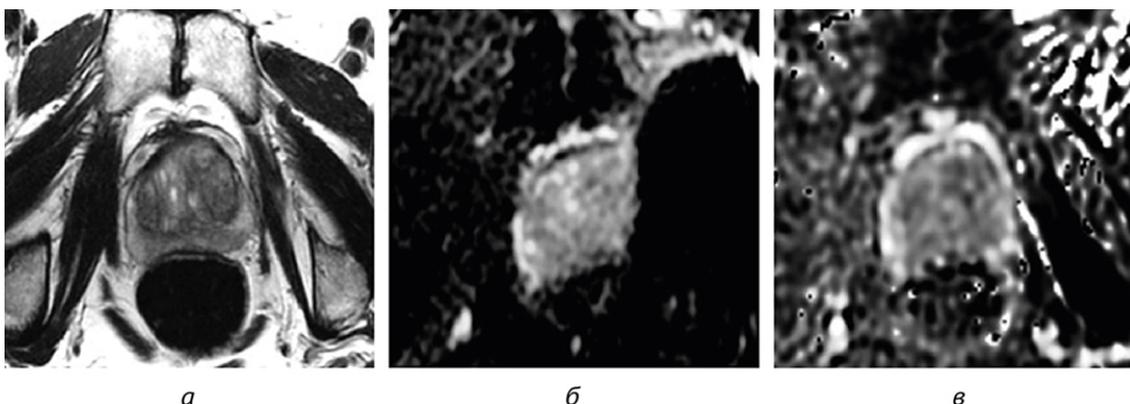


Рисунок 2.16 – МРТ предстательной железы у пациента с эндопротезом левого тазобедренного сустава, аксиальная плоскость сканирования, с применением PROPELLER на томографе 1,5 Тл: а – T2 ВИ; б – ИКД карты (EP-DWI); в – ИКД карты из PROPELLER-DWI [50]

У 71-летнего пациента на T2 ВИ артефакт от эндопротеза левого тазобедренного сустава не визуализируется на исследуемом уровне (рис. 2.16, а), в то время как на ИКД-картах (EPI-DWI) – более чувствительной последовательности – отмечаются выраженные искажения (рис. 2.16, б). При использовании другого режима сканирования (PROPELLER-DWI) отмечается значительное снижение площади артефакта (рис. 2.16, в).

Этот же подход актуален для случаев, когда в режиме T2 FLAIR из-за наличия металлоконструкций в области сканирования не происходит подавления сигнала

ла от ликвора [55]. Применение PROPELLER позволяет снизить влияние металла на изображение (рис. 2.17).

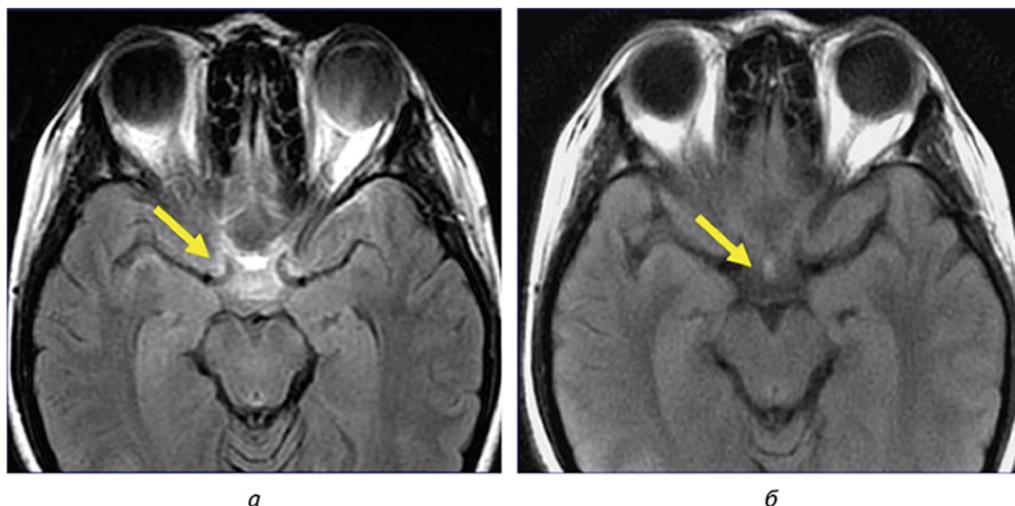


Рисунок 2.17 – МРТ головного мозга, имеется металлоконструкция ЧЛО, в аксиальной плоскости: а – T2 FLAIR ИП, определяется артефакт некорректной пространственной регистрации (желтая стрелка); б – PROPELLER FLAIR, отмечается снижение артефактов в проекции базилярной артерии после использования PROPELLER FLAIR [56]

Описанные выше методики могут применяться на любом МР-томографе и в комбинации помогут обеспечить значительное снижение площади артефакта и, как следствие, повысят диагностическую ценность.

Программные решения для коррекции артефактов

Помимо корректировки рутинного протокола исследования, решить задачу визуализации пациентов с имплантами помогут готовые программные продукты, предназначенные 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 программным обеспечением для постобработки.

Одним из первых решений подавления артефактов в плоскости изображения можно считать метод View Angle Tilting (VAT), представленный в 80-х годах прошлого века. Его работа основывается на включении дополнительного градиентного импульса в момент считывания сигнала, что позволяет значительно снизить влияние неоднородности магнитного поля, но 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).

Методика SEMAC использует одну частоту и включает дополнительный градиент фазового кодирования, перпендикулярный оси Z, перед считыванием. Далее протоны суммируются в той же фазе, и таким образом минимизируется смещение сигнала в плоскости [57].

Технология SEMAC основана на двумерной последовательности быстрого (турбо) спинового эха (2D TSE), где каждый срез дополнительно кодируется по фазе в третьем измерении. Данное дополнительное фазовое кодирование осуществляется посредством дублируемых (перекрывающихся) объемов, полученных при дискретных сдвигах частоты. Следовательно, предоставляется информация о том, как эффекты магнитной восприимчивости металла исказили первоначальный профиль среза. Далее с помощью реконструкции происходит коррекция сигналов, смещенных перпендикулярно плоскости изображения [58].

Технология MAVRIC является программным обеспечением для сбора данных и постобработки в системах MPT GE 1,5 и 3,0 Тл (программа одобрена FDA в декабре 2012 года).

По сравнению с SEMAC, технология MAVRIC основана на трехмерной последовательности быстрого спинового эха (3D Fast Spin Echo) и использует запатентованное частотно-избирательное возбуждение и мультиспектральное считывание (в отличие от методики SEMAC, где используется одна частота). Также метод включает в себя алгоритм постобработки для удаления размытия изображений при реконструкции. При помощи этого, как уверены разработчики, сохраняется превосходное значение SNR и не искажается изображение.

Технология MAVRIC снижает артефакты как в плоскости, так и через срез. В процессе работы используется частотно-избирательное возбуждение (а не возбуждение среза), ограничивающее диапазон смещения частоты, отображаемый за один раз [51]. Последующее стандартное считывание 3D-изображений обычно использует последовательности спин-эха [58].

Одним из основных недостатков последовательности MAVRIC является отсутствие выбора среза. Поэтому, чтобы избежать наложения на плоскости, необходимо полное трехмерное объемное кодирование или применение поверхностных катушек, когда это возможно.

Следует отметить, что эффективность подобных решений в значительной степени зависит от применяемых РЧ-катушек, что приводит к снижению каче-

ства изображения в таких областях, как плечо или бедро. Для решения этой 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 будут выполнены сканирование с применением нескольких ИП (например, STIR, T1, T2 и PD) и постобработка изображений.

На рисунках 2.18–2.20 представлены примеры, демонстрирующие эффективность описанных технологий в сравнении с традиционными методами визуализации.

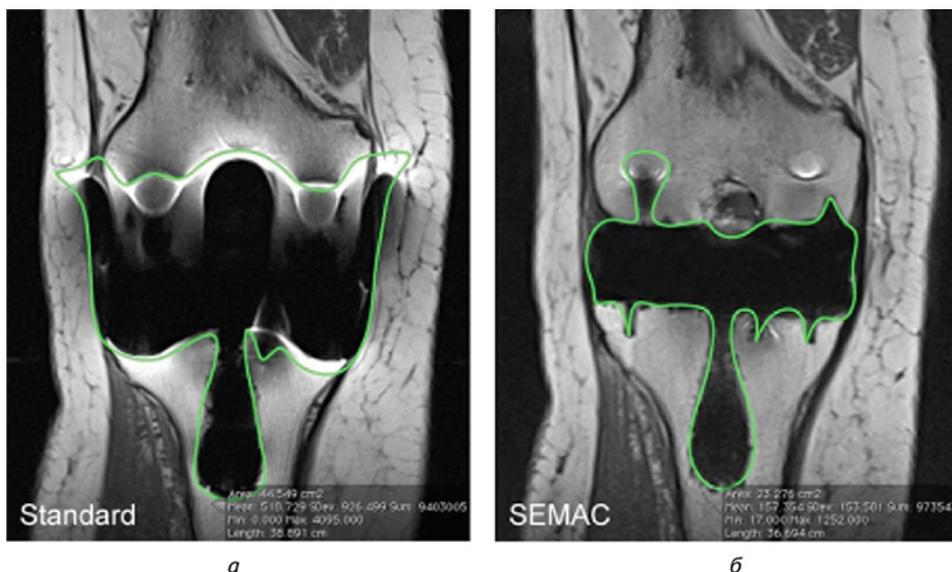


Рисунок 2.18 – МР-томограммы коленного сустава после тотального эндопротезирования, T1 ВИ, корональные плоскости: а – без SEMAC; б – с использованием SEMAC. Применение SEMAC позволило снизить площадь артефакта выпадения сигнала в два раза и улучшить визуализацию латерального и медиального мышечелков [59].

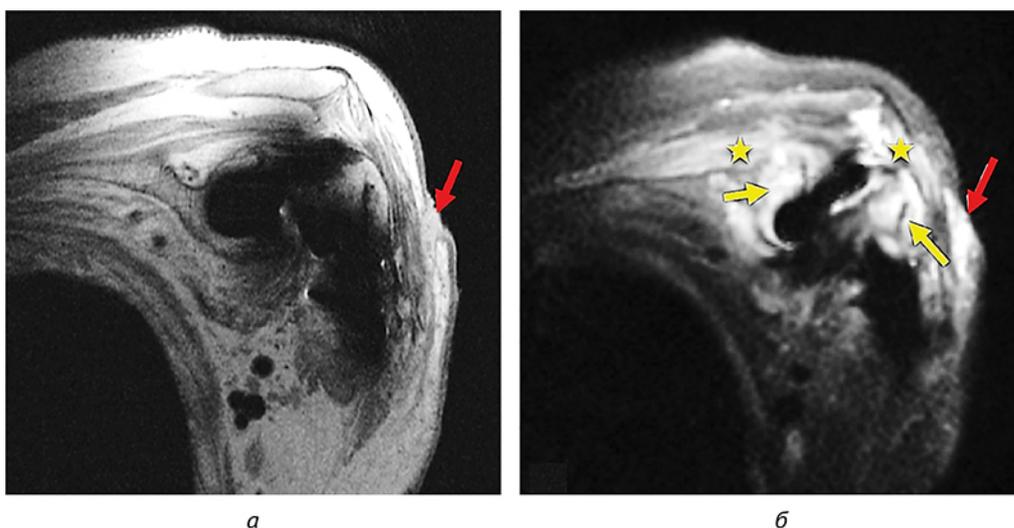


Рисунок 2.19 – МР-томограммы плечевого сустава у пациента после тотальной артропластики, косокорональные плоскости: а – PD WI, без MAVRIC; б – MAVRIC IR. Использование MAVRIC позволило улучшить визуализацию перипротезного отека (желтые стрелки) и отека мягких тканей с вовлечением надостной и дельтовидной мышц (звездочки). Также определяется наличие свищевого хода (красные стрелки) [60]

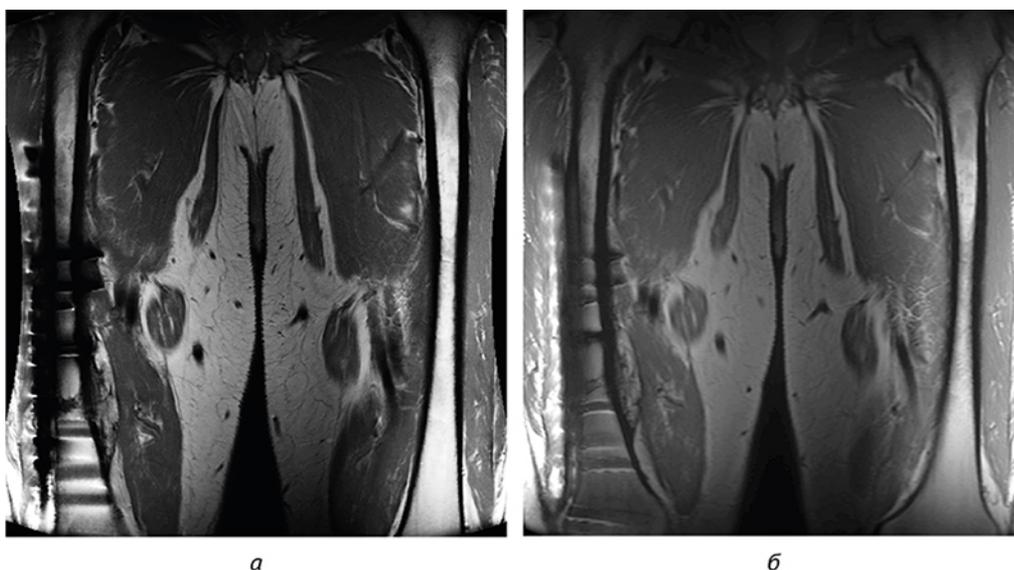


Рисунок 2.20 – МР-томограммы нижних конечностей в области бедра. Состояние после металлоостеосинтеза диафиза правой бедренной кости (вследствие перелома диафиза правой бедренной кости): а – корональная плоскость сканирования PD FSE WI без MAVRIC; б – корональная плоскость сканирования PD MAVRIC-SL. Пример демонстрирует эффективность применения MAVRIC SL – 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 выше. 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.

Резюме

Основные причины возникновения артефактов:

- потеря сигнала;
- некорректная пространственная регистрация;
- некорректное подавление сигнала от жира и воды.

При этом почти все встречающиеся артефакты от металлоконструкций можно в той или иной степени минимизировать. Вот основные подходы к подавлению:

- 1,5 Тл вместо 3,0 (кроме программных методов);
- Spin Echo – да, Gradient Echo – нет;
- смена направления кодирования;
- расширение bandwidth;
- тонкие срезы;
- увеличение размера матрицы;
- уменьшение FOV;
- STIR и Dixon вместо FatSat;
- параллельный сбор данных;
- недекларово заполнение k-пространства;
- MAVRIC, SEMAR и другие программные методики.

Но обратите внимание, что в большинстве случаев все же будут снижаться SNR и разрешающая способность, а также искажаться линейные размеры.

Глава 3.
ОБЕСПЕЧЕНИЕ БЕЗОПАСНОСТИ

Итак, мы выяснили, что проведение МРТ пациенту с имплантом или другим металлическим объектом даже в зоне интереса может стать источником дополнительных диагностических данных. Однако в поисках идеального соотношения «риск/диагностическая значимость» не стоит забывать, что в нем присутствуют два независимых параметра. Причем в большинстве случаев для минимизации рисков требуются самые простые решения. В этой главе мы рассмотрим вопросы обеспечения безопасности с точки зрения руководителя или ответственного за безопасность сотрудника отделения.

Обеспечение безопасности на этапе проектирования кабинета МРТ

Вопросами безопасности следует озадачиться уже на этапе проектирования (планирования) кабинета МРТ. В этом процессе необходимо тесное взаимодействие с врачами и техническими специалистами, однако, как показывает практика, все работы проводит только одна сторона. Рассмотрим последовательно реперные точки, в которых необходим контроль.

Примечание: подробная техническая информация по проектированию кабинета МРТ представлена в работе [61]. В подготовке этих материалов принимала участие большая группа специалистов из разных областей, в том числе представители производителей МР-оборудования и обслуживающих организаций. Вероятно, инженеру вашей медицинской организации, принимающему участие в процессе, будет полезно ознакомиться с приведенными в ней материалами.

Организация кабинета МРТ как отдельной структурной единицы или в рамках действующего отделения лучевой диагностики (ОЛД) должна начинаться с медико-технического задания, формирующего потребности МО. В этот документ следует включить сведения о планируемом технологическом процессе (от момента направления пациента на МРТ до выдачи заключения), штате сотрудников, сменности персонала, ожидаемом пациентопотоке и перечне проводимых процедур.

На основании задания производитель или поставщик совместно выбирают помещение и формируют предложение по расстановке оборудования, после чего разрабатывается непосредственно проектная документация (технологический проект). На данном этапе важно внимательно относиться к утверждению проекта, так как неправильные или неэффективные решения приведут к затруднениям в работе кабинета и возникновению дополнительных факторов риска. Рекомендуем обратить внимание на следующие моменты.

В первую очередь следует рассмотреть план помещения. В связи с наличием магнитного поля высокой индукции пространство кабинета МРТ принято условно разделять на четыре зоны (рис. 3.1) [62, 63].

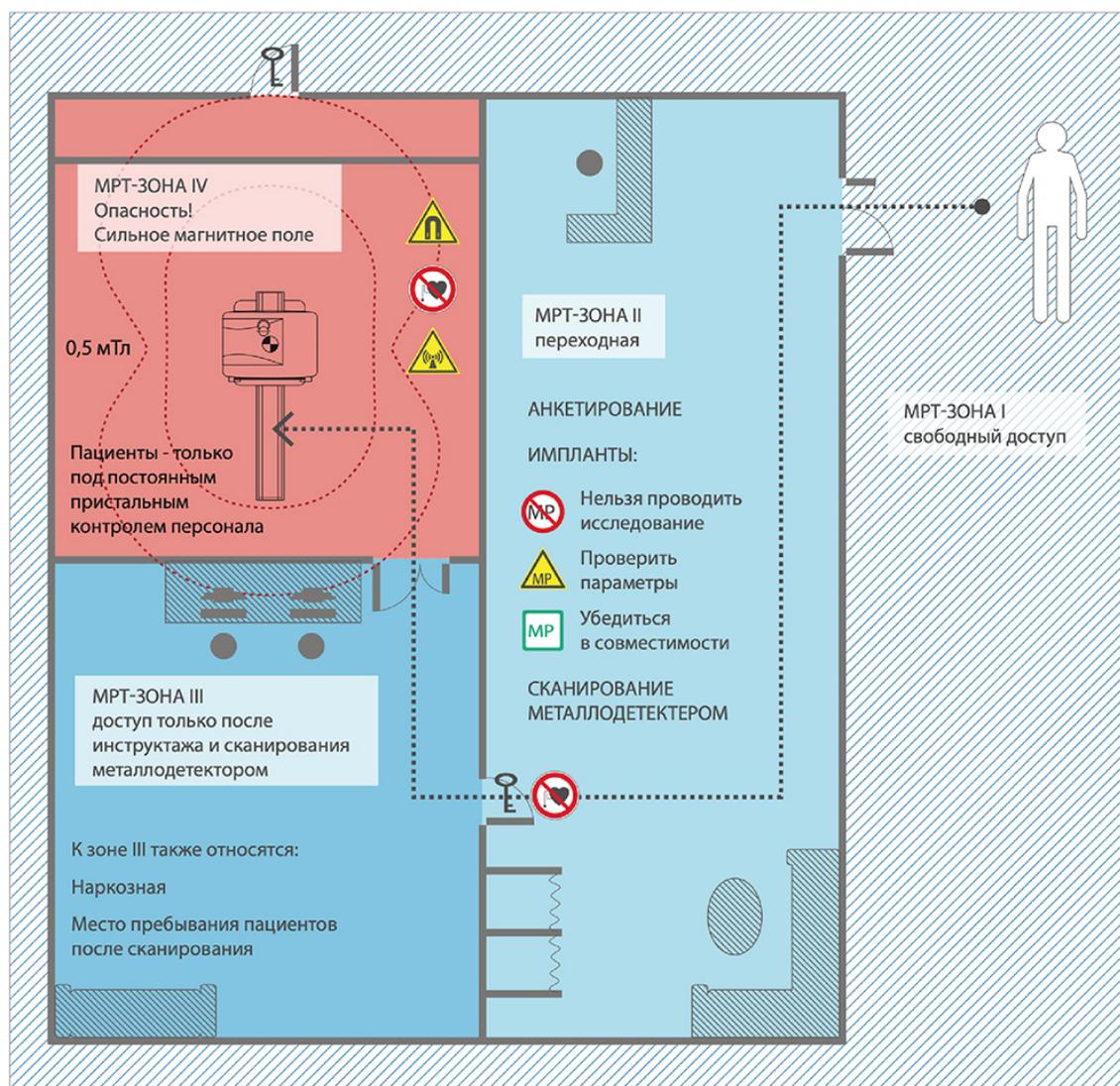


Рисунок 3.1 – Схема зонирования кабинета МРТ. Зона I: за пределами кабинета МРТ – не подвержена воздействию магнитных полей и не требует дополнительных действий, как при проектировании, так и в процессе эксплуатации кабинета. Зона II: переходная область, в которой, как правило, располагаются подготовительные помещения, зона ожидания, раздевалки. В этой зоне должен проводиться контроль наличия имплантируемых медицинских изделий и других ферромагнитных объектов. Зона III: область, нахождение в которой пациентов и персонала, не относящегося к кабинету МРТ, допустимо только после контроля, инструктажа и в сопровождении сотрудника кабинета. К этой зоне относятся: комната управления, наркозная, место пребывания пациентов после сканирования. Зона IV: процедурная – помещение, в котором располагается томограф. Эта зона должна быть ограничена предупреждающими знаками и оборудована средствами аудио- и видеосвязи

При выборе помещений для размещения оборудования необходимо определить, возможно ли в предлагаемой конфигурации обеспечить указанное разделение пространства и ограничение доступа (в том числе в смежных помещениях и на прилегающих территориях — например, в зоне аварийного выброса гелия). Не менее важными являются требования производителя к минимальным расстояниям до крупных ферромагнитных объектов — лифтов, трансформаторов, автомобилей (они могут влиять на качество визуализации). Часто забывают о смежных по вертикали помещениях, хотя нормативная документация прямо запрещает размещать МРТ смежно с операционными, детскими и кардиологическими палатами.

В отношении пациентов с металлоконструкциями особенно важно не допускать, чтобы они беспрепятственно попадали в зоны III и IV, не пройдя контроль на наличие металла.

Отдельно следует рассмотреть так называемую область контролируемого доступа (ОКД) — зону, ограниченную изолинией индукции магнитного поля 0,5 мТл. Для предотвращения воздействия поля на металлические объекты (втягивание, поворот, нагрев), а также влияния на работу электроники (например, электрокардиостимуляторов, водителей ритма, инсулиновых помп и пр.) ОКД должна быть ограждена и обозначена предупреждающими знаками (приложение А).

Как правило, сопроводительная документация на аппарат МРТ включает в себя информацию о распределении магнитного поля в пространстве в виде карты изолиний (рис. 3.2).

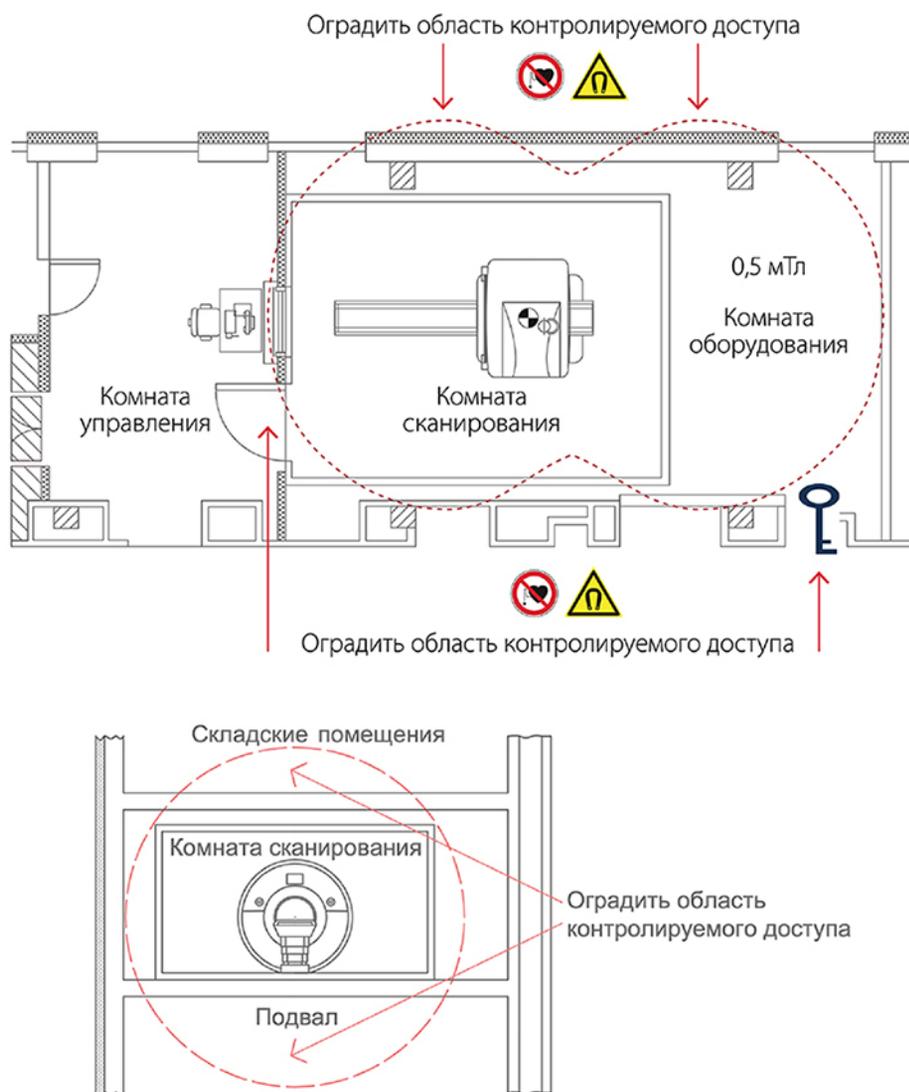


Рисунок 3.2 – Область контролируемого доступа в проектной документации

Следует понимать, что такое представление определяется на основании расчетных данных. В действительности же распределение магнитных полей в пространстве может значительно отличаться (рис. 3.3) из-за влияния ферромагнитных объектов в конструкции здания. Поэтому после монтажа оборудования ограничение доступа должно быть основано именно на построенной по результатам измерений изолинии 0,5 мТл и в обязательном порядке включать распространение полей не только по горизонтали, но и по вертикали, в том числе в смежных помещениях.

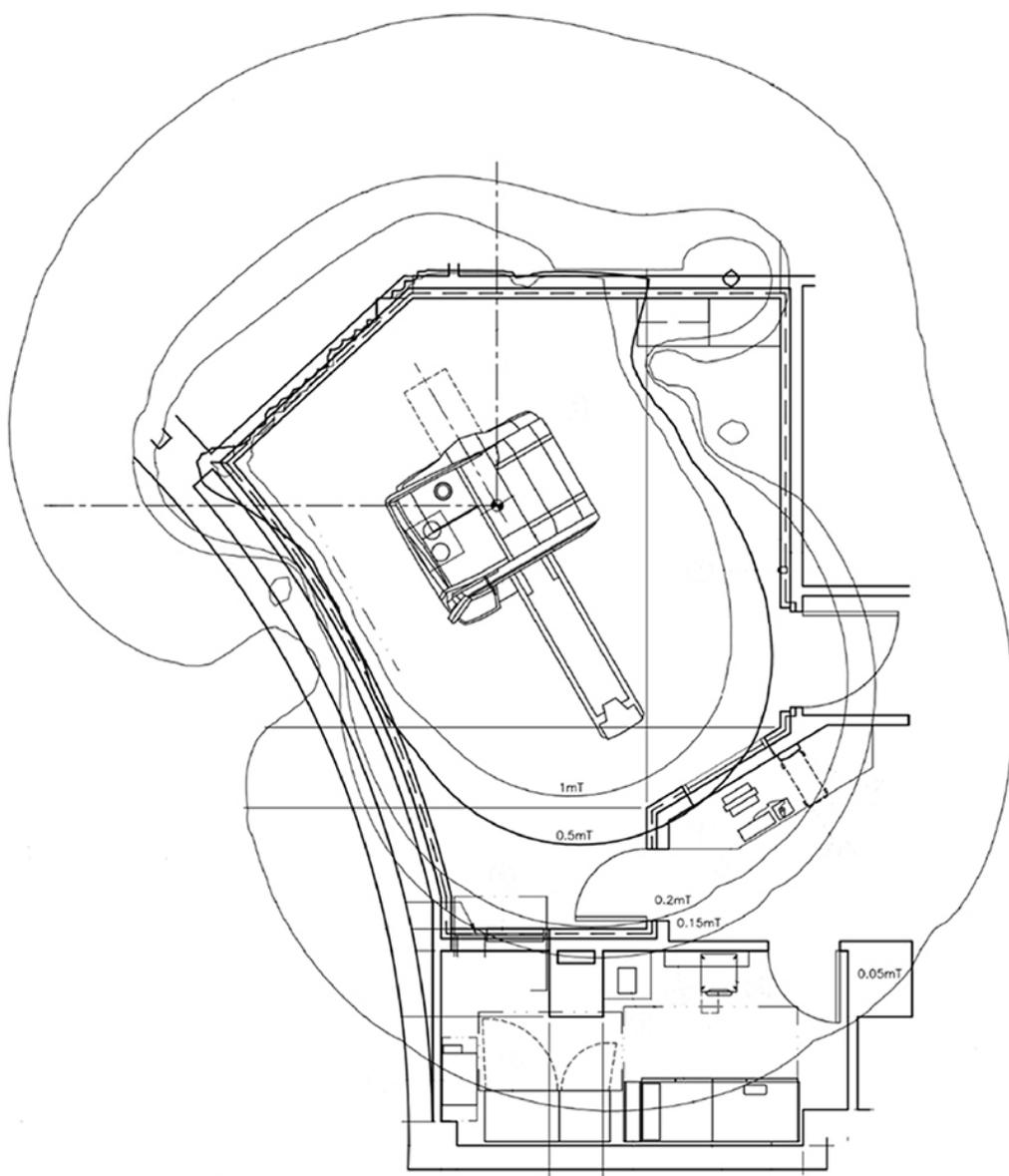


Рисунок 3.3 – Карта изолиний индукции магнитного поля, построенная по результатам измерений

В итоге по результатам измерений фактического распределения индукции магнитного поля может потребоваться корректировка размещения зон III и IV – установка ограждений, замков и пр. В противном случае пациент с кардиостимулятором (или врач, чей кабинет находится над процедурной) может оказаться в опасной зоне.

На практике достаточным решением часто является установка ограждения (или, например, шкафа из ферромагнитных материалов) для ограничения доступа. Но иногда может потребоваться специальное экранирование.

Далее следует рассмотреть предложенный план с точки зрения возможности и удобства выполнения требований безопасности.

Внимательно изучите документацию и определите возможность выполнения применительно к вашему отделению:

- подготовительных процедур, предшествующих проведению исследования, включая ожидание пациентов за пределами зоны воздействия магнитного поля, анкетирование, переодевание, сканирование металлодетектором и установку катетеров, электродов и пр.;

- транспортировки лежачих больных, в том числе перекадывание их на МР-совместимую каталку;

- проведения как рутинных, так и специальных исследований с применением дополнительного оборудования (монитор пациента, аппарат искусственной вентиляции легких с подключением медицинских газов и др.) и участием дополнительного персонала (рентгенолога, реаниматолога, анестезиолога);

- проведения реанимационных мероприятий;

- описания исследований врачом-рентгенологом, в том числе с применением технологий телемедицины;

- выдачи результатов исследования пациентам без прерывания технологических процессов и нарушения принципов зонирования;

- организации отдыха персонала.

