

ДИАГНОСТИЧЕСКИЕ ВОЗМОЖНОСТИ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ ПРИ ПРОВЕДЕНИИ ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕДУР

*Л. А. Бокерия**, *О. Л. Бокерия*, *А. В. Сергеев*, *А. Ш. Темирбулатова*

Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А. Н. Бакулева (дир. – академик РАМН Л. А. Бокерия)
РАМН, Москва