При этом, акцентируя внимание на том, где и как будут производиться те или иные операции, описанные в медико-техническом задании (МТЗ), следует рассмотреть все типы проводимых исследований. Следовательно, для каждой технологической операции должно быть предусмотрено место и соответствующее оборудование, а пересечение потоков пациентов нужно минимизировать. Эта процедура позволит избежать таких ошибок на этапе проектирования, как затруднения при транспортировке малоподвижных больных, невозможность контроля доступа в кабинет МРТ, невозможность выявления имплантов за пределами ОКД, увеличение времени реакции при чрезвычайной ситуации за счет неэффективной планировки.

Развитие современных методов визуализации обеспечивает непрерывный рост числа показаний к проведению МРТ, а также увеличение количества применяемого дополнительного оборудования. В этой книге мы не будем рассматривать широчайший спектр опций, предлагаемых производителями МРТ, но приведем перечень оборудования, которое может (а в некоторых случаях – должно) использоваться при проведении исследования.

Примечание: все оборудование, используемое в кабинете МРТ, должно быть промаркировано как МР-безопасное, МР-совместимое при определенных условиях или МР-небезопасное (рис. 3.4). Это относится к оборудованию, расположенному во всех помещениях кабинета (например, МР-небезопасный дефибриллятор).



Рисунок 3.4 – Маркировка MR-совместимости оборудования

Весы и ростомер в зоне II. Необходимость проведения антропометрии во время подготовки к исследованию объясняется многими факторами. Помимо очевидного ограничения максимальной нагрузки на стол, указываемые при регистрации данные в большинстве случаев используются для расчета SAR. В результате применительно к пациентам с металлоконструкциями ошибка в оценке передаваемой за время сканирования энергии может привести к чрезмерному нагреву и травме тканей.

В части организационных вопросов следует убедиться в том, что уже на этапе проектирования предусмотрено место для проведения антропометрии и оно не предполагает значительных отклонений от маршрута пациента (в противном случае эта процедура наверняка будет игнорироваться).

Помимо распространенных в России ручных металлодетекторов, Американское общество радиологов предлагает использование ферромагнитных детекторов [39]. Такие детекторы абсолютно безопасны (в основе их функционала – пассивные датчики, реагирующие на изменения индукции магнитного поля) и легки в применении. Существует два основных типа детекторов: рамочного типа (монтаж в дверной проем) и стоечного типа (возможен монтаж на стену).



Рисунок 3.5 – Ферромагнитные детекторы: а – рамочного, б – стоечного типа

Рамочные детекторы играют роль «последнего рубежа» контроля – при монтаже в проеме двери в процедурную они подают световой и звуковой сигналы в случае, когда пациент или сотрудник пронесет через него некоторый ферромагнитный объект. Детекторы же стоечного типа устанавливаются, как правило, в зоне II и требуют дополнительных действий: пациент или сотрудник должен подойти к нему и повернуться согласно инструкции производителя.

Помимо основной задачи – снижения риска травм и смертей (благодаря световой и звуковой сигнализации), ферромагнитные детекторы имеют неочевидные дополнительные преимущества.

1. Страховка от дополнительных расходов.

При втягивании крупных объектов в МРТ высока вероятность повреждения оборудования. Возможно, потребуются снятие магнитного поля. В результате: простой оборудования, расходы на запасные части и ремонтные работы, а также не всегда возможно восстановить томограф после снятия магнитного поля (квенча). При квенче минимальные расходы составят порядка 6 млн руб. (по очень приблизительным оценкам) и займут не менее 1 недели.

2. Снижение числа отказов от проведения исследований.

При выявлении у пациента металлического объекта (благодаря опросу или сканированию металлодетектором) невозможно установить материал, из которого он выполнен. В случаях, когда документы на имплант отсутствуют, пациенту отказывают в проведении процедуры. Использование ферромагнитного детектора позволяет показать, что конкретный имплант не будет взаимодействовать с магнитным полем, т.е. на данном этапе врач-рентгенолог получает дополнительную информацию о пациентах с металлоконструкциями для принятия решения о проведении исследования.

Тем не менее отметим: предположение о том, что установка ферромагнитного детектора гарантирует защиту от всех связанных с попаданием металлоконструкций в МРТ «бед», ошибочно. Помимо очевидной необходимости дополнительных расходов, это оборудование имеет и некоторые недостатки.

1. Производители не гарантируют 100% эффективности детектирования (по разным данным – 95–98%).

2. Детектор не исключает необходимости соблюдения других требований безопасности (ограничение доступа в кабинет МРТ, сканирование ручным металлодетектором и пр.), а также соблюдения сотрудниками протоколов безопасности.

В зависимости от профиля организации и предполагаемого перечня проводимых исследований кабинет МРТ может быть оснащен тем или иным дополнительным оборудованием. Для обеспечения безопасности следует убедиться в том, что это оборудование можно применять в данных условиях. Так, например, подводка медицинских газов, как правило, невозможна после поднятия магнитного поля. А монитор жизненных функций не должен мешать укладке пациента, установке катетера и пр. В связи с этим целесообразно проверить, предполагается ли оснащение кабинета дополнительным оборудованием из нижеприведенного перечня:

- противошоковая укладка;
- оборудование для сердечно-легочной реанимации;
- дефибриллятор;
- ферромагнитный детектор;
- ручной металлодетектор;
- МР-совместимая видеокамера для контроля состояния пациента;
- МР-совместимая кушетка;
- МР-совместимый монитор пациента;
- МР-совместимый инжектор;
- МР-совместимый наркозный аппарат;
- МР-совместимый аппарат искусственной вентиляции легких (ИВЛ);
- МР-совместимая стойка для инфузоматов.

Обеспечение безопасности в действующем кабинете МРТ

Практика показывает, что вопрос обеспечения безопасности часто поднимается не на этапе проектирования кабинета, а уже в процессе его эксплуатации. Более того, к сожалению, не редки случаи полного исключения медицинского персонала из процедуры планирования, проектирования и ввода в эксплуатацию оборудования. В результате многие аспекты, влияющие на эффективность и безопасность проведения МР-исследований, не учитыва-

ются, что приводит к трудностям обеспечения безопасности в действующем кабинете МРТ.

Несмотря на то, что значительная часть работ в кабинете МРТ должна быть проведена до ввода в эксплуатацию томографа, в отношении действующих кабинетов тоже можно предпринять соответствующие меры, направленные на минимизацию рисков причинения вреда здоровью или жизни. И большая часть мероприятий в таких случаях не потребует значительных ресурсов.

Комплексную оценку безопасности кабинета можно провести в рамках паспортизации или отдельной процедуры аудита, а основные пункты приведены в чек-листе данной работы для самостоятельной проверки (приложение Б). Давайте последовательно рассмотрим меры, которые позволят снизить риски возникновения нежелательных инцидентов в МРТ в действующем кабинете.

В первую очередь следует обратиться к имеющейся проектной документации и убедиться в том, что оборудование размещено согласно изначальному плану, а также что требования по ограничению доступа, указанному в нем, выполнены. Необходимо убедиться в том, что соблюдено требование к зонированию кабинета (рис. 3.1), а ОКД, определенная по результатам измерений фактического распределения магнитного поля, отмечена предупреждающими знаками и разметкой на полу¹. Вход в ОКД пациентов и персонала, не относящегося к кабинету МРТ, возможен только в сопровождении. Часто планировка помещений не позволяет оператору (рентгенолаборанту) контролировать вход в процедурную. В этом случае необходимо установить на двери между зонами II и III (см. рис. 3.1) замок с автоматической разблокировкой по сигналу пожарной тревоги.

Обратите внимание на смежные помещения и прилегающие территории. Согласно СП 2.1.3678–20 [64], кабинет МРТ не допускается размещать смежно (по горизонтали и вертикали) с палатами для беременных, детей и кардиологических больных, а также палатами круглосуточного пребывания пациентов. Кроме того, следует помнить, что в случае выхода зоны 0,5 мТл за пределы процедурной в смежных (в том числе по вертикали) помещениях не допускается нахождение пациентов и персонала с активными ИМИ.

Еще одним фактором влияния на расположенные смежно кабинеты МО становится шум, уровень которого особенно повышается при работе градиентной системы томографа. Для оценки параметров шума необходимо провести измерения на рабочих местах кабинета МРТ и в смежных помещениях, в том числе во время сканирования.

В случае выявления нарушений рекомендуется пересмотреть расположение кабинетов медицинской организации и пациентопоток.

¹ Большая часть предназначенного для использования в процедурной МРТ оборудования имеет ограничения на величину индукции магнитного поля. Поэтому целесообразно нанесение нескольких изолиний на полу процедурной, и, по возможности, использование дополнительных мер ограничения перемещения (стопоры колес или немагнитные фиксаторы).

Требования технической документации на МРТ-оборудование (отраженные в проекте) чаще всего регламентируют установку ограждений в зоне аварийного сброса гелия и минимальные расстояния до крупных металлических объектов (автомобиль, лифт, трамвай, погрузчик). Обратите внимание, соблюдены ли данные ограничения. Конечно, остановить работу магнитно-резонансного томографа представляется нерешаемой задачей, но установка ограждений и перенос парковки зачастую не вызывают затруднений. Случаи, когда вблизи МРТ эксплуатируется какое-либо диагностическое, лабораторное или иное оборудование, следует рассматривать индивидуально: они могут работать некорректно и сильнее изнашиваться при эксплуатации.

Как и любая другая сложная техническая система, МР-томограф требует периодического контроля и обслуживания. Проверка параметров оборудования (в том числе криогенной и гидравлических систем, системы бесперебойного питания) должна проводиться при вводе в эксплуатацию и далее периодически – ежегодно и после ремонта или обновления программного обеспечения [65, 66].

Кроме того, кабинет МРТ должен соответствовать общим требованиям действующего законодательства и нормативной документации. Так, контроль параметров электромагнитных полей и шумовых характеристик на рабочих местах проводится для поддержания требуемых условий труда медицинского персонала и безопасности пациентов в соответствии с требованиями санитарных норм и правил. В кабинете МРТ должна присутствовать актуальная документация:

- акт ввода в эксплуатацию;*
- технологический проект кабинета МРТ;*
- действующий договор на техническое обслуживание МР-оборудования;*
- протокол проверки эффективности воздухообмена во всех помещениях кабинета МРТ;*
- протокол проверки электробезопасности, состоящий из протокола проверки заземлителя, протокола проверки наличия цепей заземления и протокола проверки сопротивления изоляции проводов и кабелей;*
- протокол проведения измерений уровней шума (измерения следует проводить во время МРТ-сканирования на рабочих местах персонала кабинета МРТ, во всех смежных помещениях)¹;*
- протокол исследований электромагнитных полей во всех смежных помещениях и на рабочих местах персонала⁷;*
- протокол проверки (установления) области контролируемого доступа – определение границы зоны 0,5 мТл (может быть в составе протокола «Контроль эксплуатационных параметров аппаратов МРТ»).*

¹ Данный протокол отличается от стандартного протокола по специальной оценке условий труда для персонала по СанПиН 2.2.4.3359–16.

Протоколы проведенных испытаний должны быть подготовлены аккредитованной организацией.

Назначьте ответственного за технический контроль. Большинство современных систем позволяет проводить упрощенную процедуру «ежедневного» контроля качества (Daily Quality Assurance или Periodic Image Quality Test). С точки зрения пользователя, она заключается в установке входящего в комплект фантома на столе пациента и запуске специальной программы сканирования. Далее система автоматически обрабатывает изображения и проводит оценку их качества. В результате за 5–10 минут без специальных технических знаний можно получить первичную оценку состояния оборудования. Подробнее о данной процедуре следует уточнить у поставщика или в инструкции по эксплуатации.

Следующий немаловажный шаг – проверка и, при необходимости, разработка инструкций и регламентов, относящихся к безопасности работы кабинета. Наиболее эффективным будет обучать на их основе персонал при вступлении в должность, а также периодически (ежегодно). К необходимым документам относятся:

- инструкции по охране труда для сотрудников кабинета¹;
- регламент по обеспечению безопасности для врачей и рентгенолаборантов;
- регламент работы с пациентами;
- регламент проведения нетиповых исследований (беременность, наркоз, бессознательное состояние, наличие имплантируемых медицинских изделий и пр.);
- регламент действий при возникновении угрозы жизни и здоровью пациента или сотрудника;
- регламент действий при обнаружении металлоконструкций в теле пациента во время исследования;
- регламент действий в чрезвычайных ситуациях (квенч, пожар, блокировка пациента в результате втягивания ферромагнетиков).

Также целесообразно внедрение реестра анализа инцидентов, а также внутреннего разбора таких случаев. К сожалению, в отечественной практике не принято обсуждать такие ситуации, хотя обсуждение (даже внутри коллектива) ошибок может позволить избегать их в будущем.

Что делать в нештатной ситуации?

На каждую из возможных нештатных ситуаций у вас должен быть готовый

¹ Пример таких инструкций приведен в работе [101].

четкий план действий, доведенный до сведения всего персонала кабинета. Мы рассмотрим общие рекомендации, но в каждой медицинской организации могут найтись свои особенности. Поэтому ваш конкретный случай необходимо рассматривать индивидуально.

Поворот, смещение, нагрев металлоконструкций во время исследования.

· В случае, если во время исследования пациент почувствовал недомогание в области расположения импланта или иного металлического объекта, или же по результатам сканирования обнаружено его критическое смещение, равно как и изменение окружающих тканей, следует сразу остановить исследование и медленно вывести пациента из процедурной МРТ.

- Оценить степень состояния пациента как легкую, среднюю или тяжелую.

- При необходимости, провести рентгенографию зоны, в которой размещен имплант, чтобы оценить последствия воздействия полей МРТ.

- При наличии ожогов, в том числе вызванных воздействием электрического тока, на поверхности тела нужно оказать первую помощь, при необходимости вызвать профильного специалиста и договориться о медицинской эвакуации в профильное ЛПУ.

- В случае поражения внутренних тканей нужно оказать первую помощь, вызвать реаниматолога и профильного специалиста, а также договориться о медицинской эвакуации в профильное ЛПУ.

Теперь следует проанализировать каждый этап. При возникновении нештатной ситуации, связанной с угрозой жизни или здоровью пациента (равно как и персонала), или при некорректной работе оборудования, которая может привести к возникновению такой ситуации, в первую очередь следует **остановить исследование.**

Как правило, существуют следующие средства: отмена задания, ручное перемещение деки стола пациента, отключение электропитания, аварийное отключение магнита.

Кнопка «Отмена задания» (Stop Scan / Abort) должна использоваться:

- при ухудшении состояния пациента, не позволяющего продолжать исследование, особенно когда требуется срочная медицинская помощь;

- если томограф начинает издавать повышенной громкости шумы, или интервалы между включением градиентной катушки (щелчки) заметно и существенно сокращаются, что не характерно для сканирования в штатном режиме и может свидетельствовать о неправильной работе оборудования;

- если обнаруживается неисправность в работе стола пациента (стопорится или двигается рывками);

- если врач или оператор сами принимают решение о прекращении исследований пациента по каким-либо иным причинам.

После отмены задания стол пациента выводится из гентри, и персонал кабинета должен эвакуировать его (пациента) из процедурной. Исследование может быть продолжено только после устранения всех возникших проблем.

В зависимости от модели томографа движение деки может быть прекращено нажатием кнопки «Аварийная остановка стола» или использованием рычага разблокировки деки стола в случае, если:

- не сработала функция остановки задания (т.е. после нажатия кнопки «Отмена задания» сканирование не остановилось);
- возник риск получения пациентом травмы при перемещении стола (пациент начинает двигаться, происходит смещение установленного на столе или на пациенте оборудования и пр.).

После устранения причин движение может быть возобновлено.

При необходимости срочной эвакуации пациента может использоваться кнопка (рычаг) разблокировки деки стола, после этого деку можно переместить вручную.

При возникновении нештатных ситуаций, связанных с неправильной или некорректной работой МР-томографа, в зависимости от степени опасности следует использовать кнопки аварийного отключения питания и аварийного отключения магнита.

Кнопку аварийного отключения питания оператору кабинета МРТ следует использовать в следующих случаях:

- если после нажатия на кнопку «Отмена задания» процесс сканирования не прекращается;
- если появляется риск получения пациентом травмы при перемещении стола (например, пациент начинает двигаться, у него обнаруживаются металлические предметы, либо происходит смещение установленного на столе или на пациенте оборудования);
- при возникновении нештатных ситуаций, связанных с неисправностью в работе электронных систем.

Оператор должен знать, что при нажатии на кнопку «Аварийное отключение питания» происходит следующее:

- отключается питание электронных компонентов МРТ;
- прекращается подача электропитания к столу пациента, его разблокировка происходит автоматически, что позволяет выдвинуть пациента из гентри (в ряде моделей МРТ-стол возможно перемещать механическим путем, передвинув в крайнее левое/правое положение рычаг аварийного спуска тормозов на торце стола пациента);
- отключается подача градиентных импульсов на градиентную катушку в гентри;
- отключается подача РЧ-импульсов на РЧ-катушку.

При этом сверхпроводящий магнит продолжает работать (поле B_0 не отключается).

После отключения питания электронных компонентов МРТ вследствие нажатия кнопки «аварийного отключения питания» оператору требуется выдвинуть пациента из гентри и при необходимости оказать первую медицинскую помощь.

Возобновление работы системы после аварийного отключения питания предполагает перезапуск оборудования. Конкретную процедуру необходимо уточнять в эксплуатационной документации.

Кнопку **аварийного отключения магнита («квенч»)** следует использовать в следующих случаях:

- если пациент заблокирован внутри гентри ферромагнитными предметами, и возникла реальная опасность получения им травмы или нанесения серьезного повреждения оборудованию;
- при возникающей опасности, связанной со стихийными бедствиями (природные или техногенные катаклизмы), в нештатной ситуации (например, пожар) и в случае необходимости спасательным службам войти в зону ограниченного доступа с ферромагнитными предметами.

Оператор должен знать, что при нажатии на данную кнопку происходит:

- сброс низкотемпературного газообразного гелия;
- потеря сверхпроводимости обмотки магнита;
- быстрое снижение тока в обмотке МРТ;
- резкое уменьшение величины индукции магнитного поля («снятие магнитного поля») в течение порядка 20 с.

При этом автоматически происходит выброс за пределы здания медицинской организации низкотемпературного газообразного гелия по аварийному газоотводному каналу. Однако существует риск, что некоторое количество гелия может проникнуть в комнату.

Чтобы не допустить обморожения или развития гипоксии, перед или сразу после использования кнопки «Аварийное отключение магнита» персонал кабинета МРТ и пациенты должны экстренно покинуть процедурную, плотно закрыв входную дверь, и проконтролировать включение системы аварийного отвода воздуха, при необходимости активировав ее выключателем.

Сразу после нажатия кнопки аварийного отключения магнита и выполнения всех действий, обеспечивающих безопасность персонала и пациентов, необходимо сообщить об инциденте в обслуживающую организацию, чтобы проконтролировать корректное срабатывание всех аварийных устройств МРТ и предотвратить попадание воздуха в криокамеру МРТ.

Примечание: восстановление работоспособности МРТ после отключения магнита – длительный и дорогостоящий процесс, который может проводиться только сотрудниками организации сервисного обслуживания.

Хотя следующие случаи и не имеют прямого отношения к пациентам с металлоконструкциями, уместным будет их упомянуть.

При возникновении аварийной ситуации, которая может привести к ожогу, травмированию и другим поражениям, оператор должен принять необходимые меры для ликвидации последствий (проветрить помещение, осторожно убрать пролитую жидкость и т.д.).

При пожаре сотрудникам кабинета (отделения) МРТ необходимо эвакуиро-

вать пациента из процедурной, вызвать экстренные службы МЧС и принять меры по ликвидации пожара согласно инструкции по пожарной безопасности, используя для этого только немагнитные огнетушители и средства пожаротушения.

При поражении человека электрическим током сотрудники кабинета МРТ должны:

– освободить пострадавшего от действия электрического тока, отключив электроприбор или оборудование от сети, а при невозможности отключения – оторвать пострадавшего от токоведущих частей за одежду или применив подручный материал, не проводящий электрического тока (сухие доски, палки, резину). Лучше делать это одной рукой;

– оказать ему соответствующую медицинскую помощь.

Примечание: в приложении В приведена памятка для рентгенолаборантов по обеспечению безопасности, а общие правила безопасности в кабинете МРТ представлены в методических рекомендациях для врачей [6] и рентгенолаборантов [67].

Резюме

Безопасное проведение исследования пациентам с металлическими имплантатами – первостепенная задача. Поэтому безопасность должна начинаться с планирования кабинета. Но и действующий кабинет тоже можно улучшить без чрезмерных расходов со стороны МО.

Мы рассмотрели потенциальные факторы риска, связанные с металлоконструкциями в кабинете МРТ. Соблюдение всех перечисленных требований позволит эти риски минимизировать, но каждый сотрудник, принимающий участие в процедуре исследования, должен иметь четкое представление о последовательности действий при возникновении внештатных ситуаций.

Обобщая практику ведущих профильных сообществ относительно работы с рисками в лучевой диагностике, можно сформулировать следующие рекомендации:

1. В кабинете МРТ должны быть разработаны конкретные инструкции, учитывающие особенности функционирования медицинской организации. При этом следует привлекать эксперта по безопасности в МРТ и проводить внешний аудит.

2. Все сотрудники при приеме на работу должны проходить обучение по безопасности и периодически подтверждать свои знания.

3. Все сотрудники должны быть ознакомлены с инструкцией производителя по использованию установленного в кабинете оборудования.

4. В отделении должен проводиться сбор и анализ всех случившихся инцидентов, связанных с безопасностью, чтобы предотвратить их повторение в будущем.

Глава 4.
ПРОВЕДЕНИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Теперь, когда мы рассмотрели все возможные причины, по которым у пациентов с имплантами или инородными металлическими объектами могут повышаться риски для здоровья, и обсудили, как обеспечить безопасность в кабинете МРТ, мы можем приступить непосредственно к особенностям проведения исследования.

С точки зрения алгоритма действий, пассивные и активные импланты принципиально отличаются друг от друга. Поэтому мы рассмотрим их отдельно и приведем конкретные примеры.

Пассивные импланты и инородные металлические объекты

В первую очередь процедура проведения МРТ пациенту с пассивными имплантами должна начинаться с идентификации объекта. Традиционно под идентификацией подразумевают установление личности пациента. Однако мы под идентификацией понимаем обнаружение объекта (импланта) и определение его характеристик для обоснования решения о возможности проведения исследования.

В идеальном случае первичный опрос о наличии металлоконструкций должен проводить специалист, направляющий пациента на исследование. Но такое случается редко, и поэтому первым шагом при подготовке пациента к проведению МРТ становится письменное анкетирование, которое проводит рентгенолаборант. Он же проверяет предыдущие исследования (если они есть), в том числе для того, чтобы выявить те или иные объекты, о которых пациент от волнения может забыть.

Если на данном этапе рентгенолаборант обнаружил имплант и получил сведения о нем, он передает информацию врачу-рентгенологу, который принимает решение о возможности, безопасности и целесообразности проведения исследования.

Наиболее просто можно принять решение, изучив паспорт (или руководство пользователя) изделия, представленного пациентом. По результатам испытаний (а в некоторых случаях – расчетов) все импланты и другое оборудование, которое может быть использовано в кабинете МРТ, относят к одному из трех классов совместимости: МР-безопасные, МР-совместимые при определенных условиях, МР-небезопасные (рис. 3.4).

Также необходимо уточнить время имплантации: должно пройти несколько недель для фиброзного рубцевания. Наличие хотя бы одного МР-небезопасного элемента в конструкции ИМИ должно стать причиной отказа от проведения исследования. Импланты, совместимость которых не удалось определить, следует считать МР-небезопасными.

На сегодняшний день к абсолютным противопоказаниям для проведения МРТ применительно к пациентам с пассивными ИМИ и инородными металлическими объектами относят: изделия, установленные менее шести недель назад, МР-несовместимые изделия (в том числе металлические клипсы внутричерепных и внутриорбитальных сосудов, наружные ортопедические конструкции), электропроводные объекты (катетеры с металлическими частями, тканевые экс-

пандеры, протезы), а также такие инородные объекты, как осколки ранящих снарядов, пули, шrapнели, обломки других травмирующих объектов.

ВАЖНО

Вне зависимости от того, какой имплант или инородный металлический объект находится в теле пациента, необходимо детально рассмотреть каждый индивидуальный случай и оценить как риски, так и диагностическую значимость ожидаемых результатов исследования. При наличии любых сомнений насчет безопасности проведения конкретного исследования правильным решением будет отказ и привлечение более опытных специалистов для консультации.

Примечание: в случае совместимых при определенных условиях имплантов уделите особое внимание условиям. Как правило, требования накладываются на величину индукции магнитного поля (Тл), амплитуду градиентов (Тл/м), скорость нарастания градиентов (Тл/м/с), SAR (Вт/кг), длительность сканирования (с), а также область сканирования и тип РЧ-катушки. Кроме того, изделия могут быть маркированы как не оцененные по отношению к воздействию МР-среды (Safety in MRI Not Evaluated), в этом случае следует считать их МР-небезопасными.

В отсутствие паспорта источником сведений об импланте может послужить заключение об МР-совместимости (приложение Г), выписной эпикриз или соответствующая запись в истории болезни. При наличии точных сведений о модели импланта информацию об МР-совместимости часто можно получить на сайте производителя или в базе данных портала mrifafety.com.

Для МР-безопасных и МР-совместимых при определенных условиях имплантов вводятся ограничения на допустимые значения параметров сканирования. Отметим, что критически важным в таком случае является строгое выполнение всех требований производителя. Причем, подход «меньше значит лучше» в данном случае неприменим: если имплант считается безопасным для сканирования в поле 1,5 Тл, это не гарантирует отсутствия негативных эффектов при использовании низкочастотного аппарата. Ограничение «Индукция постоянного магнитного поля B_0 1,5 Тл» следует читать как «1,5 Тл, не больше и не меньше».

Некоторые производители предлагают встроенные решения, включающие в себя базу данных имплантов и автоматическую настройку параметров сканирования в соответствии с требованиями. Пример диалогового окна такого программного обеспечения представлен на рис. 4.1.

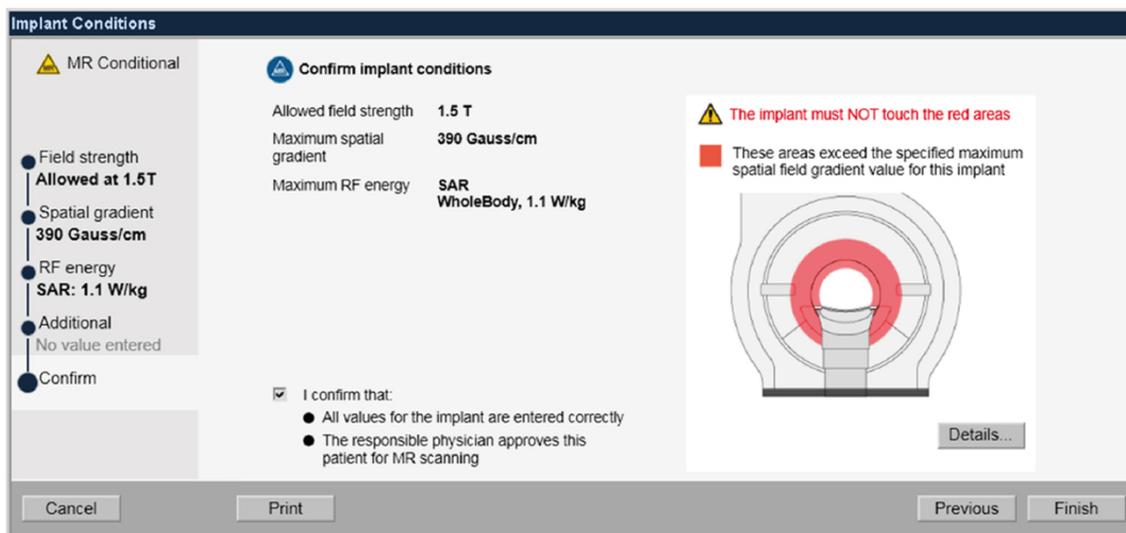


Рисунок 4.1 – Диалоговое окно встроенного в МРТ программного пакета для пациентов с металлоконструкциями

Как видно на скриншоте, отображаются (красным) и зоны, в которых допустимый уровень градиента магнитного поля для конкретного импланта превышен. В отсутствие такого программного пакета информация о распределении электромагнитных полей может быть получена из технической документации на МРТ или запрошена у производителя томографа.

После получения сведений о наличии металлических объектов рентгенолаборант должен провести сканирование пациента металлодетектором, а в оптимальном варианте и ферромагнитным детектором.

В случае, когда сведения о наличии металлоконструкций в теле пациента получить не удалось (в том числе по причине его бессознательного состояния), Американская коллегия радиологов рекомендует следующий алгоритм действий:

1. Врачу-рентгенологу необходимо осмотреть тело пациента.

2. В случае наличия рубцов или повреждений, которые могут быть связаны с установкой импланта, например, в области груди или спины, должно быть проведено рентгенографическое сканирование (если отсутствуют недавние КТ-, МР-исследования или рентгенография для данной области). Эти действия помогут избежать потенциальных негативных эффектов. Таким пациентам рекомендуют провести рентгенографию черепа или глаз и грудной клетки для исключения ферромагнитных инородных объектов.

Примечание: в качестве альтернативного метода прогнозирования того, как магнитное поле может воздействовать на металлоконструкции, S. Winklkofer и соавторы предложили метод, основанный на анализе результатов двуэнергетической компьютерной томографии [69]. В работе показана зависимость ферромагнитных свойств материала от рентгеновской плотности

(НУ), однако результаты относились только к прогнозированию поворота баллистических объектов и не были подтверждены в клинических испытаниях.

3. При отсутствии подозрений на наличие у пациента потенциально опасных инородных объектов принимается решение о проведении МР-сканирования.

4. Когда существует риск изменения физиологического статуса пациента (а в случае проведения МРТ пациентам с активными ИМИ такой риск имеется), при проведении исследования необходимо осуществлять мониторинг жизненно важных показателей¹. С этой целью следует использовать специальные МР-совместимые мониторы [6, 69].

Несмотря на то, что МР-совместимые мониторы жизненных функций разрабатываются специально для использования в условиях воздействия магнитного поля высокой индукции (как правило, в документации указывается максимально допустимая величина индукции и/или минимальное расстояние до изоцентра магнита), использование некоторых импульсных последовательностей может привести к его временной некорректной работе. В связи с этим Европейское общество кардиологов рекомендует в дополнение к монитору использовать МР-совместимый пульсоксиметр [70].

Примечание: рекомендуется не допускать образования петель дополнительного оборудования для мониторинга и его прямого контакта с кожей пациента.

Нужно обратить внимание на то, что абсолютно недопустимо применять системы синхронизации МРТ (датчики ЭКГ, пульсоксиметры) для мониторинга жизненно важных функций организма. Это оборудование предназначено исключительно для запуска импульсных последовательностей и не гарантирует корректности отображаемых данных. В качестве примера на рис. 4.2 приведена выдержка из сопроводительной документации на некоторые МР-томографы.

¹ Запрет на проведение исследования пациентам с повышенной температурой тела особенно актуален при наличии активных имплантов — для них термометрия имеет еще большее значение.

Процедура исследования с ЭКГ-синхронизацией

Выполните следующие действия для подготовки пациента к ЭКГ-синхронизированному кардиологическому исследованию. Для выполнения успешного синхронизированного исследования важно выполнить следующие действия для правильного размещения отведений ЭКГ и прокладки кабелей. Прикрепляйте электроды не ранее чем за 5–10 минут до сканирования.



ПРЕДУПРЕЖДЕНИЕ

Не используйте кривые для физиологического мониторинга. Состояние пациента может при этом не отражаться, что приведет к неправильному лечению.



ПРЕДУПРЕЖДЕНИЕ

Соблюдайте следующие предупреждения при синхронизации ЭКГ и периферийной синхронизации:

- Функция магнитно-резонансной кардиосинхронизации предназначена исключительно для создания магнитно-резонансных изображений с помощью кардиосинхронизации/запуска, но не для физиологического наблюдения. Состояние пациента может при этом не отражаться, что приведет к неправильной неотложной помощи.



- **Не используйте сигнал ВКГ в целях мониторинга и диагностики.**

Сигнал ВКГ искажается, когда пациент находится внутри магнита. Этот сигнал может использоваться только для запуска процедур визуализации с кардиосинхронизацией.

Рисунок 4.2 – Выдержка из документации на МРТ о недопустимости применения встроженных датчиков для мониторинга состояния пациента

Рекомендуется проверять состояние пациента после каждой импульсной последовательности и при необходимости менять положение проводов или других электропроводящих материалов [62].

Также возможно обнаружение у пациента имплантируемого медицинского изделия или инородного тела непосредственно во время МР-исследования. Как правило, уже после предварительного сканирования (локатора) можно наблюдать на изображениях выраженные артефакты от металла. Таким артефактам посвящена отдельная глава, но отметим лишь, что сами артефакты не являются однозначной причиной отказа от исследования.

Рентгенолаборанту в этой ситуации следует незамедлительно оповестить врача-рентгенолога, чтобы он оценил ситуацию, проанализировал изображения и принял решение о наилучшем порядке действий, который зависит от многих факторов: состояния пациента, месторасположения объекта, его размера, свойств и т. д.

Решение может быть как в пользу продолжения исследования, так и обездвиживания пациента с немедленным удалением его из гентри МР-томографа. Независимо от выбранной тактики следует учитывать, что степень воздействия на имплант будет изменяться и может увеличиться при выведении пациента из гентри. Кроме того, активные движения пациента в магнитном поле вызовут еще большую силу воздействия на объект, поэтому необходимо обеспечить неподвижность импланта в теле (фиксация позы) и медленное, осторожное выведение пациента из гентри и пространства кабинета МРТ.

Алгоритм проведения МРТ пациентам с пассивными имплантами

Краткий алгоритм действий по проведению МРТ пациентам с пассивными ИМИ представлен на рис. 4.3:

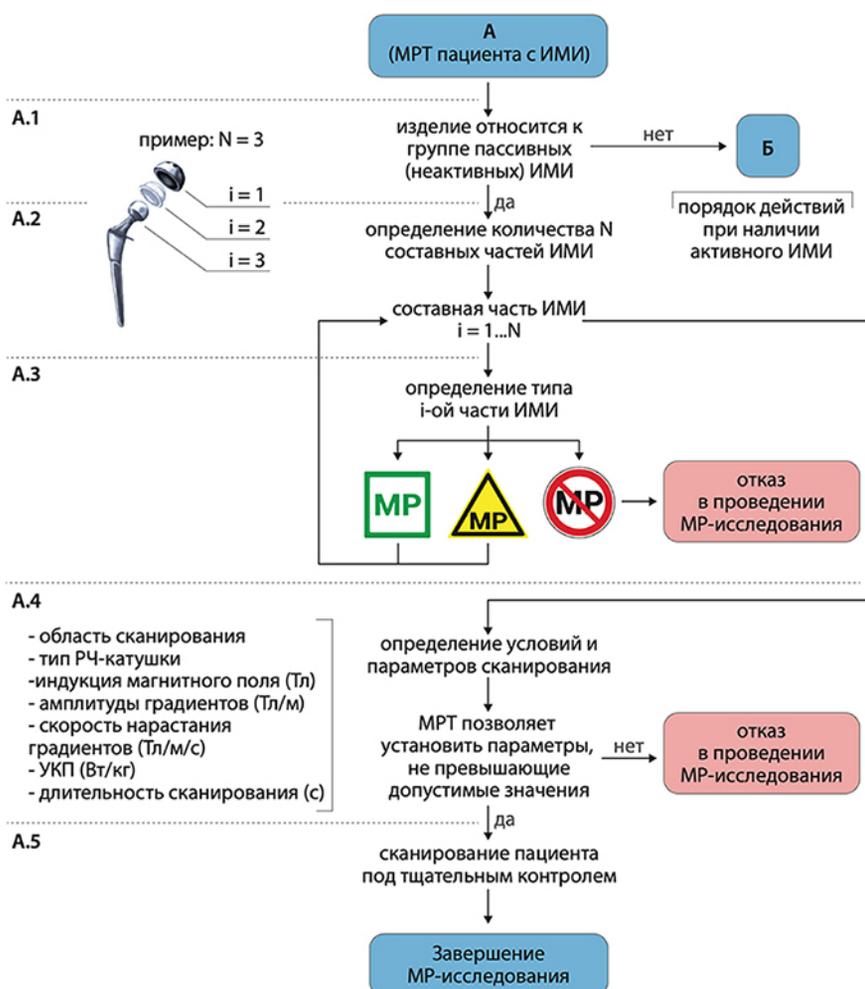


Рисунок 4.3 – Алгоритм проведения МРТ при наличии у пациента пассивного импланта [6]

A.1. Сбор данных. При обнаружении импланта у пациента необходимо собрать информацию о нем до допуска в область контролируемого доступа кабинета МРТ. Отмечаются различные допустимые методы исследования импланта: изучение истории пациента, рентгенографических пленок, предыдущих КТ- или МРТ-сканирований запрашиваемой области, письменной документации о виде импланта или инородного объекта.

A.2–A.3. Пассивные импланты могут состоять из нескольких элементов, каж-

дый из которых должен быть идентифицирован в соответствии с классификацией ASTM как МР-безопасный, МР-совместимый при определенных условиях или МР-небезопасный.

Эта информация может содержаться в записях пациента, выдаваемых хирургом, документации на имплант, маркировке, а также в рецензируемых публикациях, касающихся тестирования изделия конкретной марки, модели и типа на возможность проведения МР-исследования. Также необходимо уточнить время имплантации: должно пройти несколько недель для фиброзного рубцевания. Наличие хотя бы одного МР-небезопасного элемента в конструкции импланта является причиной отказа от проведения исследования. Импланты, совместимость которых не удалось определить, следует считать МР-небезопасными.

А.4. Для совместимых при определенных условиях имплантов производители указывают допустимые значения параметров сканирования (величину индукции магнитного поля (Тл), амплитуду градиентов (Тл/м), скорость нарастания градиентов (Тл/м/с), SAR (Вт/кг), длительность сканирования (с), а также область сканирования и тип РЧ-катушки). При невозможности соблюдения этих требований от проведения исследования следует отказаться.

А.5. Исследование с МР-совместимыми пассивными имплантами должно проводиться с соблюдением всех указанных выше рекомендаций под тщательным контролем с использованием аудио- и видеосвязи.

Еще одним подходом, позволяющим обеспечить хорошее качество визуализации у пациентов с имплантами, считается фантомное моделирование. Так, для того чтобы минимизировать площадь артефактов и обеспечить точность определения измеряемого коэффициента диффузии на ADC-картах представительной железы, когда у пациента имеется тазобедренный имплант, можно подготовить специальный протокол, настроенный на фантоме. Пример реализации такой процедуры и результаты ее применения приведены в приложении Д.

Алгоритм проведения МРТ пациентам с инородными металлическими объектами

Рассмотрим теперь случай неизвестного инородного объекта в теле пациента. В такой ситуации следует использовать аналогичный подход с той лишь разницей, что сведений об МР-совместимости и, тем более, паспорта изделия пациент предоставить не сможет. Для демонстрации приведем методологию диагностики огнестрельных ранений позвоночника. Такие травмы принадлежат к группе наиболее тяжелых сочетанных и находятся в области интереса нейрохирургии, травматологии и лучевой диагностики, так как дают смертность, до-

стигающую 70 %, и приводят к выраженной инвалидизации пострадавших. Распространенность этих травм в мирное время составляет около 29,4 на 10 000 000 населения в развитых странах и до 50 на 1 000 000 – в развивающихся. В условиях вооруженных локальных конфликтов частота огнестрельных повреждений позвоночника и спинного мозга возрастает в 4–5 раз, достигая 3,5 % [71, 72].

При этом получение достаточных для проведения хирургического вмешательства данных невозможно без использования магнитно-резонансной томографии. Для того, чтобы обеспечить безопасность подобных пациентов, был сформулирован следующий алгоритм диагностики [73].

При поступлении в МО пациенту с огнестрельным ранением позвоночника проводится компьютерная томография в режиме «всего тела». Все инородные металлические тела (ранящие снаряды в виде пуль и осколков мин), обнаруженные на КТ, удаляются до проведения МРТ. Далее для сканирования применяется модифицированный протокол МРТ, то есть протокол, включающий в себя стандартную часть (STIR COR, T2ВИ SAG, T1ВИ SAG, T2ВИ AX) и специальную.

При модифицированном протоколе МРТ проводится оценка состояния структур нервной системы, межпозвонковых дисков, паравerteбральных мягких тканей. Модифицированный протокол МРТ сканирования включает:

а) получение локаторов в трех взаимно перпендикулярных плоскостях (SAG – сагиттальной, COR – корональной, AX – аксиальной) – стандартная часть протокола;

б) получение серии снимков в ИП STIR в корональной плоскости – стандартная часть протокола;

в) получение T2 ВИ в сагиттальной и аксиальной плоскостях – стандартная часть протокола;

г) получение T2-взвешенных объемных изображений в аксиальной плоскости – специальная часть протокола;

д) получение T1 ВИ с селективным подавлением сигнала от жировой ткани по химическому сдвигу на основе метода Диксона или FatSat в сагиттальной плоскости для оценки воспалительных изменений (T1 SAG Dixon (/FS)) до проведения КУ;

е) получение постконтрастных T1 ВИ в сагиттальной, аксиальной и корональной плоскостях в режиме жироподавления на основе метода Диксона или FatSat (T1 SAG Dixon (/FS) с КУ, T1 COR Dixon (/FS) с КУ, T1 AX Dixon (/FS) с КУ) – специальная часть протокола.

На дооперационном этапе необходимо выполнение только МРТ с КУ для динамического наблюдения до стабилизации воспалительного процесса. МРТ с КУ выполняется с использованием модифицированного протокола МРТ-сканирования.

На предоперационном этапе при планировании хирургического вмешательства проводится только КТ области интереса.

На послеоперационном этапе выполняется:

- КТ для оценки состояния костных структур и стабилизирующих металлических конструкций (при их наличии);
- МРТ с КУ для оценки целостности дурального мешка, культы спинного мозга, корешков и спинномозговых нервов, а также поствоспалительных изменений. МРТ с КУ выполняется с использованием модифицированного протокола МРТ-сканирования.

В таблице 4.1 представлен модифицированный протокол МРТ- сканирования позвоночника (шейный, грудной, пояснично-крестцовый отделы).

Таблица 4.1 – Модифицированный протокол МРТ позвоночника (шейный, грудной, пояснично-крестцовый отделы)

Стандартный протокол
STIR COR
T2 ВИ SAG
T1 ВИ SAG (с подавлением сигнала от жировой ткани)
T2 ВИ АХ
SSFP (FIESTA) АХ (СПЕЦИАЛЬНАЯ ЧАСТЬ)
T1 ВИ SAG (с подавлением сигнала от жировой ткани) СЕ
T1 ВИ COR (с подавлением сигнала от жировой ткани) СЕ
T1 ВИ АХ (с подавлением сигнала от жировой ткани) СЕ

Параметры импульсных последовательностей представлены в таблицах 4.2–4.4.

Таблица 4.2 – Параметры T2 ВИ (SG)

Repetition Time (TR), ms	Echo Time (TE), ms	Matrix, mm	Slice Thickness, mm	Flip Angle
3360	108	384x384	4	90°

Таблица 4.3 – Параметры T1 ВИ Fatsat (SG)

Repetition Time (TR), ms	Echo Time (TE), ms	Matrix, mm	Slice Thickness, mm	Flip Angle
565	10	384x384	4	90°

Таблица 4.4 – Параметры STIR SG

Repetition Time (TR), ms	Echo Time (TE), ms	Matrix, mm	Slice Thickness, mm	Flip Angle	Inversion Time (TI), ms
4550	72	384x384	4	90°	150

Применение такого протокола позволит обеспечить диагностическую значимость выполняемого исследования, однако хотим в очередной раз напомнить о необходимости учитывать риски и потенциальную пользу для каждого конкретного пациента.

Резюме

Если лечащий врач, направивший пациента на магнитно-резонансную томографию, не обратил его внимание на то, что нужно взять с собой все имеющиеся медицинские документы и выписки, это должен сделать оператор во время записи пациента на исследование. В случае наличия пассивных имплантов в теле пациента нужно до начала исследования проверить всю доступную регламентирующую их использование документацию, уточнив при этом класс МР-совместимости и дату установления импланта.

В целях соблюдения безопасности, если пациент все-таки не взял с собой документы, в которых указана специфика импланта, стоит связаться с его лечащим врачом, а при невозможности этого — отказать пациенту в исследовании. Если информацию об МР-совместимости в документации к импланту найти не удастся, следует считать его МР-небезопасным и также отказать в исследовании.

Если имплант обнаружился уже в процессе сканирования, решение принимается индивидуально: можно либо продолжить исследование, либо обездвижить

пациента и немедленно (но без резких движений) удалить его из гентри МР-томографа.

Если в теле пациента имеются инородные металлические объекты (осколки снарядов, пули и прочие), то сначала необходимо провести КТ и удалить их. Только затем допустимо отправить пациента на МРТ, которое должно быть сделано по модифицированному протоколу.

Активные импланты

Следующая группа имплантируемых медицинских изделий, распространенность которых растет с каждым годом – активные импланты. Согласно определению ГОСТ Р ИСО 14708-1-2012 [8], к этой группе относятся «импланты, функционирующие за счет электрической энергии или любой другого источника энергии, за исключением сил гравитации или энергии, непосредственно генерируемой телом человека». К ним можно отнести кардио- и нейростимуляторы, водители ритма (пейсмейкеры), инсулиновые помпы, нейростимуляторы, кохлеарные импланты, программируемые шунты, клипсы и прочие устройства. Причем электрокардиостимуляторы (ЭКС), имплантируемые кардиовертер-дефибрилляторы (ИКД), устройства для сердечной ресинхронизирующей терапии, устройства глубокой стимуляции мозга, используемые для лечения двигательных расстройств, депрессии, синдрома Туретта, обсессивно-компульсивного расстройства, болезни Альцгеймера, могут относиться к группе МР-совместимых. Для каждого конкретного изделия производители приводят инструкцию по проведению МР-исследования в случае его МР-совместимости.

Существуют также МР-совместимые магнитоуправляемые устройства, которые, помимо соблюдения условий сканирования, должны быть проверены после проведения МР-исследования: например, шунтирующие системы для лечения гидроцефалии. Эта группа имплантов имеет в своем составе магнитоуправляемый клапан регулировки давления, поэтому при проведении МРТ возможно самопроизвольное изменение установленных настроек. Нейрохирургу или лечащему врачу пациента следует проверить настройки и, при необходимости, вернуть их к заданному режиму.

Опишем сначала общий алгоритм проведения МРТ пациентам с активными имплантами, а затем разберем его на примере двух распространенных категорий: искусственных водителей ритма и стимуляторов блуждающего нерва.

ВАЖНО

В категории активных имплантов (так же, как и для пассивных) существуют абсолютные противопоказания. На сегодняшний день к ним относят: установленные менее 6 недель назад изделия и МР-несовместимые изделия или части изделий (нейростимуляторы, кохлеарные импланты, помпы, электроды кардиостимуляторов). Однако технологии не стоят на месте, и вполне вероятно, что некоторые из перечисленных изделий уже могут быть выполнены в МР- совме-

стимой конфигурации, поэтому обязательно необходимо проверять каждое устройство отдельно.

Алгоритм проведения МРТ пациентам с активными имплантатами

Рассмотрим последовательно шаги, которые необходимо предпринять в случае необходимости проведения МРТ пациенту с активным имплантом. Схематично алгоритм представлен на рисунке 4.4.

Обратите внимание, что для работы с подобными пациентами персонал кабинета МРТ должен привлекать профильных специалистов (аритмолога, врача-кардиолога или сердечно-сосудистого хирурга).

Порядок действий при наличии у пациента активного ИМИ

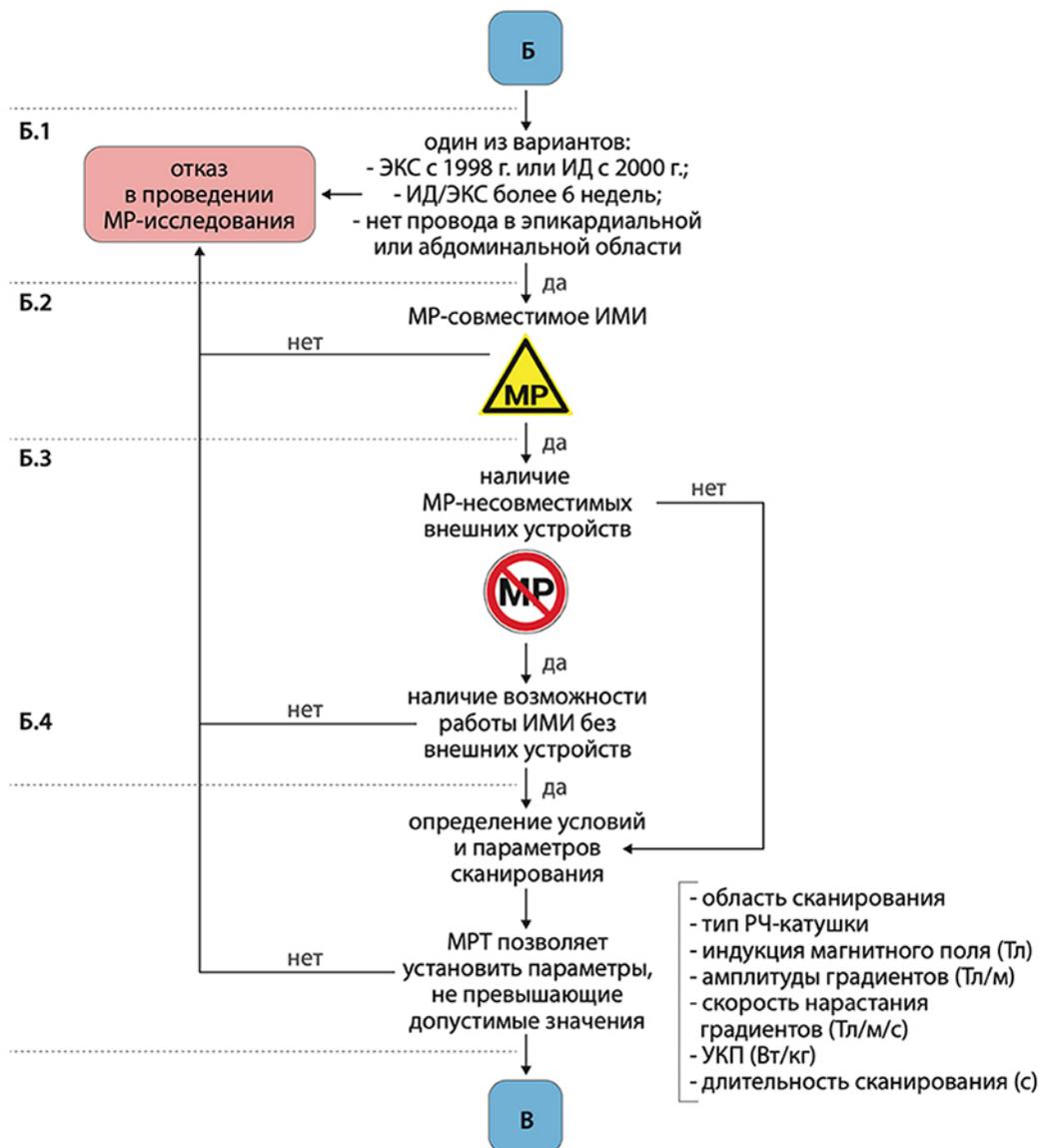


Рисунок 4.4 – Алгоритм проведения МРТ при наличии у пациента активного ИМИ (часть 1)

Б.1. Принятие решения о проведении исследования пациенту с активным имплантом следует начать с проверки следующих фактов:

- установлен достаточно новый имплант (для ЭКС допускается установка с 1998 г., для ИКД – с 2000 г.);
- отсутствуют электроды в эпикардиальной или абдоминальной областях;
- с момента имплантации прошло более 6 недель;
- отсутствуют другие противопоказания к МРТ.

Принятие решения, как и для пассивных имплантов, должно основываться на имеющихся документах. Это могут быть паспорт импланта, заключения, эпи-

криз операции, выписки с данными о серийных номерах электродов и непосредственно импланта и т. п. При принятии решения стоит обратить внимание также на наличие необходимого оборудования для перепрограммирования имплантируемого устройства у аритмолога (или другого профильного специалиста).

Б.2–Б.3. Если эти условия выполняются, следует перейти к определению МР-совместимости: МР-небезопасный или МР-совместимый при определенных условиях (категория «МР-безопасный» в данном случае практически неприменима). Кроме того, необходимо убедиться в МР-совместимости внешних устройств (зарядного устройства, внешнего программатора, устройства управления и пр.). Перед попаданием в область контролируемого доступа (рис. 3.1, зоны III и IV) все МР-небезопасные внешние устройства должны быть отсоединены. Наличие подобных устройств уточняется на основании информации, представленной в технической документации на изделие.

Б.4. Аналогично порядку действий при обнаружении пассивных имплантов соответствие параметров сканирования допустимым в документации на имплант значениям обязательно. Для активных МР-совместимых имплантов условия сканирования, кроме стандартных требуемых параметров, включают также дополнительные опции. Например, для стимулятора блуждающего нерва, применяемого в целях лечения некоторых форм эпилепсии и депрессии, с учетом длины провода производители указывают в технической документации требуемый тип РЧ-катушки (приемная/приемно-передающая) и ее режим работы, разрешенную зону сканирования, конфигурацию томографа (открытая/закрытая), режим сканирования (нормальный/режим 1 уровня и т.п.).

Порядок действий при наличии у пациента активного ИМИ

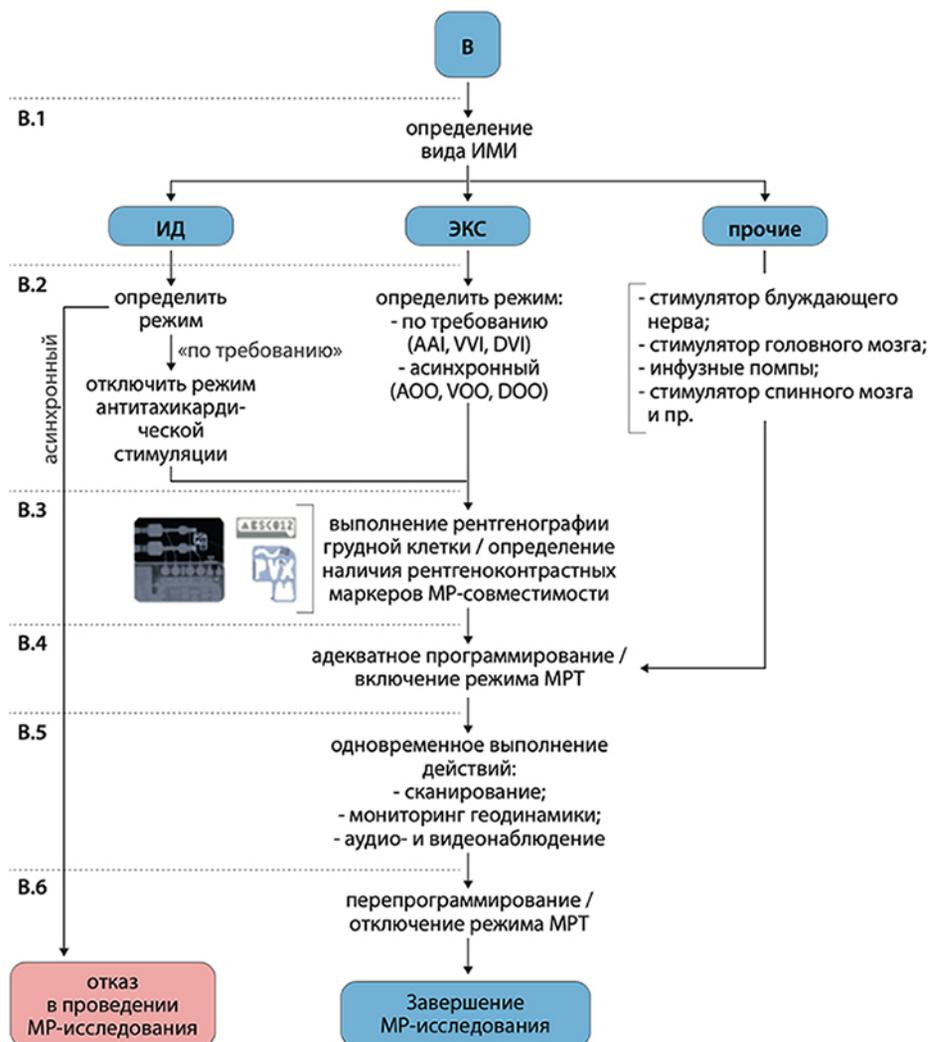


Рисунок 4.5 – Алгоритм проведения МРТ при наличии у пациента активного ИМИ (часть 2)

В.1–В.2. Из всех типов активных имплантов следует выделить ИКД и ЭКС, для которых необходимо определить режим работы. Недопустимо проведение исследования пациентам с ИКД, работающим в асинхронном режиме. ИКД, работающий в режиме «По требованию», нуждается в отключении антитахикардической стимуляции. ЭКС – выбирается асинхронный режим.

В.3. Также важно выполнить рентгенографию грудной клетки, чтобы подтвердить положение и целостность электрода и проверить наличие рентгеноконтрастных маркеров МР-совместимости, если есть сомнения относительно имплантированного устройства (однако не всегда маркеры удается увидеть, а в некоторых ранних МР-совместимых ЭКС они не применялись).

В.4. Перед МР-исследованием имплант переключается в безопасный режим работы («Режим МРТ»), производится телематический опрос и адекватное про-

граммирование. При телеметрическом опросе аритмолог (или другой профильный специалист) получает информацию о целостности системы, проценте стимуляции, ее запрограммированной частоте и АВ-интервале, принимая участие в правильном программировании ЭКС до попадания пациента в зоны III и IV. Врач-рентгенолог должен уточнять у аритмолога (профильного специалиста), в какой режим работы переведено устройство, и выбирать соответствующие параметры сканирования МРТ.

В.5. Во время проведения сканирования в обязательном порядке требуется обеспечить мониторинг гемодинамики с совместным использованием ЭКГ-монитора и пульсоксиметра. За пределами процедурной должен находиться внешний МР-совместимый дефибриллятор (предпочтительно с возможностью внешней электрокардиостимуляции), которым при необходимости можно будет воспользоваться.

В.6. После завершения сканирования режим МРТ у кардиостимулятора должен быть выключен, а имплантируемое устройство – перепрограммировано, желательно с использованием параметров, сохраненных перед сканированием МРТ. Все действия, связанные с перепрограммированием устройства, должны выполняться профильным специалистом.

Приведенный алгоритм формирует общий подход к работе с этой категорией пациентов. Однако следует иметь в виду, что решение в каждом отдельном случае должно приниматься индивидуально.

Отметим, что перечень действий в случае нештатной ситуации при проведении исследования пациенту с активными ИМИ может отличаться и должен быть заранее согласован со специалистом, специализирующимся на конкретном типе имплантов. При необходимости следует обратиться за консультацией к производителю конкретного изделия.

Перейдем теперь к более детальному разбору примеров двух распространенных групп активных имплантов.

Искусственные водители ритма

Под искусственными водителями ритма в данном случае мы будем понимать активные импланты, предназначенные для инициации или корректировки функции работы сердца. По данным Европейской ассоциации нарушений сердечного ритма (EHRA), за 2014 год, в 47 странах, имеющих членство в Европейском обществе кардиологов, было имплантировано более 520 тыс. электрокардиостимуляторов, 100 тыс. имплантируемых кардиовертеров-дефибрилляторов, 78 тыс. устройств для сердечной ресинхронизирующей терапии (СРТ) [70]. В 2016 году их количество увеличилось и составило соответственно более 547 тыс., 105 тыс., 87 тыс. единиц устройств [74–76]. С каждым го-

дом возрастает количество пациентов с ИМИ для электротерапии сердца, включая ЭКС, ИД и устройства для СРТ.

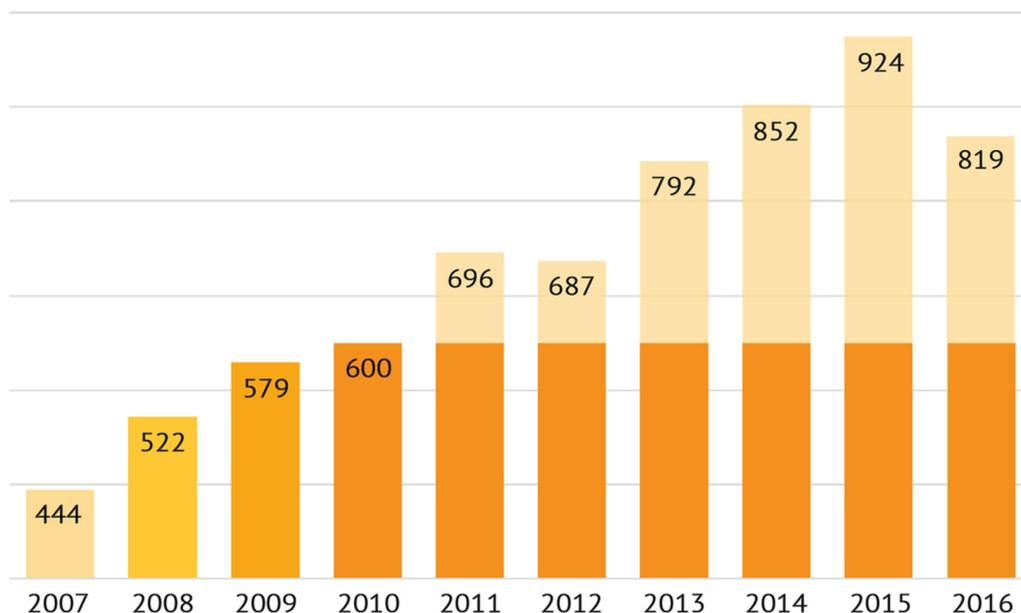


Рисунок 4.6 – Пациенты с ЭКС и ИКД в России на 1 млн населения

С каждым годом роль МРТ в визуализации патологий стремительно растет. Аналогичный рост и модернизация наблюдаются и среди имплантируемых медицинских изделий, что в свою очередь требует от медицинских сотрудников постоянного совершенствования собственных знаний, чтобы обеспечивать совместимость устройства перед сканированием, предотвращать или уменьшать потенциальное возникновение побочных эффектов.

На сегодняшний день не существует полностью МР-безопасных искусственных водителей ритма, поэтому нам предстоит работа с МР-совместимыми при определенных условиях и МР-несовместимыми изделиями (последние рассмотрим позже отдельно). С 1996 года производители ЭКС стали уделять большое внимание использованию немагнитных частей, и в настоящее время ферромагнитных материалов в представленных имплантах значительно меньше, а, следовательно, механические силы, действующие на ЭКС, не столь значительны [77].

Примечание: неферромагнитные материалы, такие как тантал, титан, нитинол, медь или пластик, не представляют опасности при воздействии магнитного поля. Тем не менее неферромагнитные металлические объекты обладают общей способностью подвергаться радиочастотному нагреву и индуцированию тока, особенно когда они вытянуты или образуют петлю.

Наибольшую опасность несет воздействие магнитного поля на магнитоуправляемый контакт стимулятора – геркон. Он представляет собой два контакта, соединяющихся под действием магнитного поля. В МРТ может произойти

непредсказуемая активация, при которой такой ЭКС самостоятельно перейдет в асинхронный режим [77]. К счастью, на сегодняшний день подобная проблема в большинстве современных МР-совместимых при определенных условиях ЭКС решена с помощью замены герконов на твердотельные датчики Холла, которые отличаются более предсказуемым поведением при воздействии магнитного поля.

М.Н. Gillam и соавторы в 2017 году указали на кратный рост числа проводимых МР-исследований пациентам с МР-совместимыми устройствами в сравнении с МР-небезопасными [77]. Однако, по некоторым оценкам, необходимое исследование получает лишь 1 пациент из 50 [78].

Несмотря на обилие ресурсов, все еще возникают ситуации, выходящие за рамки тех, которые определены в инструкции по применению, что приводит к неопределенности в отношении того, как оценить безопасность проведения МРТ. Поэтому врачи-рентгенологи могут отказывать пациентам в исследовании, что способно повлиять на тактику их лечения. Многие современные кардиостимуляторы и ИКД являются МРТ-условно-совместимыми, но, по различным оценкам, примерно у 6 млн пациентов на данный момент установлены устаревшие устройства, и примерно у 50–75 % из них появляются клинические показания для проведения МРТ в течение всего срока службы устройства [79]. Например, в Москве с учетом проведения 900 операций по установке ЭКС ежегодно число таких пациентов в момент составляет порядка 9000 человек, а в результате – 450–700 МРТ с ЭКС в год.

Таким образом, решение задачи по минимизации отказов от проведения МРТ пациентам с искусственными водителями ритма зависит одновременно от двух факторов. Первый – это полный переход индустрии к совместимым при определенных условиях устройствам (и производители уже работают над этим). Второй (на наш взгляд, более значимый) – обучение персонала медицинских организаций определенному алгоритму действий для исключения безосновательных сомнений по поводу безопасности исследования.

Итак, как же выполнить МРТ пациенту с искусственным водителем ритма? Наиболее актуальными на момент публикации этой книги считаются рекомендации К. Vigen [80]. Разберем алгоритм исследования с учетом этого документа, мирового и собственного опыта.

В первую очередь для проведения исследования потребуются активное участие аритмолога и некоторое дополнительное оборудование, а именно: МР-совместимый монитор жизненных функций (пульс, сатурация, пульсоксиметрия, ЭКГ), МР-совместимый пульсоксиметр, программатор имплантируемого устройства соответствующего производителя и МР-совместимая кушетка.

Мы уже рассматривали необходимость применения монитора и пульсоксиметра в разделе о пассивных имплантах. Технические средства контроля состояния и оказания первой помощи строго обязательны при проведении МР-исследований у пациентов с активными имплантами. Программатор для им-

планта потребуется аритмологу (о его роли будет сказано чуть позже), он, как правило, поставляется в медицинские организации, занимающиеся имплантацией. Важно отметить, что такие устройства не универсальны и применимы только для имплантов соответствующего производителя.

MP-совместимая система аудио- и видеосвязи зачастую уже входит в стандартный комплект поставки современных томографов. В случае пациентов с активными имплантами, для которых существует повышенный риск возникновения нештатной ситуации, дополнительный контроль становится целесообразным, особенно при такой конфигурации кабинета, которая не обеспечивает прямую видимость пациента из комнаты управления.

Что касается непосредственно MP-томографа, то в настоящее время большинство клинических исследований проводилось на томографах с индукцией магнитного поля 1,5 Тл, однако опубликованы наблюдения ученых о проведении исследований и на томографах 3 Тл [81, 82]. Все больше MP-совместимых ЭКС рассчитаны на сканирование при индукции магнитного поля 3 Тл, но лишь немногие публикуют отчеты об успешном проведении исследования с MP-несовместимым устройством [83].

Процедура проведения МРТ пациентам с искусственными водителями ритма отличается от рутинного исследования и требует особого внимания и квалификации персонала. Логически ее можно разделить на четыре этапа: направление, подготовка, непосредственно проведение исследования и работа с пациентом после МРТ (рис. 4.7).

Направление на МРТ

(кардиолог, онколог, терапевт)

- Обоснование исследования
- Выбор МО

Подготовка

- Проверка совместимости ИМИ
- Согласование расписания
(МРТ, кардиолог, аритмолог, реаниматолог)
- Перевод ИМИ в режим «МРТ»



Проведение исследования

- Выбор протокола сканирования
- Контроль состояния в процессе исследования

Завершение

- Настройка ИМИ
- Контроль состояния
- Описание исследования

Рисунок 4.7 – Схема маршрутизации пациентов с искусственными водителями ритма на МРТ (ИМИ – имплантируемое медицинское изделие)

Уже на этапе направления пациента нужно четко сформулировать обоснование исследования, выполнить идентификацию устройства (по паспорту импланта

или выписному эпикризу) и получить предварительное (допустимо устное) согласование возможности выполнения МРТ целевой области в конкретной медицинской организации. Краткая инструкция для специалистов, направляющих на МРТ, приведена в приложении Е.

Далее начинается **подготовка**. Аритмолог и рентгенолог, взаимодействуя, должны определить допустимые условия сканирования для конкретного пациента и импланта.

ВАЖНО

В связи с тем, что производители имплантов проводят тестирование на совместимость только своих изделий, установленная пациенту система может считаться МР-совместимой при определенных условиях только в случае, если все ее компоненты (как непосредственно генератор, так и электроды) были протестированы совместно. Кроме того, для подтверждения МР-совместимости необходимо иметь полное понимание состояния имплантированного устройства, включая наличие оставленных или сломанных электродов, эпикардальных электродов или фрагментов систем различных производителей. Нередки случаи, когда для минимизации хирургического вмешательства при замене ЭКС устанавливают новое МР-совместимое при определенных условиях изделие и оставляют МР-несовместимые электроды. В этом случае, как и при замене ЭКС на изделие другого производителя, система должна считаться МР-несовместимой.

Помимо паспорта на изделие, информация об МР-совместимости конкретного ИМИ также доступна на сайтах: www.mrisafety.com (независимая база данных), <http://www.medtronic.com/mrc> для ИМИ производства Medtronic, <https://www.promricheck.com> для BIOTRONIK, и <https://www.bostonscientific.com/imageready> для Boston Scientific. Кроме этого, большинство производителей ЭКС используют рентгеноконтрастную маркировку своих изделий (рис. 4.8), которую можно увидеть на рентгенографии или КТ грудной клетки.

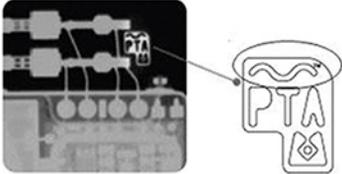
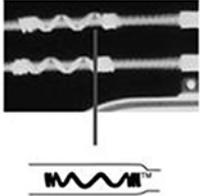
	Генератор	Электрод
St. Jude		
Medtronic		
Sorin Group		
Boston Scientific		

Рисунок 4.8 – Примеры рентгеноконтрастных меток на ЭКС

Подчеркнем еще раз, что отнесение имплантируемой системы к группе «MR-совместимый при определенных условиях» предполагает обязательное выполнение всех условий, формируемых производителем. К ним относятся как параметры сканирования (индукция постоянного магнитного поля, скорость нарастания градиентов, длительность сканирования, область визуализации, SAR и др.), так и такие факторы, как срок с момента установки изделия, рост пациента, область, в которой размещен генератор (например, грудное положение для трансвенозной системы).

Также на безопасность влияют технические параметры состояния импланта: остаточная емкость батареи (например, не менее 10%), пороги стимуляции (например, 2,0 В при 0,35 мс), отсутствие повреждений на электродах и допустимые значения их импеданса (как правило, задается диапазон порядка 200–3000 Ом).

Убедившись, что все условия могут быть выполнены, можно согласовать расписание кабинета МРТ и врача-аритмолога и назначить время исследования.

При этом рентгенолог (при необходимости – совместно с инженером или аппликатором) должен заранее настроить протокол сканирования и убедиться в работоспособности всего дополнительного оборудования.

Непосредственно перед тем, как пациент попадет в кабинет МРТ, аритмолог выполняет осмотр и перепрограммирование устройства (перевод импланта в режим МРТ), устанавливает временные настройки перед исследованием. Эта процедура выполняется в отделении лучевой диагностики, но строго за пределами зоны III, так как программаторы не должны подвергаться воздействию магнитных полей. Стоит уточнить, что рекомендовано минимизировать время работы импланта в режиме МРТ, после окончания исследования провести устройство в обычный режим работы и провести проверку всей системы.

Сведения об изменении настроек устройства должны быть задокументированы. Пример бланка приведен в приложении Е.

В современных системах кардиостимуляции режим МРТ можно включить заранее (как правило, не более чем за 48 часов) на длительный или на точно заданный короткий период – только для проведения исследования, если это позволяет состояние пациента. Но при этом пациент может испытывать боли в грудной клетке или другие неприятные ощущения, поэтому целесообразно минимизировать длительность работы устройства в режиме МРТ и обязательно контролировать состояние в случае долгосрочного программирования.

Также стали появляться системы, автоматически включающие режим МРТ при воздействии магнитного поля достаточно большой индукции (рис. 4.9). В таком случае инструкция производителя может не требовать дополнительной настройки устройства, но в этом необходимо убедиться отдельно.

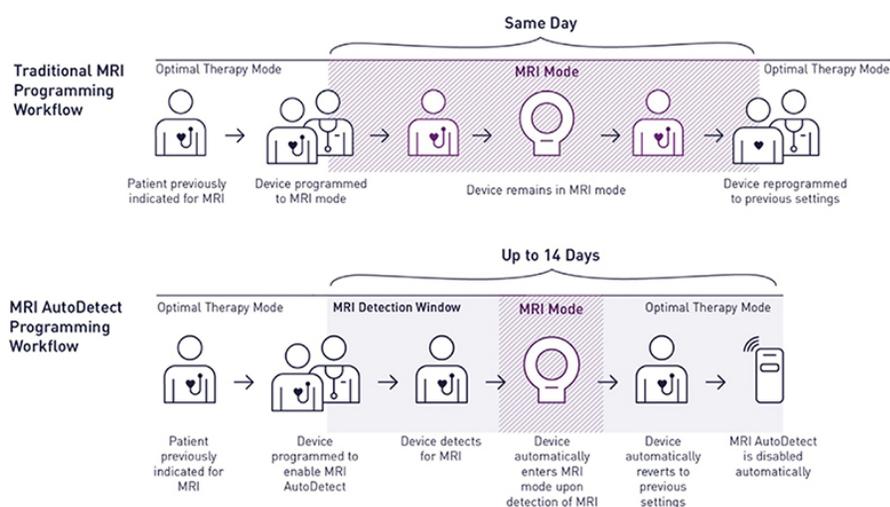


Рисунок 4.9 – Сравнение алгоритмов перевода импланта в режим МРТ [84]

У стимуляторозависимого пациента с ЭКС или CRT-P (система СРТ-стимуляции, без функции кардиовертера дефибриллятора) с двухкамерной электрокардиостимуляцией рекомендовано выбирать D00-режим (двухкамерная предсердно-желудочковая стимуляция в асинхронном режиме), при этом в системах с однокамерной электростимуляцией рекомендовано выбирать режимы V00/A00 (однокамерная желудочковая или/или предсердная стимуляция в асинхронном режиме) для предотвращения ингибирования стимуляции вследствие гипервосприятия шумов электромагнитной интерференции.

Для предотвращения электромагнитных воздействий у стимулятор-независимого пациента с ЭКС необходимо в обязательном порядке удостовериться в наличии запрограммированных ингибируемых режимов стимуляции. В ингибируемом режиме может осуществляться как однокамерная желудочковая (VVI) /предсердная (AAI), так и двухкамерная (DDI/VDD) электрокардиоимпульсия. У пациентов с ИКД/СРТ-Д (СРТ с функцией кардиовертера дефибриллятора) рекомендовано деактивировать антитахикардические и кардиоверсионные терапии тахиаритмий, чтобы избежать немотивированных разрядов и запрограммировать режимы стимуляции OVO/ODO.

Важно помнить, что необходимо удостовериться в деактивации на любом имплантированном антиаритмическом устройстве (ЭКС, ИКД или СРТ) всех алгоритмов корректировки режима стимуляции у каждого пациента (например, «частотная адаптация», алгоритмы групп минимизации желудочковой стимуляции, превентивной предсердной стимуляции и пр.).

Во время сканирования обязательно выполняется визуальный контроль пациента, пульсоксиметрия и/или ЭКГ-мониторирование (с особым вниманием к размещению электродов и подготовке кожи). При необходимости можно прерывать исследование после каждой импульсной последовательности. Надо понимать, что томограф не влияет на пульсоксиметрию, и именно поэтому ее рекомендовано всегда использовать для наблюдения за пациентом.

Чтобы получившееся исследование было интерпретабельным и имело достаточную диагностическую значимость, может потребоваться подавление артефактов от импланта в области интереса. Этот вопрос мы уже рассматривали в главе 2, однако отметим лишь необходимость учета этого факта, чтобы все предпринятые при проведении исследования меры не оказались бессмысленными [85]. Иначе говоря, контроль качества изображений следует проводить после каждой импульсной последовательности (кроме «прескана»). При этом параметры сканирования ни при каких обстоятельствах не должны противоречить требованиям производителя импланта.

К возможным нарушениям во время МРТ можно отнести:

- смещение корпуса импланта;
- неожиданные изменения в программе, такие как сброс запрограммированных параметров до «параметров по умолчанию», ингибирование стимуляции (например, снижение ЧСС без признаков искусственной «навязки» ритма до пе-

риода адаптации ЭКС), учащение ЧСС из-за немотивированного срабатывания алгоритмов стимуляции, асинхронная стимуляция;

– индукция фибрилляции желудочков;

– риск РЧ-нагрева оставленных в теле пациента эпикардиальных или перикардиальных электродов, даже если сам генератор импульсов был удален.

Учитывая возможные нарушения по время проведения МР-исследования, должны быть доступны дефибриллятор и медицинские специалисты, прошедшие обучение по программированию и сканированию определенного имплантированного устройства, готовые в любой момент оказать первую помощь.

После завершения исследования аритмолог еще раз проводит осмотр пациента и возвращает настройки импланта в исходный режим. В некоторых случаях после перепрограммирования пациент может испытывать дискомфорт или боли в грудной клетке, поэтому сразу после окончания исследования его нужно записать на повторный прием к врачу (спустя 1–2 недели). Также можно порекомендовать контрольный звонок пациенту через 1–2 дня после МРТ для того, чтобы убедиться в отсутствии жалоб.

МР-несовместимые искусственные водители ритма

Само по себе отнесение импланта к категории МР-несовместимых является причиной для категорического отказа от проведения исследования. Однако D.A. Munawar и соавторы [5] провели анализ, включавший 5625 пациентов с МР-несовместимыми искусственными водителями ритма, в результате которого из 7196 (у некоторых пациентов по 2–3 исследования) МР-сканирований не было выявлено ни одного случая смерти из-за воздействия МРТ на имплант, разряда источника питания или отказа электрода. В то же время наблюдались временные нарушения стимуляции и необратимые некритичные изменения в параметрах устройства. Сопоставимые результаты получены A. Shah в метаанализе, включавшем 5099 пациентов и 5908 МР-исследований [86].

В то же время агентство Centers for Medicare & Medicaid Services (США) предложило обновление рекомендаций по проведению МРТ пациентам с МР-небезопасными искусственными водителями ритма, но при этом не установило временных ограничений на публичное обсуждение и в итоге пока не утвердило документ [87]. В свою очередь, Европейское сообщество кардиологов в актуальных рекомендациях [69] допускает проведение МРТ данной категории пациентов при соблюдении ряда условий. Интересно, что в одной из работ [88] показана применимость такого подхода даже для МРТ сердца.

Можно сделать следующие выводы:

1. Исследование целесообразно проводить в случае, если у пациента отсутствуют эпикардиальные электроды или их части (кроме временных послеопера-

ционных). Такие электроды могут нагреваться во время исследования, причем величина нагрева сложно прогнозируема.

2. Допустимо проведение МР-исследования непосредственно после имплантации электрода или генератора в случае, если такой риск оправдан потенциальной пользой от диагностики.

3. Если необходимо, то возможно повторное проведение исследования без соблюдения минимального интервала или увеличения числа проводимых исследований.

4. Рекомендуется документировать состояние устройства непосредственно перед началом и сразу после проведения МРТ с указанием порогов стимуляции, амплитуды P- и R-зубцов и импеданса электродов.

5. Во время перепрограммирования устройства в зоне доступа должны находиться дефибриллятор или монитор пациента с функцией стимуляции. Следует помнить о недопустимости использования большинства таких приборов в процедурной МРТ.

6. Рекомендуются непрерывные мониторинг ЭКГ и пульсоксиметрия (при помощи МР-совместимого оборудования) на все время, в течение которого устройство перепрограммировано для проведения МРТ. Особое внимание следует уделить размещению электродов ЭКГ и подготовке кожи для минимизации артефактов.

7. На протяжении всего времени, пока режим работы импланта изменен, в кабинете МРТ должны присутствовать специалисты, готовые выполнить перепрограммирование импланта, расширенный протокол поддержания жизнедеятельности (в т.ч. с применением инвазивных мер и диагностикой причины остановки кровообращения), сердечно-легочную реанимацию, распознавание аритмии, дефибрилляцию, чрескожную или трансвенозную стимуляцию (в случае зависимых от стимуляции пациентов).

8. При проведении исследования зависимым от стимуляции пациентам устройство следует перевести в асинхронный режим с отключением всех функций и корректировкой режима работы в зависимости от состояния пациента.

9. Для независимых от стимуляции пациентов целесообразно перепрограммировать имплант в режим без стимуляции.

10. Все реанимационные мероприятия, требующие применения дефибриллятора, программатора или любого другого МР-несовместимого оборудования, должны проводиться за пределами зоны IV.

11. В течение недели после проведения исследования необходимо выполнить полную проверку состояния имплантируемого устройства.

Стимулятор блуждающего нерва (системы VNS-терапии)

Активные имплантируемые медицинские изделия для стимуляции блуждающего нерва (Vagus Nerve Stimulation – VNS-терапия) применяются в качестве дополнительной терапии с целью снижения частоты приступов у тех детей и взрослых с фармакорезистентной эпилепсией, которым не показана резекционная хирургия [89]. Система VNS-терапии состоит из имплантируемых генератора импульсов и электрода, внешней системы программирования, которая включает в себя программатор с предустановленным программным обеспечением, и пульта для программирования, планшета с программным обеспечением, а также магнита пациента. Магнит пациента применяется для активации устройства по требованию в моменты, когда пациент или ухаживающее за ним лицо чувствует, что должен произойти эпилептический приступ, или, наоборот, для приостановления стимуляции. В связи с этим пациентам или лицам, ухаживающим за ними, рекомендуется носить магнит пациента с собой.

MP-несовместимыми компонентами системы VNS-терапии являются программатор, пульт программирования и магнит пациента. Эти устройства нельзя вносить в процедурную МРТ.

Имплантируемый блок системы VNS-терапии MP-совместим при определенных условиях. В работе В. Мандал и соавторов представлены клинические примеры проведенных МРТ-исследований головного мозга пациентам с системами VNS-терапии. Авторы отмечают, что исследования выполнены успешно, без дискомфорта и осложнений для пациентов. Также получены изображения достаточного клинического качества, без артефактов [90].

На сегодняшний день в России зарегистрированы системы VNS-терапии фирмы LivaNova (ранее Cyberonics), которые включают в себя модели генераторов импульсов 103, 106 и 1000 (модели 106 и 1000 ожидают регистрации на территории РФ) и модели электродов 300, 302, 303 или 304, считающиеся эквивалентными в отношении безопасности МРТ. В настоящее время в подавляющем большинстве случаев встречаются имплантируемые устройства модели 103 и электроды модели 304.

В этом разделе мы рассмотрим потенциальные риски выполнения МРТ пациентам с такими системами, а также приведем порядок подготовки и алгоритм МРТ-исследования. Рекомендации сформулированы на основании документации производителя MRI with the VNS Therapy System.

Потенциальные риски и последствия проведения МРТ у пациентов с системой VNS-терапии включают в себя:

- нагрев электродов до температур, которые могут вызвать болезненные ощущения, некроз или травму тканей, а также нагрев участка вокруг системы VNS-терапии или обнаженной части электрода в результате воздействия РЧ-магнитного поля;

- прохождение незначительного тока через электрод;
- самопроизвольный перезапуск системы VNS-терапии, в результате которого может быть удалена информация, хранящаяся на устройстве (в том числе возможно удаление серийного номера устройства);
- самопроизвольное переключение режима работы, обычно возникающее при краткосрочном применении и удалении портативного магнита (режим «Магнит») из-за воздействия магнитного поля, которое активирует или приостанавливает стимуляцию;
- искажение изображения и появление артефактов из-за инородных ферромагнитных объектов в теле пациента;
- неисправность или повреждение устройства VNS.

Подготовка к исследованию. Аналогично искусственным водителям ритма система VNS-терапии должна быть переведена в специальный режим при помощи системы программирования. Эту манипуляцию совершает врач-невролог или врач-нейрохирург, имеющий доступ к настройке устройства, строго до входа пациента в область с высоким магнитным полем МРТ-кабинета (зона III). Для этого он выполняет следующие действия:

1. Снимает данные и фиксирует информацию в карте пациента или в копии из приведенной ниже таблицы 4.5. Эта информация используется для восстановления настроек устройства по окончании процедуры МРТ.

Таблица 4.5 – Параметры настроек системы VNS-терапии в случае перезагрузки системы

Параметр	Значение
Идентификатор пациента	
Серийный номер устройства	
Дата имплантации	
Сила тока	
Частота сигнала	
Ширина импульса	
Длительность импульса сигнала	
Длительность времени отключения	
Ток в режиме «Магнит»	
Время включения в режиме «Магнит»	
Ширина импульса в режиме «Магнит»	
Сила тока в режиме автоматической стимуляции (AutoStim), модели 106 и 1000	
Ширина импульса в режиме автоматической стимуляции (AutoStim), модели 106 и 1000	
Время включения в режиме автоматической стимуляции (AutoStim), модели 106 и 1000	
Обнаружение приступа, модели 106 и 1000	
Пороговое значение для автоматической стимуляции (Threshold), модели 106 и 1000	
Обнаружение сердечных тонов, модели 106 и 1000	

2. Выполняет диагностику системы VNS-терапии для обеспечения правильной работы устройства.

3. Перепрограммирует параметры силы тока для обычного режима, режима «Магнит» и режима автоматической стимуляции (AutoStim) следующим образом:

- сила тока (mA): 0;
- ток в режиме «Магнит» (mA): 0;
- ток в режиме автоматической стимуляции (AutoStim) (mA): 0 с выключенной функцией обнаружения приступа (модели 106 и 1000).

4. Обязательно выполняет проверку того, что устройство перепрограммировано успешно.

5. Выполняет проверку того, что система VNS-терапии размещена между C7–Th8 позвонками.

ВАЖНО

Система VNS-терапии, имплантированная за пределами зоны C7–Th8, является противопоказанием к проведению МРТ.

Непосредственно перед началом МРТ-исследования рентгенолаборант или врач должны уведомить пациента о том, что при появлении дискомфорта, нагрева или других необычных ощущений пациент должен незамедлительно сигнализировать, чтобы персонал МРТ-кабинета сразу прекратил процедуру.

МРТ 1,5 и 3,0 Тл. Пациентов с системой VNS-терапии можно сканировать безопасно через две недели после имплантации при следующих условиях:

- статическое магнитное поле – только 1,5 Тл или 3,0 Тл;
- пространственный градиент поля – 720 Гаусс/см или ниже;
- только нормальный режим сканирования (normal mode);
- использование приемно-передающих катушек или использование приемной катушки вне зоны исключения (согласно рекомендациям, см. ниже).

ВАЖНО

Не все радиочастотные катушки для головы являются приемно-передающими. Подавляющее большинство из них – только приемные, поэтому использование таких катушек у пациента с VNS ограничено (см. ниже).

Не рекомендуется выполнять МР-исследование любой области, если есть подозрение на разрыв электрода либо остаточная длина электрода более 2 см.

Типы устройств VNS. Все устройства VNS делятся на 2 группы:

- *группа А* – модели 103, 105, 106, 1000 или 8103, если они размещены в типичном расположении (над 4-м ребром слева – рис. 4.10). При размещении в другой локализации эти модели относятся к группе В;
- *группа В* – модели 100С, 101, 102, 102R, 104.

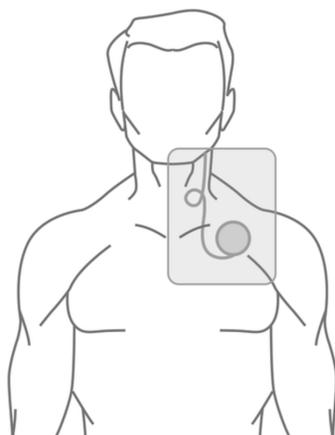


Рисунок 4.10 – Типичная локализация установленного VNS

Таблица 4.6 – Параметры МРТ-сканирования пациентов с различными системами VNS-терапии (пояснения по моделям в зависимости от группы даны в тексте)

Параметры	Группа А	Группа В
Магнитное поле, Тл	1,5/3	1,5/3
Градиент, Гс/см	До 3000	До 3000
Режим сканирования	Нормальный	Нормальный
Передающая катушка	РЧ-катушка для головы или для конечности – за пределами С7–Тн8 РЧ-катушка для тела (приемная РЧ-катушка) – изоцентр за пределами С7–L3	Использование только приемопередающих РЧ-катушек для головы
Максимальный SAR	Приемопередающая РЧ-катушка для головы 3,2 Вт/кг Передающая РЧ-катушка для тела, 2,0 Вт/кг	Приемопередающая РЧ-катушка для головы 3,2 Вт/кг
Время сканирования	Головная приемопередающая РЧ-катушка – нет лимита Передающая РЧ-катушка для тела – 15 мин активного сканирования, окно – 30 мин	Нет
Дополнительно	Отключение шимминга	Нет

Оценка длины сегмента электрода. Если МРТ-исследование необходимо и должно быть выполнено с использованием только приемной катушки, то безопасную длину оставшегося сегмента имплантированного электрода (т.е. ≤ 2 см) можно оценить с помощью рентгенографии. Причем для оценки масштаба может использоваться расстояние между положительным и отрицательными электродами, составляющее ~ 1 см.

На рисунке 4.11 показана взаимосвязь электродов друг с другом и положительного электрода с фиксирующей нитью. Допускается выполнение МРТ-исследования, если электрод перерезан, как показано на рис. 4.11а, т.е. остаточная длина составляет менее 2 см. В то же время не рекомендуется выполнять МРТ-исследование, если остаточная длина электрода более 2 см (рис. 4.11б).

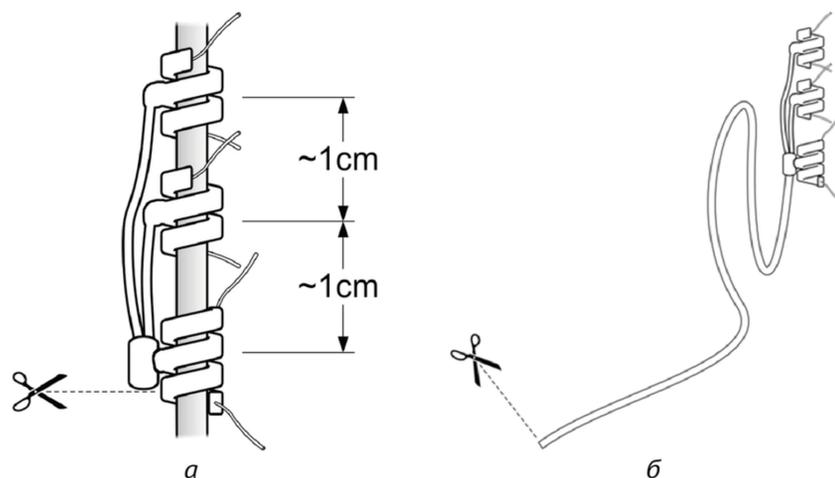


Рисунок 4.11 – Перерезанный электрод: а – ≤ 2 см; б - > 2 см

Предупреждение: оставшиеся электроды представляют повышенный риск термического повреждения во время проведения МРТ.

Безопасные МР-исследования пациентам с системой VNS-терапии. Далее показаны примеры МР-исследований головы (рис. 4.12) и нижних конечностей (рис. 4.13).

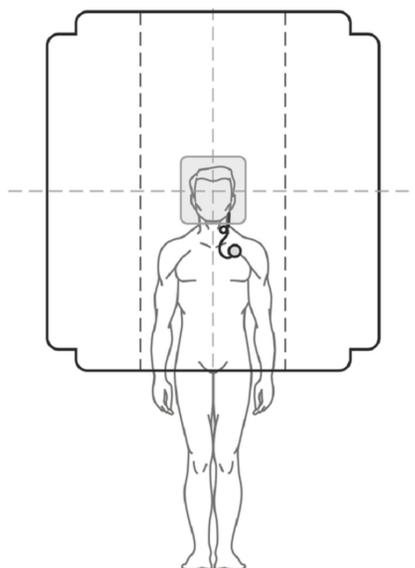


Рисунок 4.12 – МР-исследование головы

Зона исследования: головной мозг.

Приемная или приемо-передающая радиочастотная катушка: для головы.

Примечание: перекрестия показывают изоцентр МР-системы.

Сканирование головного мозга выполняется с помощью передающей РЧ-катушки для головы, что приводит к минимальному воздействию РЧ-магнитного поля на систему VNS-терапии или отсутствию такого воздействия.

Также безопасным является проведение исследований нижних конечностей (рис. 4.13).

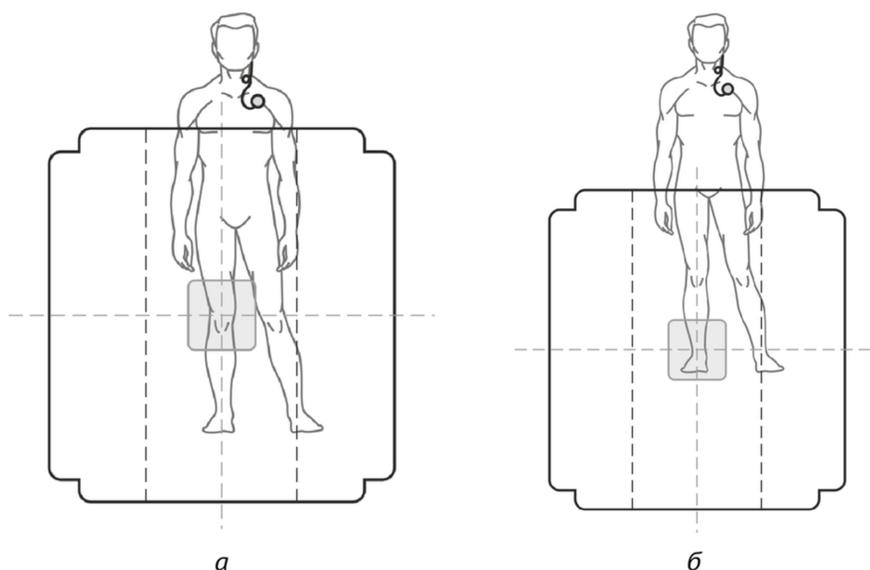


Рисунок 4.13 – МРТ нижних конечностей: а – колена; б – голеностопа

Зона исследования: колено, лодыжка.

Передающая радиочастотная катушка: локальная.

Сканирование конечностей выполняется с использованием соответствующей приемо-передающей РЧ-катушки и не вызывает значимого воздействия поля B_1 на систему VNS-терапии.

Небезопасные МР-исследования пациентам с системой VNS-терапии. Ни при каких обстоятельствах локальная передающая катушка или передающая РЧ-катушка для тела, либо любая другая используемая во время исследования РЧ-катушка не должна быть размещена над системой VNS-терапии (рис. 4.14). Это необходимо, чтобы система VNS-терапии, обычно располагаемая между С7 и Т8, не подвергалась воздействию какого-либо радиочастотного поля от передающей радиочастотной катушки (рис. 4.15).

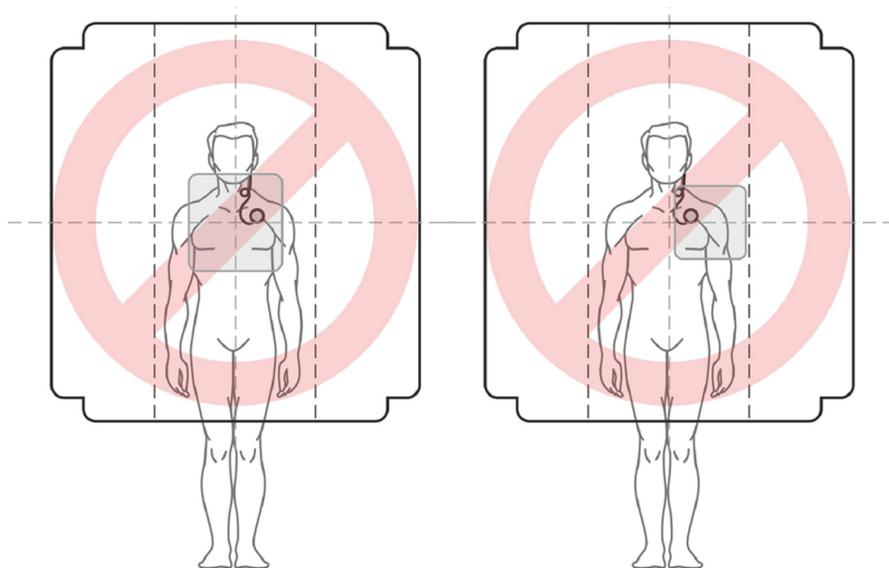


Рисунок 4.14 – Зоны, сканирование которых строго запрещено

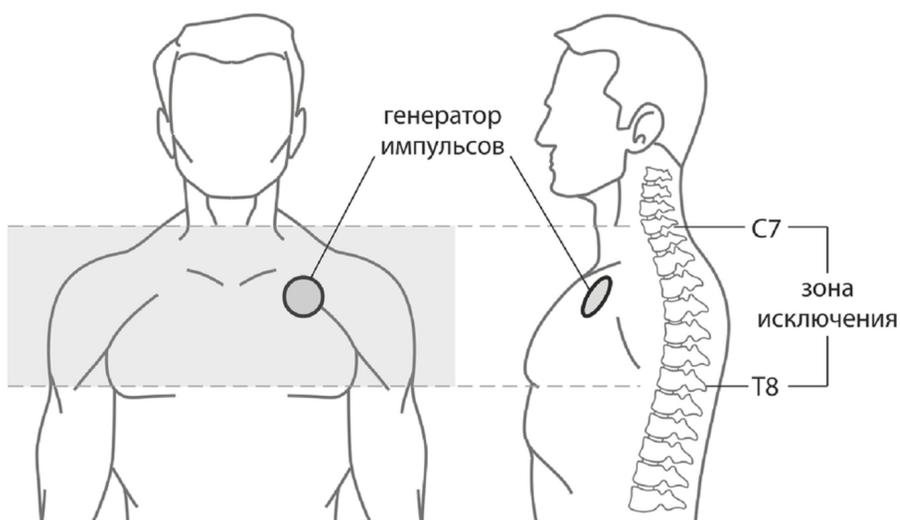


Рисунок 4.15 – Зоны-исключения. Сканирования этих зон запрещено

Зона исследования: зона исключения C7–T8.

Передающая радиочастотная катушка: все типы.

Выполнение МР-исследования в указанных на рис. 4.14 и 4.15 областях возможно **только после хирургического удаления системы VNS-терапии**. Проведение МР-исследования в конфигурации, предполагающей локализацию системы VNS-терапии даже на периферии поля обзора (рис. 4.16), не может быть рекомендовано как безопасное, так как в данном случае возможно воздействие РЧ-поля на устройство.

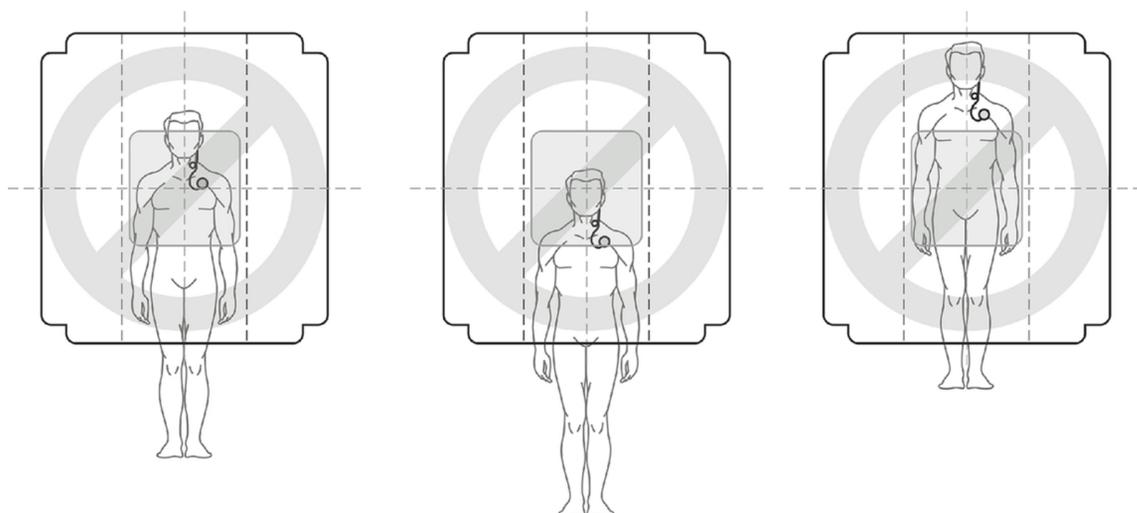


Рисунок 4.16 – Нерекомендуемые области сканирования у пациентов с системой VNS-терапии

Оценка после МРТ. После МР-исследования врач-невролог или врач-нейрохирург, имеющий доступ к системе программирования системы VNS-терапии, должен оценить состояние этой системы и вернуть ее параметры к первоначальным, записанным до начала сканирования.

Для оценки состояния системы VNS-терапии:

- необходимо зафиксировать данные системы с помощью программатора;
- если настройки генератора импульсов были сброшены во время сканирования, необходимо ввести повторно серийный номер, идентификатор пациента и дату имплантации;
- вернуть те параметры стимуляции, которые были у пациента до МР-исследования;
- выполнить диагностику системы (ожидаемый результат: «Импеданс = ОК»);
- необходимо еще раз проверить, что устройство запрограммировано успешно.

Резюме

Как мы убедились, активные импланты в наше время уже не могут быть абсолютным противопоказанием для проведения МР-исследования. Но в каждом случае есть нюансы, на которые необходимо обращать внимание.

В общем случае решение об отказе в проведении МР-исследования принимается в следующих ситуациях:

- модель ЭКС сделана до 1998 года и ИКД – до 2000 года;

- срок имплантации составляет менее 6 недель;
- присутствуют провода в эпикардиальной или абдоминальной области;
- ИМИ отнесено к МР-небезопасной группе или отсутствует информация о группе;
- имеются МР-несовместимые внешние устройства без возможности автономной работы ИМИ;
- МР-томограф не позволяет установить требуемые параметры;
- установлен ИКД, работающий в асинхронном режиме;
- в кабинете МРТ нет дефибриллятора;
- в медицинском учреждении отсутствует профильный специалист (аритмолог, врач-кардиолог или сердечно-сосудистый хирург).

Порядок выполнения МРТ пациентам с искусственными водителями ритма приведен в таблице 4.7.

Таблица 4.7 – Выполнение МРТ пациентам с искусственными водителями ритма

	Рентгенолог	Аритмолог
До начала исследования	<ul style="list-style-type: none"> • Получить подтверждение возможности проведения МРТ • Настроить протокол в соответствии с требованиями производителя изделия и рекомендациями аритмолога • Обеспечить оснащённость кабинета (монитор, дефибриллятор, программатор) • Согласовать время с расписанием кабинета и аритмолога • Убедиться в готовности к внештатной ситуации (связь с профильными отделениями/МО, готовность персонала) • При необходимости – РГ ГК 	<ul style="list-style-type: none"> • Оценить состояние пациента • Проверить МР-совместимость всех составных частей имплантированного устройства (в т.ч. неиспользуемые электроды и другие импланты) • Настроить режим МРТ • Обеспечить доступность программатора на время исследования и после него
Во время исследования	<ul style="list-style-type: none"> • Контроль качества изображений после каждой серии (кроме «прескана») • Корректировка протокола в случае чрезмерного влияния артефактов от металла 	<ul style="list-style-type: none"> • Мониторинг пациента
После исследования	<ul style="list-style-type: none"> • При необходимости: РГ ГК для оценки состояния прилегающих тканей • Описание исследования, включая локализацию импланта и конкретизацию неинтерпретабельных областей 	<ul style="list-style-type: none"> • Оценка состояния пациента • Программирование устройства в исходный режим • Запись на прием через 1–2 недели • Контрольный звонок через 1–2 дня

Порядок выполнения МРТ пациентам с системой VNS-терапии приведен в таблице 4.8.

Таблица 4.8 – Порядок выполнения МРТ пациентам с системой VNS-терапии

	Рентгенолог	Невролог или нейрохирург
До начала исследования	<ul style="list-style-type: none"> • Получает подтверждение возможности проведения МРТ в соответствии с расположением системы VNS-терапии • Настраивает протокол в соответствии с требованиями производителя изделия • Убеждается в готовности к нестандартной ситуации • Уведомляет пациента о возможных реакциях и необходимости оповещения при их возникновении 	<ul style="list-style-type: none"> • Снимает данные и фиксирует информацию, которая понадобится для восстановления настроек • Выполняет диагностику системы VNS-терапии • Перепрограммирует параметры • Проверяет успешность перепрограммирования • Проверяет размещение системы (между С7-Th8-позвонками) • Убеждается, что электроды целы, а их остаточная длина более 2 см
Во время исследования	<ul style="list-style-type: none"> • Контролирует качество изображений после каждой серии (кроме «прескана») • Корректирует протокол в случае чрезмерного влияния артефактов от металла 	<ul style="list-style-type: none"> • Мониторинг пациента
После исследования	<ul style="list-style-type: none"> • Описывает исследование, включая локализацию импланта и конкретизацию неинтерпретабельных областей 	<ul style="list-style-type: none"> • Фиксирует данные системы VNS-терапии с помощью программатора • Проверяет настройки генератора импульсов, восстанавливает их при необходимости • Вводит терапевтические параметры пациента, которые были введены до МРТ-исследования • Выполняет диагностику системы • Проверяет успешность перепрограммирования

Глава 5.
ОПИСАНИЕ ИССЛЕДОВАНИЯ

Заключение врача-рентгенолога в некотором роде — логическое завершение МР-исследования. Поэтому на данном этапе критически важно внимательно отнестись к особенностям визуализации пациентов с металлоконструкциями, чтобы обеспечить максимально возможную информативность диагностической процедуры и ответить на все вопросы, которые возникли у врачей-клиницистов сейчас или могут возникнуть потом.

Говоря об анализе и описании исследования, все чаще (особенно с развитием современных телемедицинских технологий) мы предполагаем, что рентгенолог в кабинете МРТ будет отсутствовать непосредственно во время исследования. Однако в случае наличия металла в теле пациента присутствие и непосредственное участие врача в процессе сканирования обязательно, так как анализ следует начинать уже на этом этапе.

Вне зависимости от того, какой томограф используется в вашем отделении, в первую очередь будет выполнено подготовительное сканирование (прескан, локалайзер). Как правило, оно основывается на градиентных импульсных последовательностях, чувствительных к неоднородности магнитного поля, которое в значительной степени может искажаться наличием металла в области сканирования. Практика показывает, что часто, увидев артефакты большого объема (перекрывающие область интереса), оператор МРТ прекращает исследование, что, по сути, становится отказом пациенту. Однако, как мы уже обсуждали, существуют импульсные последовательности, выполнение которых может обеспечить достаточное качество изображений.

Здесь мы отметим, что целесообразно сразу начинать сканирование, применив соответствующие подходы к подавлению артефактов и, при необходимости, повторять исследование со скорректированными настройками. После получения каждой серии изображений следует оценить не только целевую область, но и прилегающие (например, зону возможного распространения процесса для лимфоденопатии).

Говорить об интерпретативности данных и принимать решение о целесообразности продолжения исследования можно только по результатам T1- и T2-взвешенных изображений. Эти импульсные последовательности менее подвержены воздействию артефактов. И только в случае, если не удастся обеспечить визуализацию области интереса на T1 и T2, данную зону можно считать неинтерпретативной. Отметим, что T2-взвешенные изображения подвержены нарушению контрастности при наличии металла в области сканирования. Поэтому следует обратить внимание на то, что интенсивность всех кистозных структур всегда будет снижена.

После получения изображений с максимально возможным в конкретном случае качеством можно переходить к следующему шагу — непосредственно анализу и интерпретации. Как и в отношении пациентов без металлоконструкций, подходы могут варьироваться в зависимости от зоны интереса. В то время как оценку состояния предстательной железы рекомендуется начинать с T2-ВИ

и DWI в аксиальной проекции, в отношении головного мозга имеет смысл в первую очередь обратиться к DWI и FLAIR.

Площадь и характер артефакта зависят как от материала объекта, так и от его объема. В то время как наличие титанового импланта приведет лишь к незначительным искажениям в периимплантной мягкой ткани, инородный объект из стали может полностью исказить значительную часть области интереса. В связи с этим при наличии импланта всегда следует предварительно просмотреть все срезы всех полученных серий импульсных последовательностей, чтобы выявить наиболее эффективные для оценки состояния изображений.

Выделим некоторые характерные особенности, которые должны быть учтены при анализе таких исследований. В первую очередь, следует понимать, что минимизация площади артефакта всегда приводит к повышению уровня шума на изображении. Поэтому ожидать высокого отношения «сигнал/шум» в таких исследованиях не стоит.

Шум на изображениях часто редуцируют с помощью фильтров, но данный подход нельзя назвать оптимальным. Несмотря на кажущееся визуальное улучшение изображения, наложение любых фильтров приводит к «замыливанию» границ, снижению четкости и разрешающей способности.

Площадь артефакта всегда больше площади сечения металлоконструкции. Кроме того, необходимо учитывать дисторсию и тот факт, что все линейные размеры любых анатомических структур, вероятнее всего, будут искажены [38]. Это обусловлено нарушением однородности магнитного поля вблизи ферромагнитного объекта.

Металлический объект, не дающий никакого сигнала, приводит к расширению диапазона интенсивности сигнала и, как следствие, снижает общую яркость изображения. Поэтому в любом программном обеспечении для просмотра изображений рекомендуется регулировать контрастность и яркость (в том числе максимально увеличив), чтобы оценить влияние артефакта на близлежащие ткани, а также распределение шума по изображению. Это позволит понять, насколько неискаженными являются те или иные области.

В протоколе следует четко указать наличие и количество артефактов на изображениях, их распространенность в той или иной зоне. Кроме того, необходимо отметить области, которые невозможно оценить, и/или импульсные последовательности, которые не позволяют обеспечить достаточное качество (например, диффузионно-взвешенные изображения или постконтрастные серии).

Для иллюстрации вышеизложенного приведем примеры описаний каждого конкретного случая и те фразы, которые помогут максимально четко довести вашу мысль до клинициста. Разберем протоколы заключений в наиболее часто встречающихся клинических ситуациях.

Клинический случай 1

Мужчина, 54 года.

Область исследования: мягкие ткани челюстно-лицевой области.

Без внутривенного контрастирования.

В анамнезе: плоскоклеточный рак слизистой оболочки ретромолярной области нижней челюсти слева с распространением на мягкие ткани дна полости рта. T3cN2M0, III ст, II кл. гр.

Последствия сегментарной резекции нижней челюсти слева с реконструкцией реваascularизированным малоберцовым костно-мышечным аутотрансплантантом, шейной лимфодиссекции слева.

Протокол обследования:

Отмечаются артефакты магнитной восприимчивости от фиксирующих ауто-трансплантат металлических конструкций в области зубов верхней челюсти, левой половины тела и ветви нижней челюсти, затрудняющие анализ изображения.

<...>

Заключение:

МР-картина последствий операции на левой половине челюстно-лицевой области, дне полости рта, шейной лимфодиссекции слева, реконструктивной операции нижней зоны лица. МР-картина костного аутотрансплантата фронтального отдела и левой половины нижней челюсти, кожно-мышечного аутотрансплантата в левой половине челюстно-лицевой области. МР-картина постоперационных изменений в виде изменения МР-сигнала левой половины глотки, подкожно-жировой клетчатки околоушно-жевательной, щечной областей слева, поднижнечелюстной, подподбородочной областей за счет отека.

Примеры МР-изображений приведены на рис. 5.1.

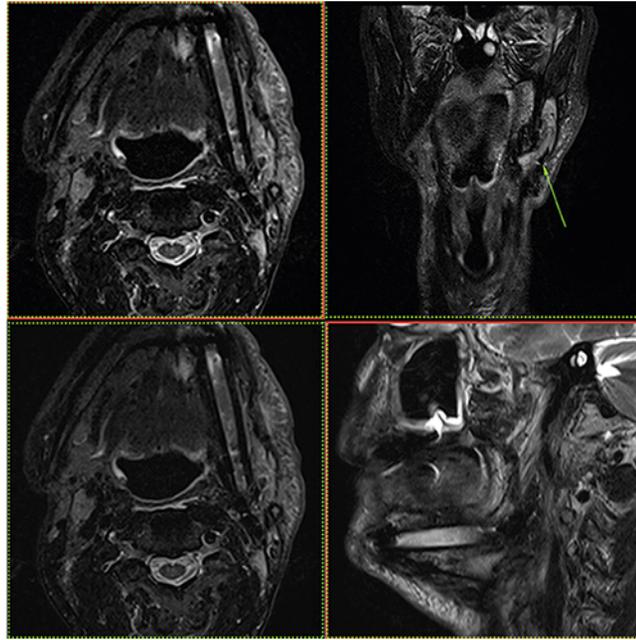


Рисунок 5.1 – Клинический случай 1. Примеры изображений

Клинический случай 2

Женщина, 62 года.

Область исследования: мягкие ткани челюстно-лицевой области.

Без внутривенного контрастирования.

В анамнезе: микрохирургическая реконструкция верхней челюсти реvascularизированным костно-кожно-мышечным ауто трансплантатом по поводу с-г верхней челюсти. После костной пластики костей лицевого скелета средней зоны лица.

Протокол обследования:

Отмечаются артефакты магнитной восприимчивости от фиксирующих ауто трансплантат металлических конструкций, затрудняющие анализ изображения.

<...>

Заключение: МР-картина последствий операции на правой половине челюстно-лицевой области, удаления образования верхней челюсти (согласно анамнезу), реконструктивной операции. МР-картина костного ауто трансплантата верхней челюсти, кожно-мышечного ауто трансплантата в правой половине челюстно-лицевой области.

Примеры изображений приведены на рис. 5.2.

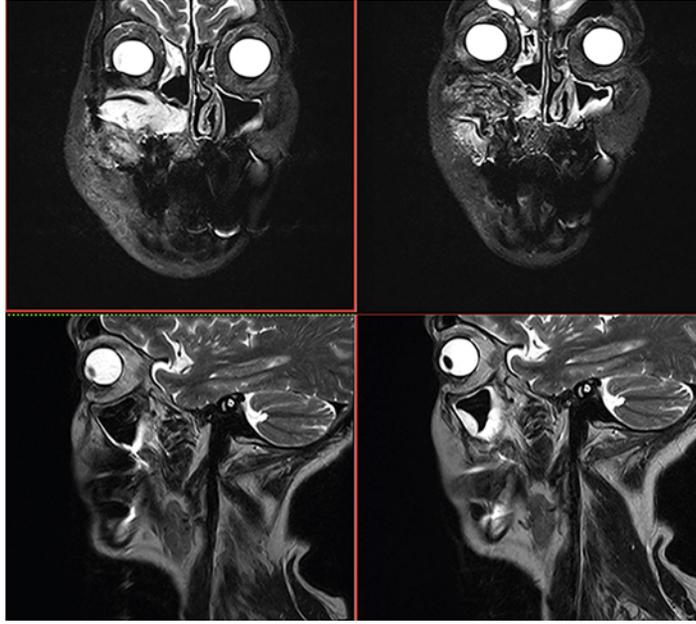


Рисунок 5.2 – Клинический случай 2. Примеры изображений

Глава 6.
КЛИНИЧЕСКИЕ СЛУЧАИ

Мы поэтапно разобрали с вами весь алгоритм проведения исследований пациенту с любыми металлоконструкциями с момента его прихода в кабинет до итогового протокола заключения. Большая часть текста была посвящена обсуждению артефактов и возможностей их подавления. В этой главе мы собрали наиболее интересные, на наш взгляд, клинические случаи из собственной практики (рис. 6.1–6.15).

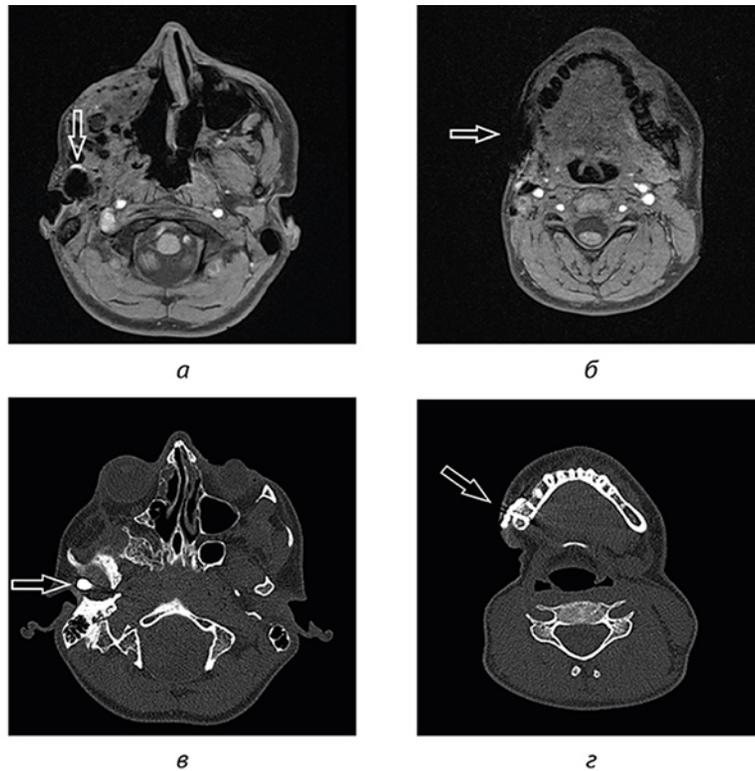


Рисунок 6.1.1 – Состояние после хирургического лечения по поводу саркомы суставного отростка нижней челюсти справа. Артефакты от фиксирующей металлической конструкции (стрелка): а, б – постконтрастные T1 – ВИ, аксиальная проекция: от эндопротеза правого височно-нижнечелюстного сустава (а), от металлической пластины, фиксированной к телу нижней челюсти (б); в, г – компьютерная томография, костный режим, аксиальная проекция: от эндопротеза правого височно-нижнечелюстного сустава (в), от металлической пластины, фиксированной к телу нижней челюсти (г)

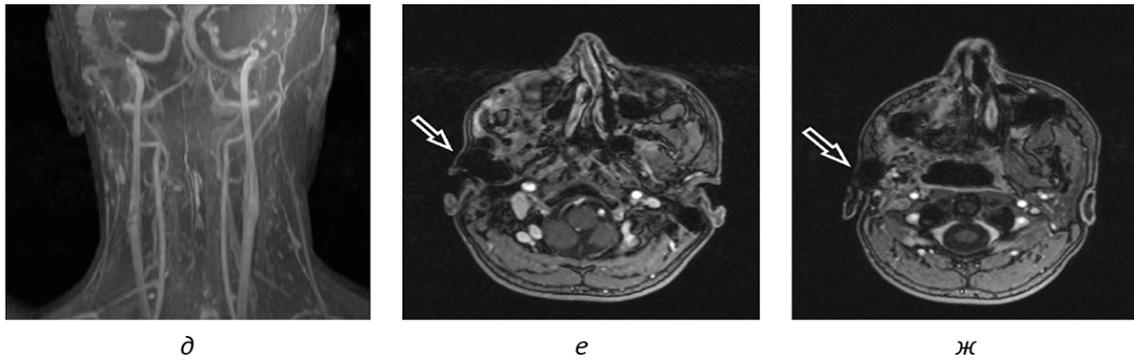


Рисунок 6.1.2 – Состояние после хирургического лечения по поводу саркомы суставного отростка нижней челюсти справа. Артефакты от фиксирующей металлической конструкции (стрелка): д, е, ж – МР-ангиография: д – 3D-реконструкция, е – артефакты от эндопротеза правого височно-нижнечелюстного сустава, ж – от металлической пластины, фиксированной к телу нижней челюсти. МРТ: Siemens 1,5 Тл

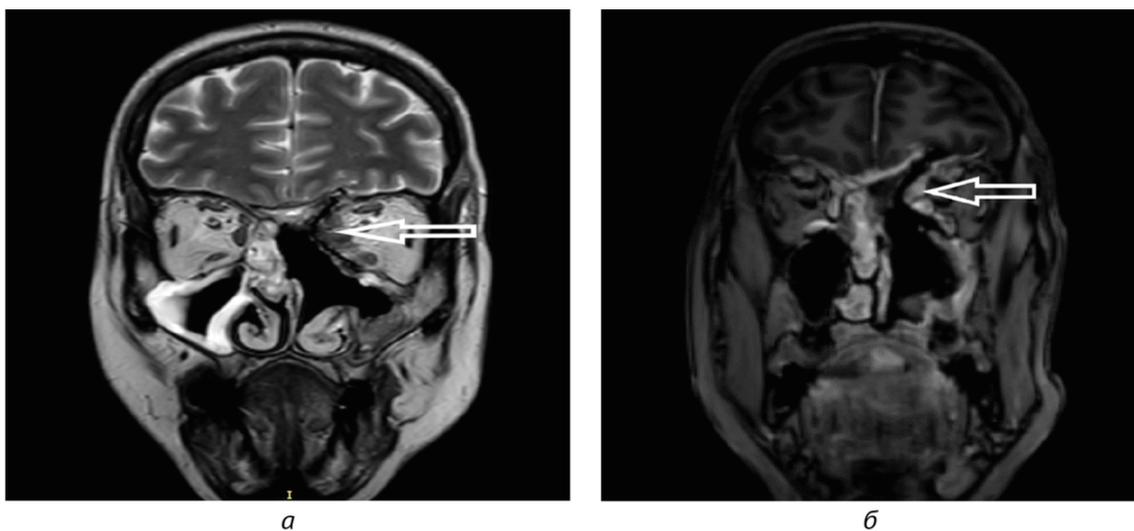


Рисунок 6.2 – Состояние после пластики нижне-медиаьной стенки левой орбиты дугообразно изогнутой металлической пластиной. Артефакт от остеосинтетической пластины (стрелка). Корональная проекция: а – T1-ВИ 3D TFE, б – T2 TSE. МРТ: Philips Healthcare 3 Тл

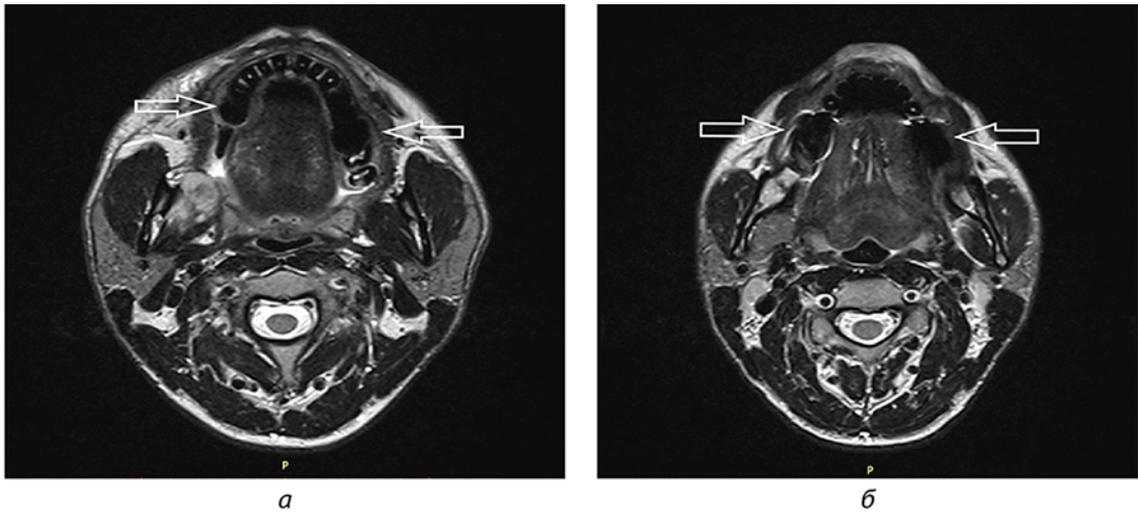


Рисунок 6.3 – Состояние после имплантации зубов верхней и нижней челюсти. Артефакты от металлоконструкций ЧЛО (стрелка), T2-ВИ, аксиальная проекция: а – зубов верхней челюсти, б – зубов нижней челюсти. МРТ: Siemens 1,5 Тл

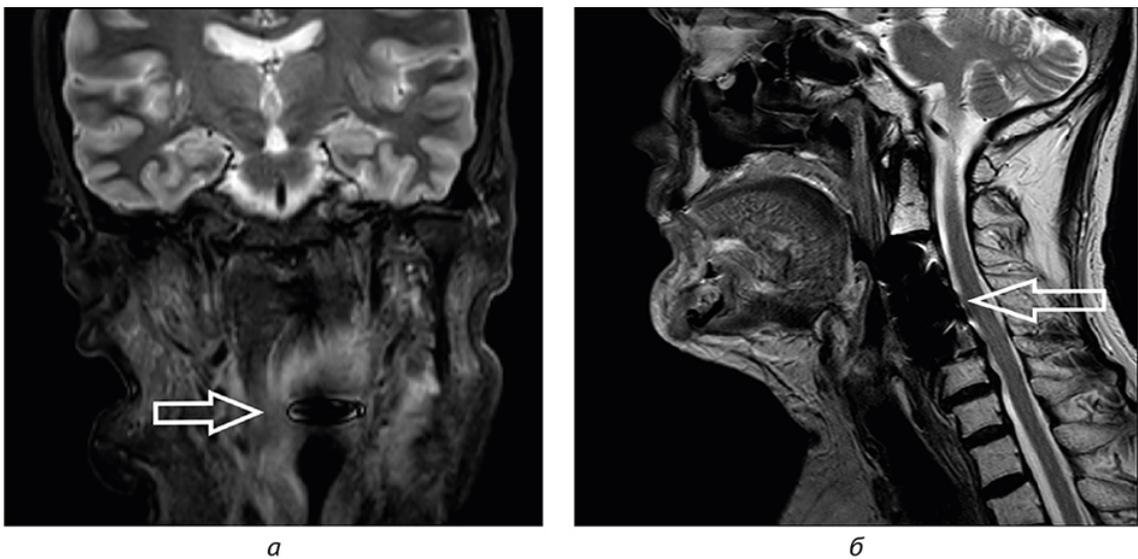


Рисунок 6.4 – Состояние после хирургического лечения (установлены металло-остеосинтетические пластины в телах С3-С5-позвонков. Артефакт от фиксирующей конструкции тел позвонков шейного отдела позвоночника (стрелки): а – STIR, корональная проекция, б – T2-ВИ-сагиттальная проекция. МРТ: Philips Healthcare 3 Тл

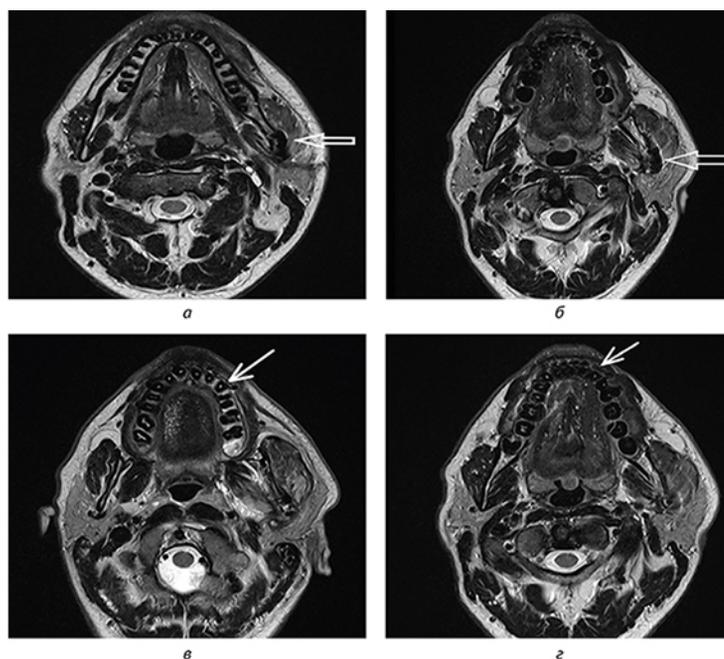


Рисунок 6.5.1 – Состояние после металлоостеосинтеза нижней челюсти по поводу множественных переломов, T2-ВИ, аксиальная проекция: а, б – артефакты от металлических пластин, фиксирующих костные фрагменты нижней челюсти слева (толстые стрелки), в, г – артефакты от проволочной шинирующей конструкции в верхней и нижней челюсти (тонкие стрелки). МРТ: Siemens 1,5 Тл

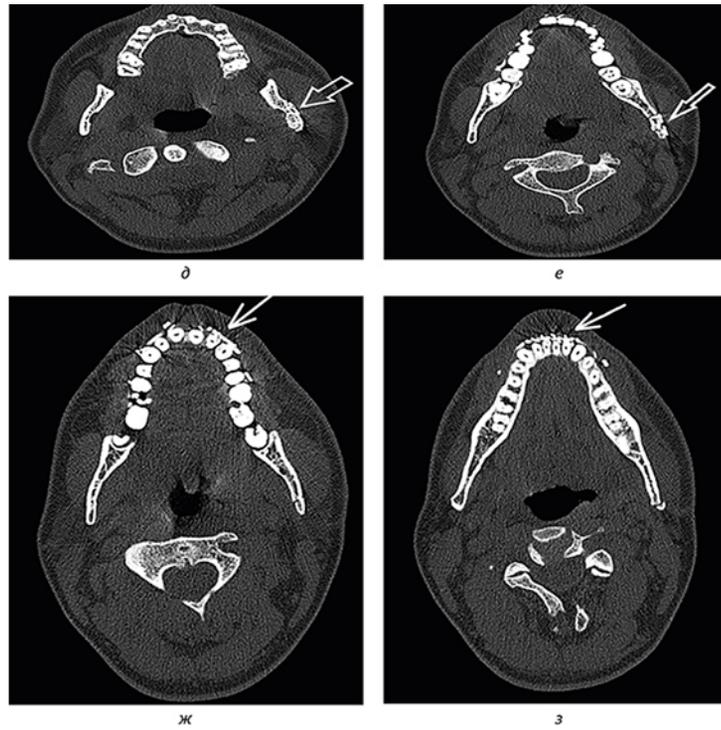


Рисунок 6.5.2 – Состояние после металлоостеосинтеза нижней челюсти по поводу множественных переломов. КТ, аксиальная проекция, костный режим: д, е – артефакты от наkostных металлических пластин, фиксирующих костные фрагменты нижней челюсти слева (толстые стрелки), ж, з – артефакты от проволочной шинирующей конструкции в верхней и нижней челюсти (тонкие стрелки)

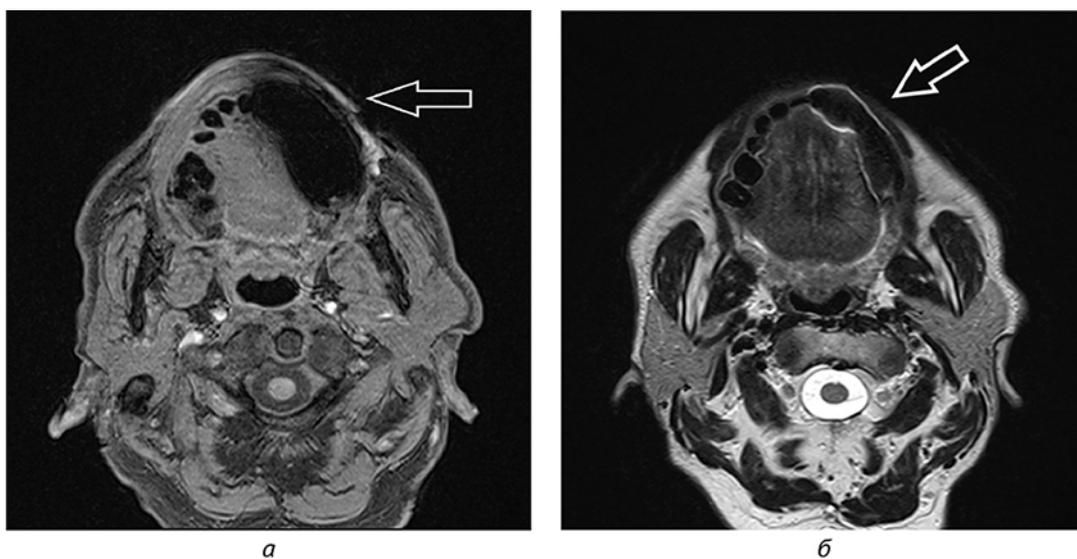


Рисунок 6.6 – Состояние после имплантации зубов. Артефакт от металлоконструкции (облаковидный участок потери сигнала) в верхней челюсти слева (стрелка): а – T1-ВИ VIBE, аксиальная проекция; б – T2-ВИ, аксиальная проекция.
МРТ: Siemens 1,5 Тл

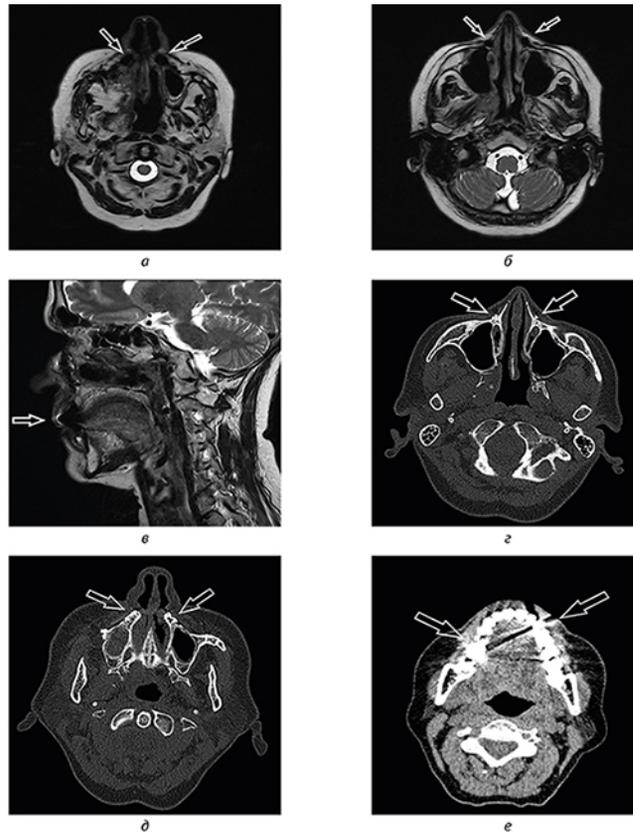


Рисунок 6.7 – Состояние после остеотомии нижней челюсти по Ле-Фор 1 по поводу удаления образования, металлостеосинтеза верхней челюсти. а, б – МРТ, T2-ВИ, аксиальная проекция: артефакты от фиксирующих металлических микровинтов на передних стенках верхнечелюстных пазух; в – МРТ, T2-ВИ, сагиттальная проекция: артефакт от фиксирующих металлических микровинтов в альвеолярном отростке верхней челюсти; г, д – КТ, аксиальная проекция, костный режим: артефакты от фиксирующих металлических микровинтов на передних стенках верхнечелюстных пазух и альвеолярном отростке верхней челюсти; е – КТ, аксиальная проекция, мягкотканый режим: артефакт от металлоконструкции в верхней челюсти. МРТ: Siemens 1,5 Тл

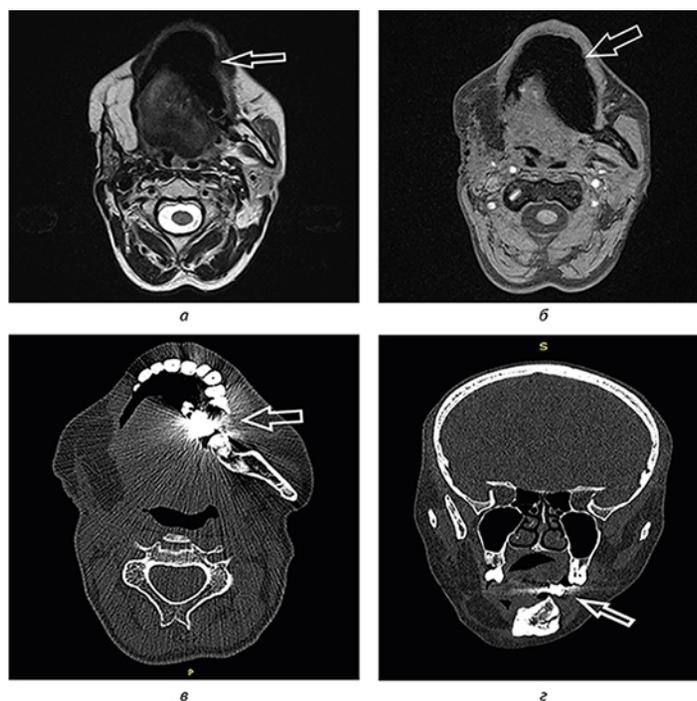


Рисунок 6.10 – Артефакт от металлосодержащей конструкции, формирующей коронковые части зубов нижней челюсти: а – T2-ВИ, аксиальная проекция; б – T1-ВИ VIBE, аксиальная проекция; в – КТ, костный режим, аксиальная проекция; г – КТ, костный режим, корональная проекция. МРТ: Siemens 1,5 Тл

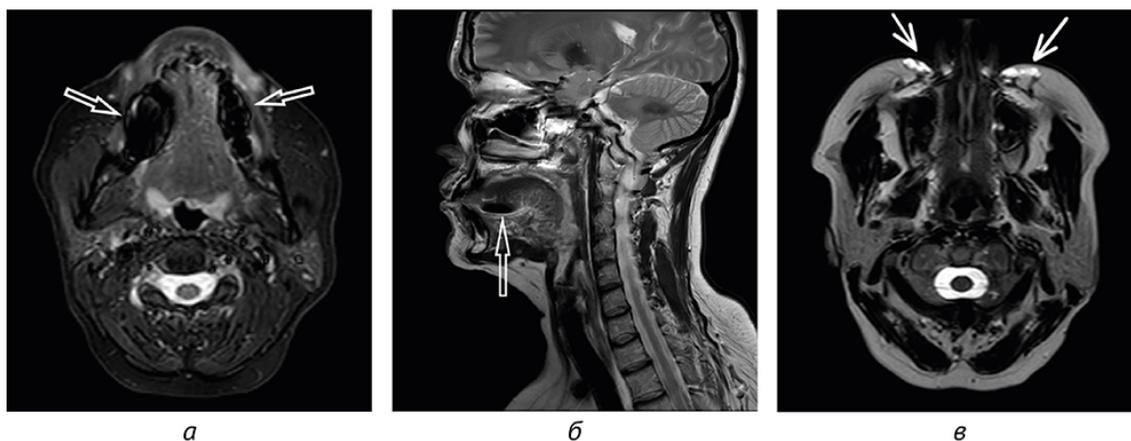


Рисунок 6.11 – Состояние после имплантации зубов верхней и нижней челюсти. Артефакт от металлосодержащих конструкций зубочелюстной системы (толстые стрелки): а – T2 SPAIR, аксиальная проекция; б – T2-ВИ, сагиттальная проекция; в – T2-ВИ, аксиальная проекция: в мягких тканях складок носогубного треугольника с распространением в подкожно-жировую клетчатку билатерально отмечаются участки высокоинтенсивного МР-сигнала (последствия введения косметологических препаратов – тонкие стрелки). МРТ: Philips Healthcare 3 Тл

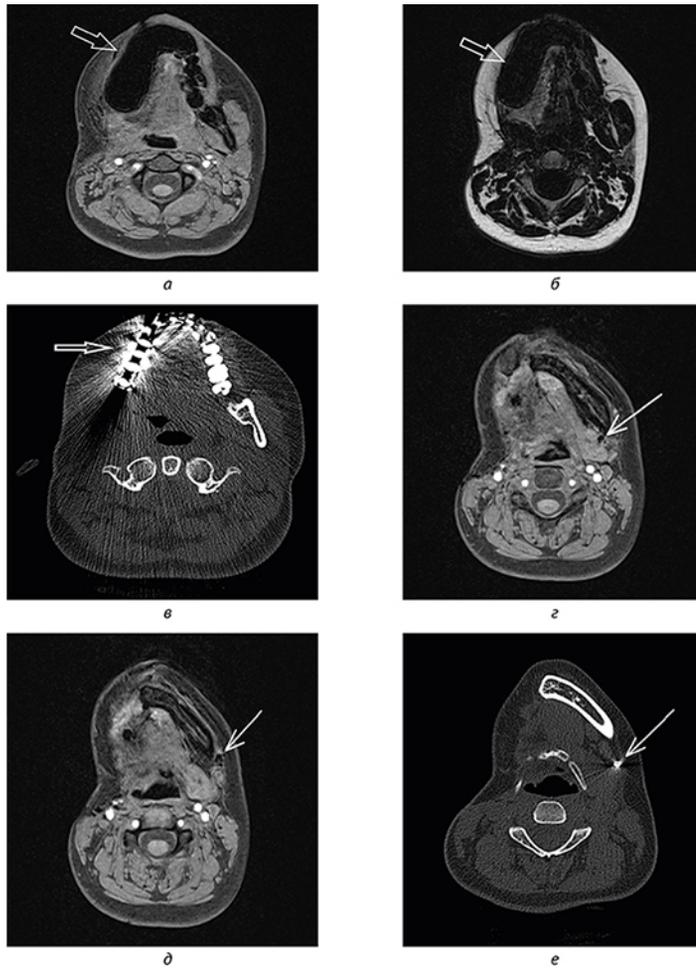


Рисунок 6.12 – Состояние после резекции правой половины тела и ветви нижней челюсти. Артефакт от металлоконструкций зубов верхней челюсти (толстые стрелки) и артефакты от металлических сосудистых клипс в левой подвисочной ямке (тонкие стрелки): а, б – T1-VIBE, T2-VI, аксиальная проекция; в, е – компьютерная томография, аксиальная проекция; г, д – T1-VIBE, аксиальная проекция. МРТ: Siemens 1,5 Тл

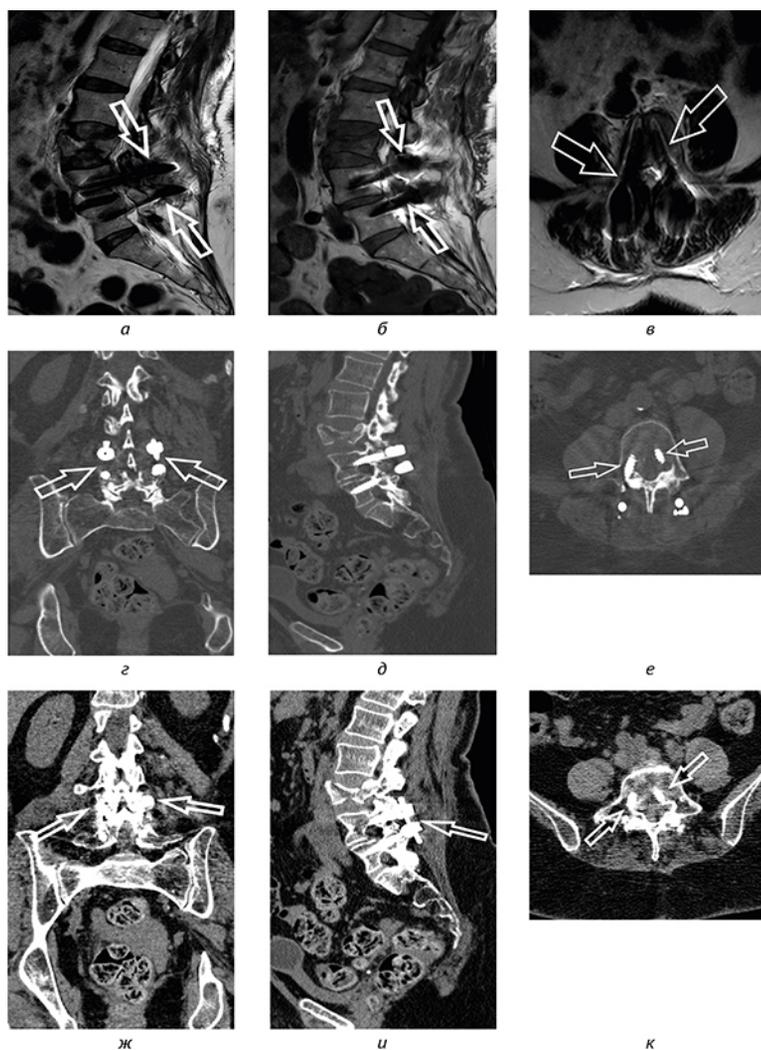


Рисунок 6.13 – Артефакты от металлических винтов (винты транспедикулярной фиксации) в телах L4, L5-позвонков: а – T2-ВИ, сагиттальная проекция; б – T1-ВИ, сагиттальная проекция; в – T2-ВИ, аксиальная проекция. Компьютерная томография, костный режим: г – корональная проекция, д – сагиттальная проекция, е – аксиальная проекция; мягкотканый режим: ж – корональная проекция, и – сагиттальная проекция, к – аксиальная проекция. МРТ: Philips Healthcare 3 Тл

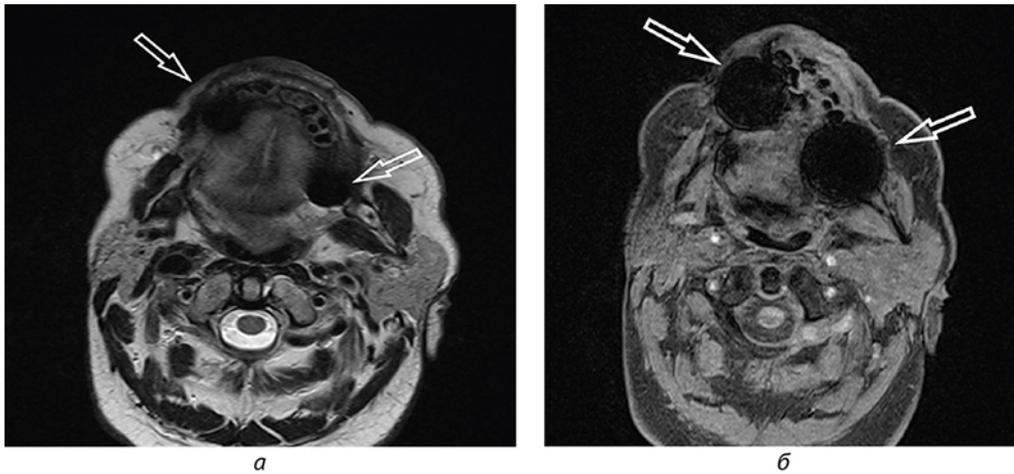


Рисунок 6.14 – Состояние после имплантации зубов верхней и нижней челюсти. Артефакты от металлоконструкций зубочелюстной системы (стрелки): а – T2-ВИ, аксиальная плоскость; б – T1 VIBE, аксиальная плоскость. МРТ: Siemens 1,5 Тл

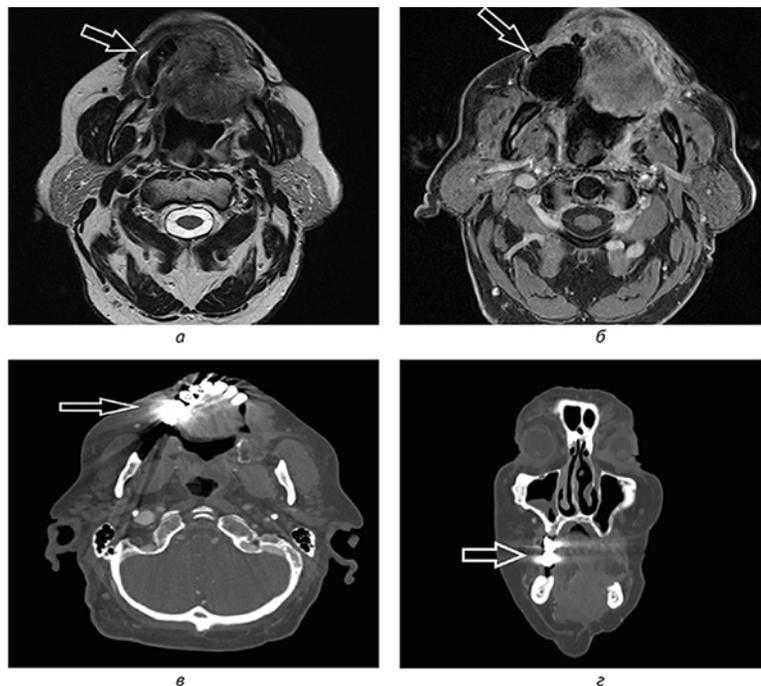


Рисунок 6.15 – Состояние после имплантации зубов верхней и нижней челюсти. Артефакты от металлоконструкций зубочелюстной системы (стрелки): а – МРТ, T2-ВИ, аксиальная проекция; б – МРТ, T1 VIBE, аксиальная проекция; в – КТ, костный режим, аксиальная проекция; г – КТ, костный режим, корональная проекция.

МРТ: Siemens 1,5 Тл

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Итак, резюмируем: металлоконструкции часто не являются абсолютным противопоказанием к проведению МРТ. При соблюдении мер безопасности исследование может быть выполнено с минимальными рисками.

В данной работе авторы собрали сведения о различных типах имплантов и способах подавления артефактов на изображениях. Используя предложенный подход, можно получить качественные изображения для решения диагностической задачи.

Вопреки распространенному мнению отсутствие ионизирующего излучения не делает магнитно-резонансную томографию безопасным методом. Однако число отказов от проведения исследования может быть значительно сокращено.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Kelly W.M., Paglen P. G., Pearson J. A. et al. Ferromagnetism of intraocular foreign body causes unilateral blindness after MR study // *Am. J. Neuroradiol.* 1986. Vol. 7, №2. P. 243–245.
2. Dula A.N., Virostko J., Shellock F.G. Assessment of MRI Issues at 7 T for 28 Implants and Other Objects // *Am. J. Roentgenol. American Roentgen Ray Society.* 2014. Vol. 202, №2. P. 401–405.
3. Dedini R.D., Karacozoff A.M., Shellock F.G. et al. MRI issues for ballistic objects: Information obtained at 1.5-, 3- and 7-Tesla // *Spine J. Elsevier Inc.* 2013. Vol. 13, №7. P. 815–822.
4. Kalb B., Indik J. H., Ott P. et al. MRI of patients with implanted cardiac devices // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2018. Vol. 47, №3. P. 595–603.
5. Munawar D.A., Chan J. E. Z., Emami M. et al. Magnetic resonance imaging in non-conditional pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators: A systematic review and meta-analysis // *Europace.* 2020. Vol. 22, №2. P. 288–298.
6. Сергунова К. А., Ахмад Е. М., Петрайкин А. В. [и др.]. Основы безопасности при проведении магнитно-резонансной томографии: методические рекомендации / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 47. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2019. С. 56.
7. ГОСТ Р ИСО 14630–2017. Имплантаты хирургические неактивные. Общие требования: национальный стандарт Российской Федерации. М.: Стандартинформ, 2017.
8. ГОСТ Р ИСО 14708–1–2012. Имплантаты хирургические. Активные имплантируемые медицинские изделия. Часть 1. Общие требования к безопасности, маркировке и информации, предоставляемой изготовителем: национальный стандарт Российской Федерации. М.: Стандартинформ, 2017.
9. Блинк Э. Основы магнитно-резонансной томографии: физика. 2020. [Электронный ресурс]. URL: <https://mri-physics.net/bin/mri-physics-ru-rev1.3.pdf> (accessed: 11.07.2022).
10. Peck P. Fatal MRI Accident is First of its Kind [Electronic resource]. URL: <https://www.webmd.com/a-to-z-guides/news/20010801/fatal-mri-accident-is-first-of-its-kind> (accessed: 11.07.2022).
11. ASTM F2052 – 21 Standard Test Method for Measurement of Magnetically Induced Displacement Force on Medical Devices in the Magnetic Resonance Environment [Electronic resource]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2052.htm> (accessed: 12.07.2022).

12. Lopič N., Jelen A., Vrtnik S. et al. Quantitative determination of magnetic force on a coronary stent in MRI // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2013. Vol. 37, №2. P. 391–397.
13. Martinez-del-Campo E., Rangel-Castilla L., Soriano-Baron H. et al. Magnetic resonance imaging in lumbar gunshot wounds: an absolute contraindication? // *J. Neurosurg*. 2014. Vol. 37, №1. P. 1–7.
14. Panych L.P., Madore B. The physics of MRI safety // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2018. Vol. 47, №1. P. 28–43.
15. 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: национальный стандарт Российской Федерации. М.: Стандартинформ, 2016.
16. IEC 60601-2-33. Medical electrical equipment. Part 2–33: Particular requirements for the safety of magnetic resonance equipment for medical diagnosis. 2002.
17. Vasilev Y.A., Semenov D., Yatseev V. et al. Experimental study of ferromagnetic objects heating during magnetic resonance imaging // *Sci. Tech. J. Inf. Technol. Mech. Opt.* 2019. Vol. 12, №1. P. 173–179.
18. Shellock F.G. Radiofrequency Energy-Induced Heating During MR Procedures: A Review // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2000. Vol. 12, №1. P. 30–36.
19. ASTM F2182 – 11a Standard Test Method for Measurement of Radio Frequency Induced Heating On or Near Passive Implants During Magnetic Resonance Imaging [Electronic resource]. URL: <https://www.astm.org/f2182-19e02.html> (accessed: 12.07.2022).
20. Baker K.B., Tkach J. A., Nyenhuis J. A. et al. Evaluation of specific absorption rate as a dosimeter of MRI-related implant heating // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2004. Vol. 20, №2. P. 315–320.
21. Zilberti L., Arduino A., Bottauscio O. et al. The underestimated role of gradient coils in MRI safety // *Magn. Reson. Med*. 2017. Vol. 77, №1. P. 13–15.
22. Winter L., Seifert F., Zilberti L. et al. MRI-Related Heating of Implants and Devices: A Review // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2020. Vol. 53, №6. P.1646–1665.
23. Testing and Labeling Medical Devices for Safety in the Magnetic Resonance (MR) Environment: Guidance for Industry and Food and Drug Administration, Staff. U.S. Food and Drug Administration, 2021. №301.
24. Семенов Д. С., Сергунова К. А., Ахмад Е. С. [и др.]. Оценка нагрева металлоконструкций при проведении магнитно-резонансной томографии // *Радиология-практика*. 2019. Т. 7, №916. С. 30–40.
25. McRobbie D.W., Moore E.A., Graves M. J. et al. MRI From Picture to Proton. Cambridge university press, 2007. P. 193–194.
26. McRobbie D.W. Occupational exposure in MRI // *Br. J. Radiol*. 2012. Vol. 85. P. 293–312.

27. Матвеев А. Н. Электричество и магнетизм. М.: Высшая школа, 1983. 464 с.
28. Савельев И. В. Курс общей физики. Т. 2. Электричество и магнетизм. Волны. Оптика: учебное пособие. М.: Наука, 1982. 496 с.
29. Fuhrer E., Jouda M., Ch. Klein O. et al. Gradient-Induced Mechanical Vibration of Neural Interfaces during MRI // IEEE Trans. Biomed. Eng. 2020. Vol. 67, №3. P. 915–923.
30. Graf H., Lauer U.A., Schick F. Eddy-current induction in extended metallic parts as a source of considerable torsional moment // J. Magn. Reson. Imaging. 2006. Vol. 23, №4. P. 585–590.
31. Hartwell R.C., Shellock F.G. MRI of cervical fixation devices: Sensation of heating caused by vibration of metallic components // J. Magn. Reson. Imaging. 1997. Vol. 7, №4. P. 771–772.
32. ГОСТ Р 59093–2020. Изделия медицинские имплантируемые. Общие требования безопасности при проведении магнитно-резонансной томографии. Методы испытаний: национальный стандарт Российской Федерации. М.: Стандартинформ, 2020.
33. ISO/TS 10974:2012. Assessment of the safety of magnetic resonance imaging for patients with an active implantable medical device.
34. Сергунова К. А., Ахмад Е. С., Петряйкин А. В. [и др.]. Безопасность проведения магнитно-резонансного исследования пациентам с имплантируемыми медицинскими изделиями // Бюллетень НЦССХ им. А. Н. Бакулева РАМН. 2019. Т. 20, №4. С. 313–323.
35. Indik J.H., Gimbel J.R., Abe H. et al. 2017 HRS expert consensus statement on magnetic resonance imaging and radiation exposure in patients with cardiovascular implantable electronic devices // Heart Rhythm. 2017. Vol. 14, №7. P. 26.
36. ASTM F2119–07 (2013). Standard Test Method for Evaluation of MR Image Artifacts from Passive Implants [Electronic resource]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2119.htm> (accessed: 12.02.2022).
37. 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.
38. Семенов Д. С., Ахмад Е. С., Васильев Ю. А. [и др.]. Стандартная процедура контроля качества изображений в оценке влияния артефактов от металлоконструкций в МРТ // Лучевая диагностика и терапия. 2020. Т 1, № 5. С. 241–242.
39. American College of Radiology Committee on MR Safety. ACR Manual on MR Safety // American College of Radiology. 2020.
40. СанПиН 1.2.3685–21. Гигиенические нормативы и требования к обеспечению безопасности и (или) безвредности для человека факторов среды обитания.
41. Guidelines for Limiting Exposure to Electric Fields Induced by Movement of the Human Body in a Static Magnetic Field and by Time-Varying Magnetic Fields below 1 Hz // Health Phys. 2014. Vol. 106, №3. P. 418–425.

42. Schaap K., Christopher-de Vries Y., Mason C.K. et al. Occupational exposure of healthcare and research staff to static magnetic stray fields from 1.5–7 Tesla MRI scanners is associated with reporting of transient symptoms // *Occup. Environ. Med.* 2014. Vol. 71, №6. P. 423.
43. Ghadimi-Moghadam A., Mortazavi S.M.J., Hosseini-Moghadam A. et al. Does Exposure to Static Magnetic Fields Generated by Magnetic Resonance Imaging Scanners Raise Safety Problems for Personnel? // *J. Biomed. Phys.* 2018. Vol. 8, №3. P. 333–336.
44. Acri G., Inferrera P., Denaro L. et al. dB/dt Evaluation in MRI Sites: Is ICNIRP Threshold Limit (for Workers) Exceeded? // *Int. J. Environ. Res. Public Health.* 2018. Vol. 15, №7. P. 1298.
45. McRobbie D.W. Occupational exposure in MRI // *Br. J. Radiol.* 2012. Vol. 85, №1012. P. 293.
46. ASTM F2503 – 13 Standard Practice for Marking Medical Devices and Other Items for Safety in the Magnetic Resonance Environment [Electronic resource]. URL: <https://www.astm.org/Standards/F2503.htm> (accessed: 12.02.2022).
47. Murakami S., Verdonschot 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.
48. Dillenseger J.P., Moliere S., Choque 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.
49. Fritz J., Lurie B., Miller Th. et al. MR imaging of hip arthroplasty implants // *Radiographics.* 2014. Vol. 34, №4. P. E106–132.
50. Caglic I., Barrett T. Optimising prostate mpMRI: prepare for success // *Clin. Radiol.* 2019. Vol. 74, №11. P. 831–840.
51. 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.
52. 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.* 2018. Vol. 47, №2. P. 125–127.
53. 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.
54. Deshmane A., Gulani V., Griswold M. et al. Parallel MR imaging // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2012. Vol. 36, №1. P. 55–72.
55. Oppenheim C., Souillard-Scemama R., Alemany C. et al. Tips and traps in brain MRI: Applications to vascular disorders // *Diagn. Interv. Imaging.* 2012. Vol. 93, №12. P. 935–948.
56. Umino M. et al. The value of PROPELLER FLAIR in the brain in comparison with standard FLAIR // *ECR.* 2010. P. 1–15.

57. Wenmiao L., Kim B. P., Garry E.G. et al. Slice Encoding for Metal Artifact Correction with Noise Reduction // *Magn Reson Med*. 2011. Vol. 65, №5. P. 1352–1357.
58. Hargreaves B.A., Worters P.W., Pauly K.B. et al. Metal-induced artifacts in MRI // *Am. J. Roentgenol*. 2011. Vol. 197, №3. P. 547–555.
59. Jawhar A., Reichert M., Kostrzewa 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*. 2019. Vol. 29, №3. P. 659–666.
60. 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.
61. Семенов Д. С., Смирнов А. В., Ахмад Е. С. [и др.]. Рекомендации по проектированию кабинета магнитно резонансной томографии / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 74. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2021. 52 с.
62. Kanal E., Barkovich A. J., Bell Ch. et al. ACR guidance document on MR safe practices: 2013 // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2013. Vol. 37, №3. P. 501–530.
63. Gilk T., Kanal E. Planning an MR suite: What can be done to enhance safety? // *J. Magn. Reson. Imaging*. 2015. Vol. 42, №3. P. 566–571.
64. СП 2.1.3678–20. Санитарно-эпидемиологические требования к эксплуатации помещений, зданий, сооружений, оборудования и транспорта, а также условиям деятельности хозяйствующих субъектов, осуществляющих продажу товаров, выполнение работ или оказание услуг.
65. ГОСТ Р 59092–2020. Оборудование магнитно-резонансное для медицинской визуализации. Контроль качества изображений. Методы испытаний: национальный стандарт Российской Федерации. М.: Стандартинформ, 2020.
66. Сергунова К. А., Ахмад Е. С., Петрайкин А. В. [и др.]. Методика контроля параметров и характеристик магнитно-резонансных томографов в условиях эксплуатации: методические рекомендации / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 66. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2021. 78 с.
67. 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». Вып. 43. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2020. 44 с.
68. Winklhofer S., Stolzmann P., Meier A. et al. Added value of dual-energy computed tomography versus single-energy computed tomography in assessing ferromagnetic properties of ballistic projectiles: Implications for magnetic resonance imaging of gunshot victims // *Invest. Radiol*. 2014. Vol. 49, №6. P. 431–437.
69. Indik J.H., Stolzmann P., Meier A. et al. 2017 HRS expert consensus statement on magnetic resonance imaging and radiation exposure in patients with

cardiovascular implantable electronic devices // *Hear. Rhythm.* 2017. Vol. 14, №7. P. e97–e153.

70. Hindricks G., Camm J., Merkely B. et al. The EHRA White Book 2017. 10th. edition.

71. Aryan H.E., Amar A.P., Ozgur B.M. et al. Gunshot wounds to the spine in adolescents. // *Neurosurgery.* 2005. Vol. 57, №4. P. 748–752.

72. Ульянова В. А. Магнитно-резонансная томография в диагностике огнестрельных ранений позвоночника // *Медицинская визуализация.* 2015. №3. P. 10–16.

73. Патент № RU 2714082 С1, МПК А61В 6/03 (2006.01). Способ диагностики огнестрельных ранений позвоночника с помощью магнитно-резонансной и рентгеновской компьютерной томографии: №2714082: заявл. 26.03.2019: опубликовано 11.02.2020 / Ульянова В. А., Васильев Ю. А., Васильева Ю. Н. [и др.]; заявитель ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ». 14 с.

74. Hindricks G., Camm J., Merkely B. et al. The EHRA White Book 2017: The Current Status of Cardiac Electrophysiology in ESC Member Countries. 2016.

75. Pekka Raatikainen M.J., Arnar D.O., Merkely B. et al. A Decade of Information on the Use of Cardiac Implantable Electronic Devices and Interventional Electrophysiological Procedures in the European Society of Cardiology Countries: 2017 Report from the European Heart Rhythm Association // *Europace.* 2017. Vol. 1, №19 (suppl_2). P. ii1–ii90. DOI: 10.1093/europace/eux258.

76. Глушко Л. А., Бокерия О. Л. Системы для электротерапии сердца, совместимые с магнитно-резонансной томографией // *Анналы аритмологии.* 2015. Vol. 12, №4. P. 225–233.

77. Gillam M.H., Inacio M.C. et al. Magnetic Resonance Imaging in People With Cardiac Implantable Electronic Devices: A Population Based Cohort Study // *Hear. Lung Circ.* 2018. Vol. 27, №6. P. 748–751.

78. Bhuvu A.N., Moralee R., Moon J.C. et al. Making MRI available for patients with cardiac implantable electronic devices: growing need and barriers to change // *Eur. Radiol.* 2020. Vol. 30, №3. P. 1378–1384.

79. Nazarian S., Reynolds M.R., Ryan M.P. et al. Utilization and likelihood of radiologic diagnostic imaging in patients with implantable cardiac defibrillators // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2016. Vol. 43, №1. P. 115–127.

80. Vigen K.K., Reeder S.B., Hood M.N. et al. Recommendations for Imaging Patients With Cardiac Implantable Electronic Devices (CIEDs) // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2021. Vol. 53. P. 1311–1317.

81. Kiblboeck D., Reiter Ch., Kammler J. et al. Artefacts in 1.5 Tesla and 3 Tesla cardiovascular magnetic resonance imaging in patients with leadless cardiac pacemakers // *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2018. Vol. 20, №1. P. 1–11.

82. Van Dijk V.F., Delnoy P.P., Smit J.J. et al. Preliminary findings on the safety of 1.5 and 3 Tesla magnetic resonance imaging in cardiac pacemaker patients // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2017. Vol. 28, №7. P. 806–810.

83. Shulman R.M., Hunt B. Cardiac implanted electronic devices and MRI safety in 2018-the state of play // *Eur Radiol.* 2018. Vol. 28, №10. P. 4062–4065. DOI: 10.1007/s00330-018-5396-0.

84. Mullane S., Michaelis K., Henrikson Ch. et al. Utilization and programming of an automatic MRI recognition feature for cardiac rhythm management devices // *Hear. Rhythm O2.* 2021. Vol. 2, №2. P. 132–137.

85. Шляппо М. А., Александрова С. А., Макаренко В. Н. Магнитно-резонансная томография активных имплантированных систем сердца // *Креативная кардиология.* 2021. Т. 15, №3. С. 389–395.

86. Shah A.D., Morris M.A., Hirsh D.S. et al. Magnetic resonance imaging safety in nonconditional pacemaker and defibrillator recipients: A meta-analysis and systematic review // *Hear. Rhythm.* 2018. Vol. 15, №7. P. 1001–1008.

87. Decision Memo for Magnetic Resonance Imaging (MRI) (CAG-00399R2). 2021. P. 1–58.

88. Do D.H., Eyvazian V., Bayoneta A. et al. Cardiac magnetic resonance imaging using wideband sequences in patients with nonconditional cardiac implanted electronic devices // *Hear. Rhythm.* 2018. Vol. 15, №2. P. 218–225.

89. Арешкина И. Г., Дмитриенко Д. В., Шнайдер Н. А. [и др.]. Эффективность и безопасность стимуляции блуждающего нерва у пациентов, страдающих фармакорезистентной эпилепсией // *Эпилепсия и пароксизмальные состояния.* 2016. Т. 11, №1. С. 27–36.

90. Мандал В., Трофимова Т. Н., Савинцева Ж. И. Вопросы безопасности при проведении МРТ пациентам с нейростимулятором блуждающего нерва // *Лучевая диагностика и терапия.* 2016. Т. 1, №7. С. 99–102.

91. López-López J.A., Humphriss R.L., Beswick A.D. et al. Choice of implant combinations in total hip replacement: systematic review and network meta-analysis // *BMJ.* 2017. №359. P. 1–9. DOI: 10.1136/bmj.j4651.

92. Matharu G.S., Kunutsor S.K., Judge A. et al. Clinical Effectiveness and Safety of Aspirin for Venous Thromboembolism Prophylaxis After Total Hip and Knee Replacement A Systematic Review and Meta-analysis of Randomized Clinical Trials // *JAMA Intern Med.* 2020. Vol. 180, №3. P. 376–384.

93. Padhani A.R., Weinreb J., Rosenkrantz A.B. et al. Prostate Imaging-Reporting and Data System Steering Committee: PI-RADS v2 Status Update and Future Directions // *Eur. Urol.* 2019. Vol. 75, №3.

94. 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.

95. Rosenkrantz A.B., Chandarana H., Pfeuffer J. et al. Zoomed echo-planar imaging using parallel transmission: impact on image quality of diffusion-weighted imaging of the prostate at 3T // *Abdom. Imaging.* 2015. Vol. 40, №1. P. 120–126.

96. Brendle C., Martirosian P., Schwenzer N. et al. Diffusion-weighted imaging

in the assessment of prostate cancer: Comparison of zoomed imaging and conventional technique // Eur. J. Radiol. 2016. Vol. 85, №5. P. 893–900.

97. Czarniecki M., Caglic I., Grist J. et al. Role of PROPELLER-DWI of the prostate in reducing distortion and artefact from total hip replacement metalwork // Eur. J. Radiol. 2018. Vol. 102. P. 213–219.

98. Morozov S., Sergunova K., Petraikin A. et al. Diffusion processes modeling in magnetic resonance imaging // Insights Imaging. 2020. Vol. 11, №1. P. 1–9.

99. Zhang Y., Holmes J., Rabanillo I. et al. Quantitative diffusion MRI using reduced field-of-view and multi-shot acquisition techniques: Validation in phantoms and prostate imaging // Magn. Reson. Imaging. 2018. Vol. 51. P. 173–181.

100. PI-RADS. PI-RADS v2.1 ACR. 2019.

101. Сергунова К. А., Петрайкин А. В., Гомболевский В. А. [и др.]. Методические рекомендации по разработке инструкций по охране труда для персонала кабинета (отделения) магнитно-резонансной томографии / Серия «Лучшие практики лучевой и инструментальной диагностики». Вып. 7. М.: ГБУЗ «НПКЦ ДиТ ДЗМ», 2017. 32 с.

Приложения

Приложение А

ПРИМЕР ИНФОРМАЦИОННОГО ПЛАКАТА О НАЛИЧИИ МАГНИТНОГО ПОЛЯ



**ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ
И ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ**

+7 (495) 276 04 36 127051, г. Москва, ул. Петровка, д. 24 tele-med.ai

ОСТОРОЖНО! МАГНИТНОЕ ПОЛЕ!

**ВЫ НАХОДИТЕСЬ В ОБЛАСТИ ВОЗДЕЙСТВИЯ
МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО ТОМОГРАФА**

 **Внимание! Сильное магнитное поле.**

 **Внимание! Высокочастотное поле.**

 **Не входить с активными имплантатами:**
кардиостимуляторами, водителями ритма, инсулиновыми помпами и другими!

 **Не входить с металлическими имплантатами!**


 **Возможно притягивание и размагничивание.**
В кабинет МРТ запрещен вход с металлическими объектами:
ключами, часами, телефонами, кредитными картами, металлическими монетами.


 **Использовать только МР-совместимые огнетушители, каталки, газовые баллоны, медицинские инструменты.**

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

Приложение Б

ЧЕК-ЛИСТ СООТВЕТСТВИЯ КАБИНЕТА МРТ ТРЕБОВАНИЯМ ПО ОБЕСПЕЧЕНИЮ БЕЗОПАСНОСТИ

Чек-лист соответствия кабинета МРТ требованиям по обеспечению безопасности представлен в таблице Б.1.

Таблица Б.1 – Чек-лист соответствия кабинета МРТ требованиям по обеспечению безопасности

№	Контролируемый параметр	Соответствие (да/нет)
1	Размещение оборудования и зонирование пространства	
1.1	Наличие технологического проекта кабинета МРТ*	
	Наличие области контролируемого доступа 0,5 мТл (предупреждающие знаки, разметка на полу, ограничение доступа)	
	Разделение пространства кабинета МРТ на 4 зоны. Строгий контроль допуска пациентов и персонала в зону II и III.	
	Соответствие назначения смежных помещений возникающим физическим факторам (шум, электромагнитные поля, в том числе индукция постоянного магнитного поля аппарата)	
	Ограничен доступ в зону аварийного сброса гелия	
	Ограничено движение крупных металлических объектов (автомобиль, лифт, погрузчик) вблизи аппарата МРТ согласно требованиям его производителя	
2	Технический контроль	
	Наличие договора технического обслуживания с лицензированной организацией	
	Ежедневный контроль технических параметров систем МРТ, в том числе криогенной, гидравлической, бесперебойного питания: запись в журнале технического контроля	
	Контроль состояния технических систем обеспечения функционирования кабинета: наличие протоколов контроля заземления и протоколов контроля воздухообмена	
	Контроль физических факторов (электромагнитные поля, шум, освещенность): наличие протоколов	

* Носит рекомендательный характер.

Продолжение таблицы Б.1

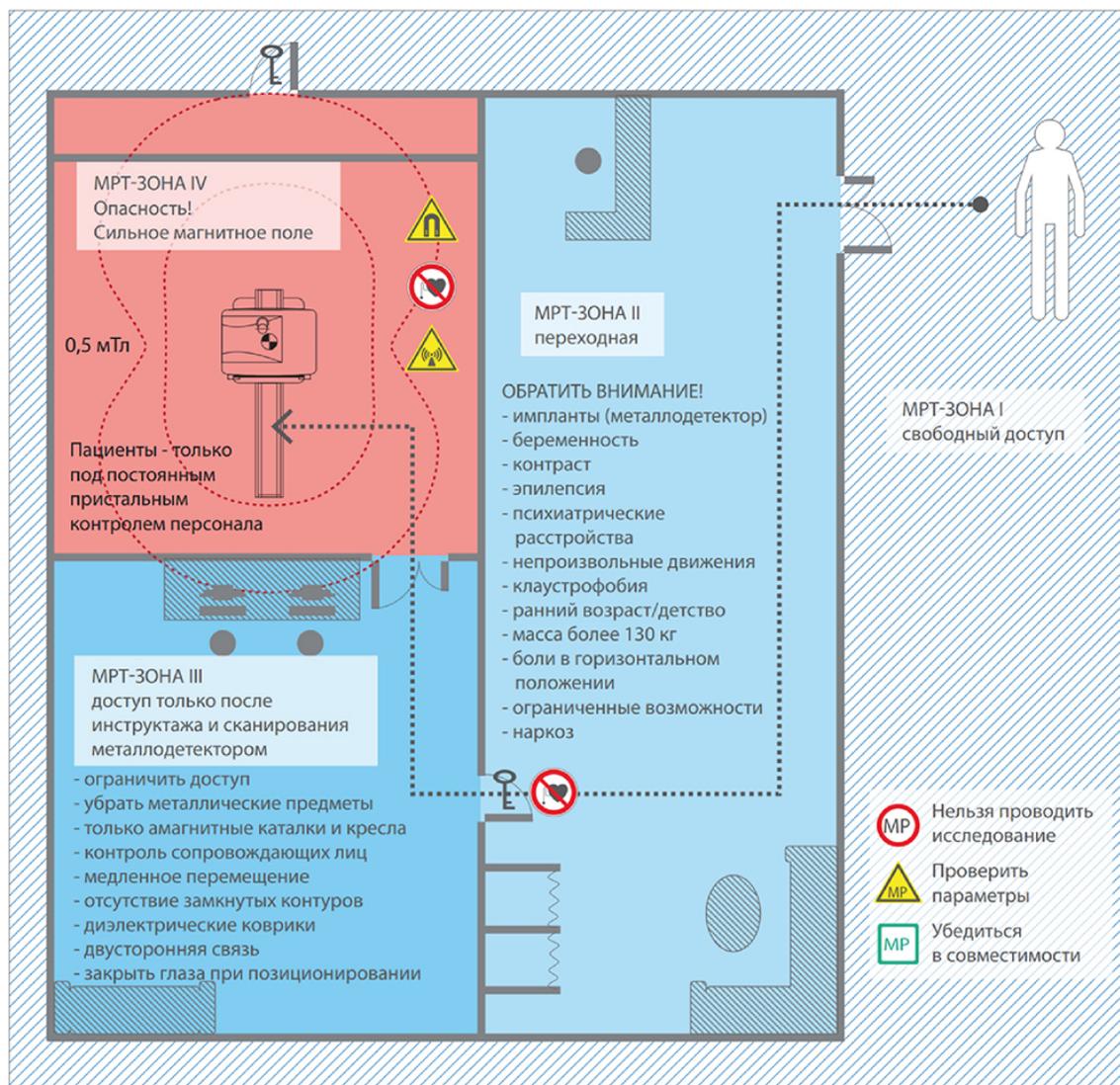
	Установлена и функционирует система видеонаблюдения и голосовой связи в гентри томографа, а также система механической защиты	
3	Обеспечение безопасности при подготовке и проведении исследования	
	Разработан и доведен под роспись регламент по обеспечению безопасности в кабинете МРТ при проведении исследования для рентгенолаборантов и врачей-рентгенологов (укладка, проведение исследования)	
	Разработан и доведен под роспись регламент работы с пациентами: идентификация, определение физических параметров, опрос и информирование, контроль наличия имплантов с использованием детектора	
	Разработан и доведен под роспись регламент проведения исследования в особых случаях (беременность, наркоз, бессознательное состояние, неконтролируемые движения, наличие имплантируемых медицинских изделий и пр.)	
4	Действия при возникновении нештатной ситуации	
	Разработан и доведен под роспись регламент действий при возникновении угрозы жизни и здоровью в процедурной кабинета МРТ	
	Разработан и доведен под роспись регламент действий при обнаружении имплантируемого медицинского изделия в процессе исследования	
	Разработана и доведена под роспись инструкция по действию персонала при возникновении квенча	
5	Другое	
	Разработаны и доведены под роспись инструкции по охране труда для персонала кабинета МРТ*	
	Проводится обучение правилам обеспечения МР-безопасности новых сотрудников	
	Проводится разбор инцидентов, тренировки по действию при нештатных ситуациях	

* Пример приведен в работе [101].

Приложение В

ПАМЯТКА ДЛЯ РЕНТГЕНОЛАБОРАНТА, ОПЕРАТОРА МРТ ПО ОБЕСПЕЧЕНИЮ БЕЗОПАСНОСТИ МР-ИССЛЕДОВАНИЙ

1. До проведения исследования. Зона I–II (см. рис. В.1)



1.1. Уточнить, выполнялись ли МР-исследования ранее и были ли сложности, имеются ли противопоказания.

1.2. Провести анкетирование пациента и внимательно ознакомиться с результатами. Обратить внимание на следующие вопросы (таблица В.1):

Таблица В.1 – Вопросы для анкетирования

Обратить внимание	Действие
Наличие имплантов	Несмотря на запись в анкете, отдельно проговорить данный вопрос и при необходимости проверить металлоискателем. В случае наличия – см. п. 1.3 данного приложения
Беременность	Уточнить срок. Проводить исследование только во втором и третьем триместрах, проинформировать врача
В случае проведения исследования с контрастом	Уточнить, выполнялись ли исследования с контрастом ранее и как пациент их перенес. Запрещается проводить МР-исследование с контрастом без установленного венозного катетера. В случае наличия аллергии, проинформировать врача
Эпилепсия	Уточнить у пациента, принимает ли он препараты, оценить вероятность припадка в МРТ. Проинформировать врача
Пациенты с психическими расстройствами (установленный диагноз)	Информировать врача
Непроизвольное движение (тики, тремор)	Использовать программы, устраняющие артефакты движения (JET, Blade, Propeller, RADAR и др.)
Клаустрофобия (боязнь замкнутого пространства)	Уточнить, возникали ли трудности при предыдущих МР-исследованиях. При необходимости, подготовить сопровождающего (обязательно заполнение анкеты безопасности)
Дети раннего возраста	До 14 лет – наличие информированного согласия родителей. 14 – 18 лет – информированное согласие родителей и ребенка. МРТ-исследование без наркоза возможно, как правило, после 6 лет. Необходимо информировать врача. Оценить возможность проведения исследования пациентам младше 5 лет без наркоза
Масса более 130 кг	Следовать ограничениям, установленным производителем аппарата и обслуживающей организацией
Невозможность лежать неподвижно длительное время	По возможности, ограничить время исследования. Использовать матрасы для обеспечения удобного положения (клин под ноги и др.)
Пациенты с ограниченными возможностями, вынужденным положением тела	Возможность проведения исследования будет уточнена в ходе укладки пациента. Запланировать заранее длительное время сканирования
Пациенты под наркозом или без сознания	Обязательное сопровождение реаниматолога

1.3. При обнаружении импланта следовать следующему порядку действий (таблица В.2):

Таблица В.2 – Порядок действий при обнаружении импланта

Действия по обеспечению безопасности	Пояснение
1. Определение типа импланта в зависимости от наличия источника энергии	
1.А. Активный – с источником энергии	Например, кардиостимуляторы, инсулиновые помпы и др.
1.Б. Пассивный – без источника энергии	Например, винты, пластины, стенты, зубные имплантаты и др.
2. Определение МР-совместимости импланта: МР-безопасный  МР-совместимый при определенных условиях  МР-несовместимый 	Определение типа импланта проводить согласно заключению о МР-совместимости импланта (информация может быть в выписке из стационара, в сопроводительной документации либо подготовлена по форме приложения В). Дополнительная информация об импланте по: – рентгенографическим исследованиям; – предыдущим КТ или МРТ области сканирования
2.А. Неизвестный имплант. Исследование не начинать	Проинформировать врача. Имплант считать МР-несовместимым до получения дополнительных сведений (см. п.2), позволяющих сделать вывод о МР-совместимости импланта
2.Б. Любой активный имплант (кардиостимулятор, инсулиновая помпа и др.) Исследование не начинать	Проинформировать врача. Не допускать в комнату управления и комнату сканирования. Решение о возможности проведения исследования принимается врачом в соответствии с п. 4.2.2 основного текста
2.В. Пассивный МР-несовместимый имплант. Исследование не начинать	Отказаться от проведения исследования
2.Г. Пассивный МР-совместимый при определенных условиях. Исследование может быть проведено только при строгом соблюдении требований производителя, указанным в документации на имплант при постоянном контроле с использованием аудио- и видеосвязи.	Производитель указывает величину индукции магнитного поля (Тл), амплитуду градиентов (Тл/м), скорость нарастания градиентов (Тл/м/с), удельный коэффициент поглощения (Вт/кг), длительность сканирования (с), область сканирования и тип РЧ-катушки. Режим подбирается совместно с врачом. При невозможности соблюдения одного из этих требований, следует отказаться от проведения исследования
2.Д. Пассивный МР-безопасный имплант. Проверить срок имплантации – должно пройти несколько недель после установки. Исследование может быть проведено при постоянном контроле с использованием аудио- и видеосвязи.	Зубные протезы, как правило, являются МР-безопасными. При выраженных артефактах проинформировать врача для уточнения диагностической ценности результатов

2. Подготовка и проведение исследования. Зона III–IV (см. рис. В.1).

Действия по обеспечению безопасности	Пояснение
При наличии активных имплантов (кардиостимуляторов, инсулиновых помп и других устройств с ограничениями по напряженности поля) ограничить доступ, см. табл. Д.2 данного приложения. То же касается инородных тел, возникших вследствие травм, огнестрельных, осколочных, минно-взрывных ранений	Данным пациентам запрещено находиться в зонах III и IV (комната управления и комната сканирования)
Исключить наличие металлических предметов у пациента. При наличии имплантов см. п. 1.3 данного приложения	У пациента удалить все металлические объекты (съёмные металлоконструкции во рту, украшения, элементы одежды, очки, часы, пластиковые карты и пр.)
Проконтролировать отсутствие металлических предметов, медицинских инструментов и пр. у сопровождающих лиц и медицинского персонала, принимающего участие в проведении исследования	Относится к зоне IV (комнате сканирования), допускается использование специального МР-совместимого оборудования
В комнате сканирования подводить к столу и укладывать пациента медленно	Предупредить о возможных неприятных ощущениях (головокружение, появление зрительных эффектов)
Пациентов, доставленных на каталке или кресле перекладывать на амагнитные каталку или кресло. Костыли и другие ортопедические приспособления не допускать в комнату сканирования	
Не допускать замкнутых проводящих контуров, контактов «кожа-кожа», контактов «кабель-кожа». Исключить возможность касания РЧ-катушек и гентри кожи пациента (использовать диэлектрические коврики не тоньше 10 мм толщиной)	Неправильная укладка пациента, соединительных кабелей, датчиков и проводов может привести к ожогам
Убедиться в функционировании двусторонней связи	Аудио, видео, тревожная кнопка («груша»)
При позиционировании закрыть глаза пациенту	Во избежание получения травм от лазерного луча позиционирующего проектора
В случае обнаружения неуказанного в анкете и сопроводительной документации импланта во время исследования по выраженным артефактам от металла – остановить исследование, проконтролировать состояние пациента, проинформировать врача	Решение о прекращении или продолжении исследования принимает врач с учетом рисков
В случае выполнения экстренного МР-исследования у пациента с нарушением сознания, без заполненной анкеты и сопроводительной документации: – осмотреть тело на наличие рубцов – и повреждений, связанных с установкой импланта; – проверить металлодетектором; – не начинать исследования без результатов рентгенографии черепа и грудной клетки для исключения наличия имплантов	Исследование проводить только в присутствии врача. По завершении каждой последовательности проверять состояние пациента

Приложение Г

ОБРАЗЕЦ ЗАКЛЮЧЕНИЯ ОБ МР-СОВМЕСТИМОСТИ ИМПЛАНТИРОВАННОГО МЕДИЦИНСКОГО ИЗДЕЛИЯ (рекомендуемая форма)

Заключение об МР-совместимости имплантированного медицинского изделия

(выдается пациенту после проведения оперативного вмешательства)

Наименование медицинской организации (МО),
где проводилось оперативное вмешательство

Пациенту _____, дата рождения _____ было выполнено оперативное вмешательство _____, в ходе которого

(указать дату и вид вмешательства)

были установлены имплантируемые медицинские изделия _____

(указать наименование, серийный номер, производителя)

<input type="checkbox"/> МР - безопасный	<input type="checkbox"/> МР-совместимый при определенных условиях	<input type="checkbox"/> МР-небезопасный
--	--	--

(указать тип)

Условия проведения магнитно-резонансной томографии:

(при условии установки МР-совместимого при определенных условиях импланта)

- индукция постоянного магнитного поля не более _____ Тл;
- максимальное значение градиента магнитного поля не более __ Тл/м;
- максимальный удельный коэффициент поглощения при сканировании не более _____ Вт/кг;
- время сканирования не более ____ мин.

ОБЯЗАТЕЛЬНО!

Данному больному(й) МРТ-исследования проводить _____

(вписать один из двух вариантов: «можно», «нельзя»)

С даты: _____

(указать дату)

Лечащий врач

Заведующий отделением

МП

Приложение Д

НАСТРОЙКА ПРОТОКОЛА ПРЕДСТАТЕЛЬНОЙ ЖЕЛЕЗЫ У ПАЦИЕНТОВ С ТАЗОБЕДРЕННЫМИ ИМПЛАНТАМИ

Тотальное эндопротезирование тазобедренного сустава (Total hip replacement – THR) – одна из самых распространенных хирургических процедур в мире [91]. Это эффективное вмешательство при дегенеративных заболеваниях суставов, а средний возраст пациентов составляет 63 года [92]. В то же время МРТ является ведущим методом оценки предстательной железы (ПЖ), в частности, рака ПЖ. И наличие импланта может значительно осложнить интерпретируемость исследований этого вида.

Широкое внедрение шкалы PI-RADS v2 сильно облегчило интерпретацию МРТ-изображений. Основными импульсными последовательностями здесь являются диффузионно-взвешенные изображения (DWI) и T2-взвешенные изображения (T2-WI), где DWI – ключевой режим для оценки периферической зоны, которая становится наиболее частой локализацией клинически значимого рака [93]. DWI предстательной железы обычно получают с использованием последовательности спин-эха (SE) с эхопланарным считыванием (EPI). SE EPI особенно чувствительна к неоднородностям поля B_0 , возникающим в том числе из-за металлоконструкций [94]. Таким образом, внедрение МРТ в качестве метода выбора диагностики рака предстательной железы и распространение эндопротезирования тазобедренных суставов в совокупности представляют потенциальную проблему.

Для снижения площади и выраженности артефактов используют различные методы коррекции, включающие ручные (manual) подходы и готовые программные решения, которые мы обсуждали в главе 2, в том числе при МРТ ПЖ [58, 95–97]. Однако, помимо визуального искажения, наличие импланта может приводить к снижению точности измерения ADC. А если металл влияет на данные интенсивности сигнала на DWI- и ADC-картах, то врач будет интерпретировать некорректные сигнальные характеристики. Это способно привести к неточности в диагностике, неоправданным инвазивным методам, затратам и дискомфорту пациента с нарушением качества его жизни.

Кроме того, формирование нового протокола сканирования занимает значительное количество времени. В результате процедура сканирования для конкретного пациента сильно удлиняется, и нарушается график работы кабинета. Также если настройка протокола для пациента с имплантом проводится непо-

средственно во время исследования, возникает риск того, что ткани, прилегающие к металлическим частям ИМИ, нагреются сильнее допустимого. Таким образом, задача значительно облегчается, если имеются заранее настроенные протоколы сканирования.

Для предварительной настройки протокола сканирования был разработан специальный фантом. Модель ПЖ представляет собой цилиндр размерами (45x56 мм), распечатанный на 3д-принтере методом селективного лазерного спекания. Модель имеет внутри себя 3 секции (рис. Д.1 а, б): для имитации центральной (CZ) и периферической (PZ) зон, а также опухоли (lesion). Для имитации ограниченной диффузии модель была заполнена водным раствором поливинилпирролидона (ПВП) в концентрациях 40, 30 и 20 % (CZ, PZ и lesion соответственно). Данные показатели концентрации ПВП соответствуют значениям ADC = 1000 мм²/сек, 1250 мм²/сек и 1500 мм²/сек соответственно [98]. Выбор значений ADC для фантома основывался на результатах экспериментальных работ [96, 98, 99].

Рядом с моделью железы в фантоме был помещен имплант для тотального эндопротезирования тазобедренного сустава из титанового сплава в целях получения на изображениях геометрических и иных искажений (рис. Д.1). Модель ПЖ вместе с имплантом были помещены в пластиковый контейнер объемом 6 л, заполненный МР-контрастной жидкостью для имитации тела человека.

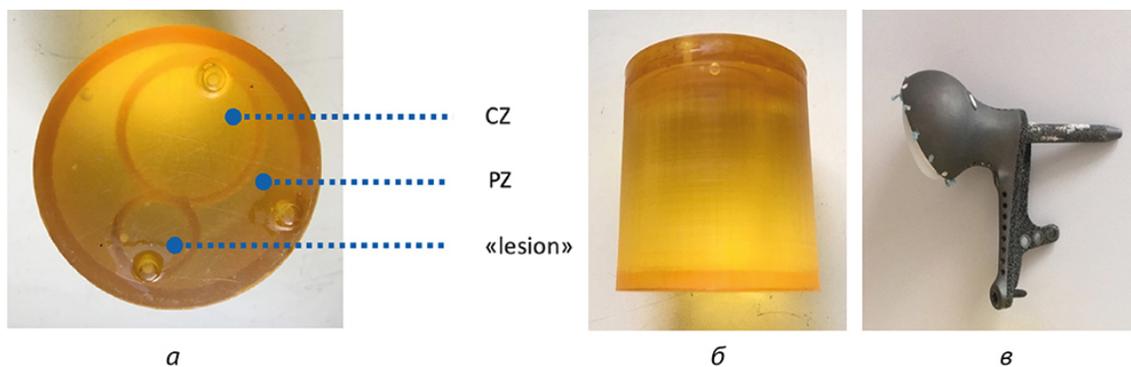


Рисунок Д.1 – Модель предстательной железы: а – модель ПЖ, вид сверху; б – модель ПЖ, вид сбоку; в – металлоконструкция

Чтобы обеспечить необходимое качество визуализации, после предварительного сканирования фантома параметры импульсных последовательностей настраиваются таким образом, чтобы артефакт от импланта не перекрывал модель предстательной железы, а ее габаритные размеры и количественные характеристики изображения (среднее значение интенсивности сигнала в области, среднеквадратическое отклонение сигнала в области) не отличались от таковых для фантома без импланта более чем на 5 %. Если невозможно достичь требуемого соответствия среднего значения сигнала в области, то сле-

дует ввести поправочный коэффициент для конкретного аппарата и протокола.

Для настройки импульсных последовательностей используются следующие подходы:

- преимущественное использование последовательностей спинного эха (SE);
- преимущественное использование импульсных последовательностей с подавлением сигнала от жировой ткани путем короткого времени инверсии-восстановления (STIR);
- повышение разрешения (увеличение PE по wrap, phase oversampling, частоты усреднений – averages, NEX, NAQ);
- увеличение кратности параллельного сбора данных;
- уменьшение значения echo space;
- выбор меньшей толщины срезов;
- уменьшение FOV до размеров, не превышающих габариты предстательной железы более чем на 10–15%;
- максимальное расширение полосы пропускания приемника (bandwidth).

Для настройки импульсных последовательностей подходы к снижению количества артефактов будут варьироваться и зависеть от ряда факторов (производителя томографа, индукции магнитного поля, модели и др.). Оптимальный протокол сканирования разрабатывается в индивидуальном для каждого отделения порядке. В таблицах Д.1–Д.4 представлены примеры параметров настроенных протоколов на аппарате с индукцией магнитного поля 1.5 Тл.

Таблица Д.1– Модифицированный протокол МРТ предстательной железы

Модифицированный протокол	Дополнительно
T2ВИ COR STIR	T1ВИ COR
T2ВИ SAG	T2ВИ AX oblique
T2ВИ AX STIR	T2ВИ COR oblique
T1ВИ AX SE	T2 ВИ (3D) AX
DWI	
DWI ADC	
T1 FS AX dynamic CE	

Таблица Д.2 – Параметры T2ВИ (SG)

Repetition Time (TR), ms	Echo Time (TE), ms	Scanning Sequence	Matrix, mm ²	Slice Thickness, mm	Number of Averages
5500	105	TSE	320x320	3	1

Таблица Д.3 – Параметры T1ВИ

Repetition Time (TR), ms	Echo Time (TE), ms	Scanning Sequence	Matrix, mm ²	Slice Thickness, mm	Flip Angle	Number of Averages
750	10	SE	320x320	4	150°	1

Таблица Д.4 – Параметры T2ВИ AX STIR

Repetition Time (TR), ms	Echo Time (TE), ms	Matrix, mm ²	FoV	Slice Thickness, mm	Flip Angle	Inversion Time (TI), ms
5010	78	320x320	250*250	4	150°	150

В результате при поступлении пациента с тазобедренным имплантом на МРТ применяется следующая последовательность действий:

- проверка МР-совместимости импланта по паспорту изделия или заключению лечащего врача;
- укладка пациента (в положении лежа на спине, нижняя часть туловища должна быть покрыта радиочастотной катушкой);
- выбор ранее настроенного протокола;
- сканирование пациента на свободном дыхании;
- контроль состояния пациента в процессе сканирования с помощью системы аудио- и видеосвязи;
- корректировка параметров импульсной последовательности с учетом вероятного снижения отношения «сигнал/шум» при недостаточном качестве визуализации;
- повторное сканирование (равно как и длительное сканирование в случае необходимости превышения ограничения производителя на общее время исследования) проводится не ранее чем через 15 минут для снижения риска чрезмерного нагрева импланта, если иное не указано в паспорте на имплант.

Пример реализации этого алгоритма представлен на рис. Д.2.

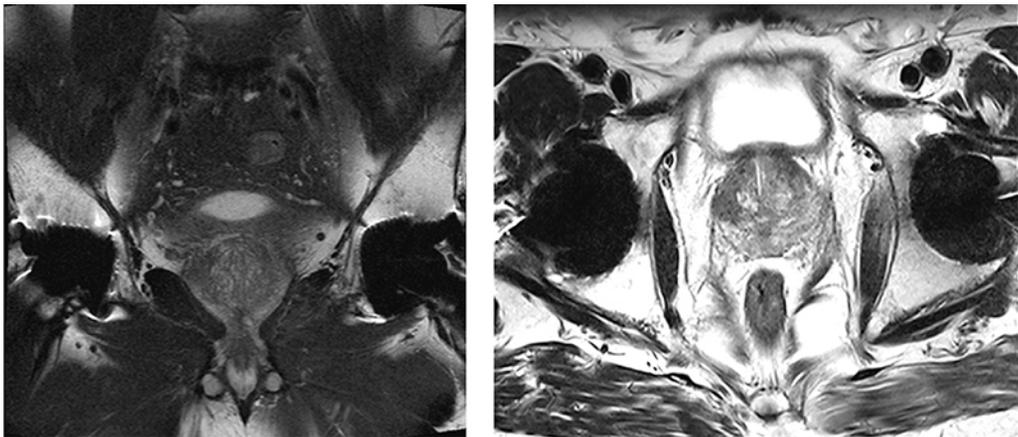


Рисунок Д.2 – МРТ предстательной железы с использованием модифицированного протокола сканирования, пациент после двустороннего тотального эндопротезирования тазобедренных суставов (слева – T2 ВИ, корональная плоскость сканирования, справа – DWI, аксиальная плоскость сканирования)

Описание исследования проводится врачом-рентгенологом в соответствии со стандартом репортирования PI-RADS, с указанием локализации металлоконструкции [100].

Приложение Е



ЦЕНТР ДИАГНОСТИКИ
И ТЕЛЕМЕДИЦИНЫ

МРТ с ЭКС: ЧЕК-ЛИСТ И ИНСТРУКЦИЯ ДЛЯ ВРАЧЕЙ, НАПРАВЛЯЮЩИХ ПАЦИЕНТОВ С ИМПЛАНТИРОВАННЫМИ ИСКУССТВЕННЫМИ ВОДИТЕЛЯМИ РИТМА СЕРДЦА НА МРТ

Развитие медицинских технологий и увеличение продолжительности жизни пациентов обуславливают ежегодный рост числа имплантаций постоянных антиаритмических систем стимуляции (электрокардиостимуляторов (ЭКС), имплантируемых кардиовертеров-дефибрилляторов (ИКД), систем сердечной ресинхронизирующей терапии (СРТ), как без функций кардиовертера-дефибриллятора (CRT-P), так и с ними (СРТ-Д)), и имплантируемых диагностических устройств. Так, по данным Европейского общества кардиологов (ESC), число имплантаций искусственных водителей ритма в России выросло с 212 до 256 на 1 млн населения за период 2012–2016 гг. При этом доля пациентов с искусственными водителями ритма, которым по медицинским показаниям требуется проведение МРТ, оценивается в 50–75 %.

Долгое время наличие в теле пациента имплантированного кардиостимулятора являлось строгим противопоказанием к проведению МРТ. Однако современные устройства все чаще изготавливаются с учетом возможности МР-сканирования. Исследования в этой области показали, что при соблюдении общих правил безопасности и требований производителя, предъявляемых к конкретному устройству, процедура может быть проведена без негативных последствий для пациента. Аналогичные результаты показывает опыт некоторых московских медицинских организаций, успешно выполняющих МРТ пациентам с имплантированными антиаритмическими устройствами.

В данном приложении представлены рекомендуемые, современные принципы проведения такого исследования с целью ознакомить читателей с процедурой и ограничениями, связанными с наличием у пациента искусственного водителя ритма сердца, и минимизировать число отказов в проведении им МРТ. Описан алгоритм подготовки и проведения МРТ, в зависимости от типа устройства, представлен перечень участников и требуемого дополнительного оборудования, а также действия после окончания сканирования, направленные на контроль состояния пациента.

Для проверки готовности к проведению МРТ пациенту с искусственным водителем ритма сформулирован краткий «чек-лист». Но настоятельно рекомендуется ознакомление с полной формой «Инструкции для практикующих врачей по направлению пациентов с искусственными водителями ритма сердца на МР-исследование».

Таблица Е.1 – МРТ с ЭКС: чек-лист

1		Предварительная работа
1.1	Удостовериться в отсутствии противопоказаний, не связанных с наличием в теле пациента ЭКС	
1.2	С момента последнего хирургического вмешательства, связанного с системой ЭКС, прошло не менее 6 недель	
1.3	Удостовериться в том, что корпус ЭКС имплантирован в правую или левую части грудной клетки	
1.4	Удостовериться, что МРТ будет выполнена анатомическим областям вне области грудной клетки, длительность воздействия будет менее 40 минут, магнитное поле – с напряженностью не более 1,5 Тл (Тесла)	
1.5	Удостовериться в отсутствии в теле пациента какого-либо металла (после операции или несчастного случая, в том числе пули, шrapнели, эпикардиальных и/или сломанных, обрезанных эндокардиальных электродов, зажимов на аневризмах сосудов головного мозга, кохлеарных имплантатов и т.д.)	
1.6	Определить, зависим ли ритм сердца пациента от стимуляции или нет	
1.7	Рост пациента более 147 см	
1.8	Согласовать возможность и дату проведения МРТ с аритмологом	
1.9	Согласовать возможность и дату проведения МРТ с отделением лучевой диагностики	
2		Непосредственно перед проведением исследования
2.1	Температура тела пациента в пределах нормальных значений	
2.2	В кабинете МРТ есть работающие дефибриллятор и пульсоксиметр и/или ЭКГ-система	
2.3	Убедиться в том, что имплантированная пациенту кардиостимуляционная система позволяет проведение ему МРТ (подтверждено документально)	
2.4	Убедиться в деактивации всех алгоритмов кардиостимулятора пациента (подтверждено документально)	
2.5	Состояние устройства не вызывает у специалистов по программированию ЭКС/ИКД/СРТ опасений (достаточный остаточный заряд батареи, хорошее состояние электродов, порогов стимуляции и т.д.)	
2.6	Пациент не лежит на боку	
3		Во время исследования
3.1	Визуальный контроль + пульсоксиметрия / ЭКГ-мониторирование	
3.2	Готовность оказать первую помощь	
4		После исследования
4.1	Антиаритмическое устройство перепрограммировать в исходный режим работы (подтвердить документально)	
4.2	Записать пациента к аритмологу (не позднее 7 дней после проведения МРТ, в течение следующих 3 месяцев и через 6 месяцев)	

Инструкция для ПРАКТИКУЮЩИХ ВРАЧЕЙ по направлению пациентов с искусственными водителями ритма сердца на МР-исследование

Для проведения МРТ пациенту с имплантированной антиаритмической системой стимуляции рекомендуется выполнить следующие условия (таблица Е.2).

Таблица Е.2 – Условия для проведения МРТ пациенту с имплантированной антиаритмической системой стимуляции

№	Предварительная работа
1	Удостовериться в отсутствии абсолютных противопоказаний к проведению МРТ, не связанных с наличием в теле пациента искусственного водителя ритма сердца*
2	Удостовериться в том, что имплантация ЭКС, хирургические коррекции положения электродов или любые иные хирургические манипуляции с имплантированной системой ЭКС пациента были выполнены более 6 недель до предполагаемой даты проведения МРТ
3	Удостовериться в расположении корпуса ЭКС в левой или правой части грудной клетки
4	Удостовериться в отсутствии МР-несовместимых эндокардиальных электродов в зоне расположения имплантированной пациенту антиаритмической системы
5	Узнать рост пациента**
6	Связаться со специалистом по программированию имплантированных антиаритмических систем вашего города/региона/клиники по телефону: – договориться о внеочередной проверке системы ЭКС конкретному пациенту; – получить от него заключение о принадлежности имплантированной конкретному пациенту системы стимуляции пациента к ЭКС /ИКД/ СРТ***; о ее принадлежности к МРТ-несовместимой или МРТ-условно-совместимой (устройство и электроды), о стабильности работы имплантированной системы стимуляции, стабильном стоянии эндокардиальных электродов, отсутствии активных нарушений работы системы стимуляции, о достаточном состоянии батареи устройства, зависимости ритма сердца пациента от стимуляции; – договориться о возможности его личного участия в проведении МРТ пациенту с обязательной доставкой специалистом программатора (того же производителя, что и ЭКС данного пациента)

* К абсолютным противопоказаниям относятся: дата предстоящей МРТ – менее 6 недель после имплантации ЭКС/ИКД/СРТ, наличие в теле пациента МР-несовместимых изделий (в том числе металлических клипс внутричерепных и внутриорбитальных сосудов, нейростимуляторов, кохлеарных имплантов, помп, наружных ортопедических конструкций); все изделия, информация об МР-совместимости которых недоступна; ферромагнитные и электропроводные объекты (катетеры с металлическими частями, тканевые экспандеры, протезы); инородные объекты, такие как осколки ранящих снарядов, пули, шrapнели, обломки травмирующих объектов.

** При наличии у пациента «МРТ-условно-совместимой» системы стимуляции для выполнения ему исследования рост больного должен составлять не менее 1,47 м.

*** Если ИКД/СРТ-Д у стимулятор-зависимого пациента, то отказ от проведения МРТ.

Продолжение таблицы Е.2

№	Предварительная работа
7	<p>Получив информацию от специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем о статусе пациента и его системы стимуляции, следует:</p> <ul style="list-style-type: none"> – определиться с выделением в своем рабочем графике времени на личное участие в проведении МРТ пациенту с имплантированной системой стимуляции и быть готовым к контролю состояния пациента во время проведения МРТ (визуально+пульсоксиметрия и/или ЭКГ-мониторирование) и оказанию ему первой медицинской помощи в случае развития непредвиденных аритмологических ситуаций при проведении исследования*; – связаться со специалистами отделения лучевой диагностики, в котором планируется выполнение МРТ-исследования по телефону: <ul style="list-style-type: none"> • обсудить показания и возможность выполнения конкретному пациенту МРТ; • рассмотреть все альтернативные способы визуализации, возможные для данного пациента; • заручиться предварительным согласием коллег на проведение МРТ данному пациенту; • запланировать дату и время проведения МРТ, с учетом возможности участия специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем**; • обсудить возможности данного отделения лучевой диагностики по обеспечению сопровождения процедуры МРТ специалистами Центра (специалистами по программированию имплантированных антиаритмических систем, кардиологами и специалистами, которые смогут выполнить экстренную наружную кардиостимуляцию пациента в случае отказа имплантированной системы стимуляции)***, ****; • зафиксировать в письменной форме заключение об ожидаемых преимуществах в изменении тактики ведения пациента/улучшении качества его жизни от полученной от МРТ-сканирования информации, что должно превышать имеющиеся риски проведения МРТ данному пациенту
8	<p>Повторно связаться со специалистом по программированию имплантированных антиаритмических систем Вашего города/региона/клиники и заручиться его согласием об участии в проведении МРТ-исследования пациенту в оговоренное со специалистами отделения лучевой диагностики конкретное время</p>
9	<p>Записать в свой рабочий график запланированные дату и время проведения МРТ и быть готовым к участию в наблюдении за пациентом в течение выполнения МРТ в составе мультидисциплинарной бригады</p>

* Случается редко, но потенциальная вероятность присутствует.

** При отсутствии в отделении лучевой диагностики врача, выполняющего программирование имплантированных антиаритмических систем, возможно привлечение специалиста из другого медицинского центра и/или специалиста клинической поддержки компании, представляющей в Российской Федерации интересы производителя кардиостимулятора конкретного пациента (форма привлечения и условия сотрудничества требуют отдельной проработки).

*** При наличии в отделении лучевой диагностики данных специалистов или сотрудничающих с ним специалистов пункты 8 и 9 раздела «Предварительная работа» могут быть выполнены сотрудниками подразделения.

**** Местный кардиолог – для контроля состояния пациента во время МРТ и оказания ему первой медицинской помощи в случае развития непредвиденных аритмологических ситуаций при проведении исследования.

Если Вы получили от специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем информацию о том, что Вашему пациенту имплантирована МРТ-несовместимая система стимуляции, то необходимо выполнить действия, указанные в таблице Е.3

Таблица Е.3 – Действия перед проведением МР-исследования в случае имплантирования пациенту МРТ-несовместимой системы стимуляции

№	Непосредственно перед проведением МР-исследования необходимо:	
1	Убедиться в том, что пациент не имеет повышенной температуры тела	
2	Убедиться в наличии в комнате управления операторской исправно работающих наружного дефибриллятора и пульсоксиметра и/или ЭКГ-системы	
3	Проверить, какой класс антиаритмического устройства имплантирован пациенту	
4	Проверить наличие в сопроводительных документах, выданных специалистом по программированию антиаритмических систем перед проведением МРТ, изменений первичного рабочего статуса устройства пациента, обусловленных типом устройства, и зависимости сердечного ритма пациента от стимуляционного ритма*:	
	У стимуляторозависимого пациента	У стимуляторонезависимого пациента
	– если пациенту имплантирован ИКД/СРТ-Д – отказ от проведения МРТ (!); – если устройство является ЭКС/СРТ-Р (система СРТ-стимуляции, без функции кардиовертера-дефибриллятора), то при исходной двухкамерной стимуляции должно быть перепрограммировано в D00 V00 режимы, однокамерной – V00 A00 (для предотвращения ингибирования стимуляции вследствие гипервосприятости шумов ЭМИ (электромагнитной интерференции))	– если у пациента ЭКС – проверить наличие запрограммированного ингибируемого режима стимуляции для однокамерного режима – VVI AAI; для двухкамерного – DDD DDIVDD и т.д. (во избежание восприятости электромагнитной интерференции); – в ИКД/СРТ-Д (СРТ с функцией кардиовертера дефибриллятора) рекомендовано деактивировать антитахикардические и кардиоверсионные терапии тахикардии во избежание немотивированных разрядов и запрограммировать режимы стимуляции OVO ODO
	– проверить деактивацию на любом устройстве (ЭКС/ИКД/СРТ) любого пациента всех алгоритмов (например, «частотная адаптация», алгоритмы групп минимизации желудочковой стимуляции, превентивной предсердной стимуляции и др.); – удостовериться в том, что кардиостимулятор пациента имеет достаточный расчетный срок эксплуатации устройства (остаточную емкость батарей не менее 10 % энергии (или иной эквивалент оценки статуса батареи) до окончания продолжительности ее эксплуатации), пороги стимуляции не превышают 2,0 В при 0,35 мс, электрод/ы не имеют повреждений, а их биполярный импеданс – между 200 Ом и 3000 Ом	
5	Убедиться, что пациент не лежит на боку на выдвижном столе МРТ-сканера	

* По данным распечатки с программатора производителя устройства или записям специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем.

Продолжение таблицы Е.3

В процессе проведения МР-исследования	
6	Контролировать состояние пациента во время проведения МРТ (визуально+ пульсоксиметрия и/или ЭКГ-мониторирование)
7	В случае развития непредвиденных аритмологических ситуаций при проведении исследования – оказать пациенту первую медицинскую помощь
После завершения процедуры МРТ	
8	Проконтролировать выполнение Вашему пациенту контрольного программирования его имплантированного антиаритмического устройства специалистом по программированию имплантированных антиаритмических систем
9	Проконтролировать возврат имплантированному антиаритмическому устройству пациента первично запрограммированных параметров и алгоритмов, на которых Ваш пациент ранее не предъявлял жалоб*
10	По согласованию со специалистом по программированию антиаритмических устройств запланировать прохождение данным пациентом контрольных процедур программирования его системы стимуляции (после проведения МРТ не позднее 7 дней, в течение следующих 3 месяцев и через 6 месяцев) или по клиническим показаниям, в связи с имеющейся вероятностью появления отсроченных проблем в работе имплантированных антиаритмических устройств

Если Вы получили от специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем подтверждение в том, что Вашему пациенту имплантирована МРТ-условно-совместимая система стимуляции (и устройство, и электроды), то необходимо выполнить действия, указанные в таблице Е.4.

Таблица Е.4 – Действия перед проведением МР-исследования в случае имплантирования пациенту МРТ-условно-совместимой системы стимуляции

Непосредственно перед проведением МР-исследования необходимо:	
1	Убедиться, что рост пациента составляет не менее 1,47 м
2	Убедиться, что у пациента нет повышенной температуры тела
3	Убедиться в расположении корпуса ЭКС в левой или правой части грудной клетки пациента
4	Удостовериться в том, что кардиостимулятор пациента имеет достаточный расчетный срок эксплуатации устройства (остаточную емкость батарей не менее 10 % энергии (или иной эквивалент оценки статуса батареи) до окончания продолжительности ее эксплуатации), пороги стимуляции не превышают 2,0 В при 0,35 мс, электрод/ы не имеют повреждений, а их биполярный импеданс – между 200 Ом и 3000 Ом*
5	Удостовериться в том, что система стимуляции была имплантирована не менее, чем за 6 недель до МР-исследования

* По данным распечатки с программатора производителя устройства или записям специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем.

Продолжение таблицы Е.4

6	Уточнить, что предстоящее МР-сканирование: – будет ограничено анатомическими областями, за исключением области грудной клетки*; – будет выполняться на МР-системе, разрешенной к использованию – в клинической практике; – будет применено магнитное поле с напряженностью не более 1,5 Тл (Тесла); – общая продолжительность радиочастотного воздействия будет менее 40 минут
7	Присутствие специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем во время процедуры МРТ не обязательно, если он заранее выполнит программирование специального МРТ-режима стимуляции**. В этом случае необходимо: – уточнить у специалиста по программированию антиаритмических систем стимуляции или у представителя производителя конкретного устройства в вашем регионе о длительности работы данного режима и прочие нюансы, а также возможную необходимость использования специальных дополнительных устройств-активаторов; – получить от специалиста по программированию имплантированных антиаритмических систем информацию о статусе зависимости работы сердца пациента от стимуляционного ритма, о статусе его системы стимуляции и данные о временном периоде работы специального МРТ-режима стимуляции*** и о времени, когда МРТ-сканирование должно быть начато данному пациенту****
8	Удостовериться в доступности Вам во время проведения МРТ-обследования пациента заряженного и исправно работающего наружного дефибриллятора
9	Обеспечить постоянный визуальный мониторинг пациента и устную коммуникацию с пациентом во время МР-исследования (через переговорное устройство)
В процессе проведения МР-исследования	
10	Контролировать состояние пациента во время проведения МРТ (визуально + пульсоксиметрия и/или ЭКГ-мониторирование)
11	В случае развития непредвиденных аритмологических ситуаций при проведении исследования оказать пациенту первую медицинскую помощь
После завершения процедуры МРТ	
12	Убедитесь, что после выполнения пациенту МР-исследования устройство перепрограммировано на работу в исходном режиме, с исходными параметрами и алгоритмами стимуляции. В зависимости от конкретной модели имплантированного антиаритмического устройства это может быть выполнено: – автоматически (программа возвращается самостоятельно); – вручную (с помощью программатора)

* Для большинства эксплуатируемых в России устройств такого типа, на момент составления данной инструкции (май 2020). При возникновении у врача сомнений/вопросов требуется дополнительное уточнение.

** Программирование режима MRI Protection Mode/MRI Mode должно быть выполнено непосредственно перед началом сканирования (как можно ближе к началу).

*** Распечатанный отчет о настройках системы ЭКС должен быть передан персоналу отделения лучевой диагностики для дальнейшего контроля пациента.

**** В распечатанном отчете содержатся настройки и детали MRI Protection Mode/ MRI Mode. Если используется специальная функция, позволяющая отсрочить начало времени проведения МРТ-сканирования, то отчет должен содержать точное время и дату истечения срока действия MRI Protection Mode/MRI Mode.

ЛИТЕРАТУРА

1. Рекомендации по электрокардиостимуляции и сердечной ресинхронизирующей терапии. ESC2013. Разработчик: рабочая группа по электрокардиостимуляции и сердечной ресинхронизирующей терапии Европейского общества кардиологов (European Society of Cardiology, ESC) [и др.] / пер. с англ. Е. В. Шляхто, А.Ш. Ревишвили, Д.С. Лебедева [и др.] // Российский кардиологический журнал. 2014. № 4 (108). С. 5–63. DOI: org/10.15829/1560-4071-2014-4-5-63.
2. 2010 Expert Consensus Document on Cardiovascular Magnetic Resonance/Expert consensus document ACCF/ACR/AHA/NASCI/SCMR. A Report of the American College of Cardiology Foundation Task Force on Expert Consensus Documents. // Journal of the American College of Cardiology. 2011. Vol. 55, № 23. P. 2614–62. DOI: 10.1016/j.jacc.2009.11.011.
3. Brignole M., Auricchio A., Baron-Esquivias G. et al. 2013 ESC Guidelines on cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy // Russian Journal of Cardiology. 2014. №4. P. 5–63. DOI:10.15829/1560-4071-2014-4-5-63.
4. Brignole M., Auricchio A., Baron-Esquivias G. et al. The Task Force on cardiac pacing and resynchronization therapy of the European Society of Cardiology (ESC): Developed in collaboration with the European Heart Rhythm Association (EHRA) // European Heart Journal. 2013. Vol. 34, №29. P. 2281–2329. DOI: 10.1093/eurheartj/ehs150.
5. Indik J.H., Gimbel J.R., Abe H. et al. 2017 HRS expert consensus statement on magnetic resonance imaging and radiation exposure in patients with cardiovascular implantable electronic devices // Heart Rhythm. 2017. Vol. 14, № 7. P. 97–153. DOI: 10.1016/j.hrthm.2017.04.025.
6. Kanal E., Barkovich A.J., Bell C. et al. ACR guidance document for safe MR practices: 2007 // American Journal of Roentgenology. 2007. Vol. 188. P. 1447–1474. DOI: 10.2214/AJR.06.1616.
7. Lowe M.D., Plummer C.J., Manisty C.H. et al. Safe use of MRI in people with cardiac implantable electronic devices // Heart. 2015. Vol. 101, №24. P. 1950–1953. DOI: 10.1136/heartjnl-2015-308495.
8. Hindricks G., Camm J., Merkely B. et al. The EHRA White Book 2017: The Current Status of Cardiac Electrophysiology in ESC Member Countries. The Annual Congress of The European Heart Rhythm Association, 2018.

СОСТАВИТЕЛИ:

Первова Екатерина Владимировна – кандидат медицинских наук, врач-кардиолог, функциональный диагност высшей квалификационной категории отделения хирургического лечения сложных нарушений ритма сердца и электрокардиостимуляции ГБУЗ «ГКБ имени В.М. Буянова ДЗМ», эксперт по программированию и дистанционному мониторингу электронных имплантируемых антиаритмических устройств Всероссийского научного общества аритмологов (ВНОА), Российского общества холтеровского мониторирования и неинвазивной электрофизиологии (РОХМИНЭ), Российской ассоциации специалистов функциональной диагностики (РАСФД).

Мершина Елена Александровна – кандидат медицинских наук, врач-рентгенолог высшей квалификационной категории, заведующая отделением рентгенодиагностики с кабинетами МРТ и КТ МНОЦ МГУ им. М.В. Ломоносова, доцент кафедры лучевой диагностики и лучевой терапии ФФМ МГУ им. М.В. Ломоносова.

Приложение Ж

ПРОВЕДЕНИЕ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ ПАЦИЕНТУ С АКТИВНЫМ ИМПЛАНТИРОВАННЫМ МЕДИЦИНСКИМ ИЗДЕЛИЕМ

Медицинская организация _____

Пациент _____
(Ф.И.О., г.р.)

Наименование имплантируемого медицинского изделия _____

Дата имплантации « _____ » _____ 202__ г.

Время программирования режима МРТ (деактивации изделия) _____

Время программирования в исходный режим работы _____

Примечания _____

_____/ _____ « _____ » _____ 202__ г.
(подпись) врач (Ф.И.О.)

Юрий Александрович Васильев
Дмитрий Сергеевич Семенов
Екатерина Сергеевна Ахмад
Ольга Юрьевна Дарий
Олег Юрьевич Бронов
Кристина Анатольевна Сергунова
Ольга Юрьевна Панина
Виолетта Алексеевна Ульянова
Алексей Владимирович Петрайкин
Анна Николаевна Хоружая
Злата Романовна Артюкова
Станислав Александрович Кивасёв
Юлия Николаевна Васильева
Лия Руслановна Абуладзе
Дарья Евгеньевна Шарова
Виктор Юрьевич Босин

Особенности проведения магнитно-резонансной томографии
у пациентов с имплантатами и металлоконструкциями
Монография

*Редактор А.И. Овчарова
Дизайнер обложки Е.Д. Бугаенко*

Авторы: Васильев Ю. А., Семенов Д. С., Ахмад Е. С., Дарий О. Ю., Бронов О. Ю., Сергунова К. А., Панина О. Ю., Ульянова В. А., Петрайкин А. В., Хоружая А. Н., Артюкова Э. Р., Кивасёв С. А., Васильева Ю. Н., Абуладзе Л. Р., Шарова Д. Е., Босин В. Ю.

В работе рассматриваются вопросы обеспечения безопасности и качества выполнения магнитно-резонансной томографии пациентам с активными и пассивными имплантируемыми медицинскими изделиями, и другими металлоконструкциями. Описаны физические основы взаимодействия таких изделий с электромагнитными полями, а также, сформулированы подробные рекомендации по подготовке, выполнению и описанию исследований.

Авторы выражают благодарность профессору Сергею Павловичу Морозову за неоценимый вклад в работу.

ISBN 978-5-0059-1431-6



9 785005 914316 >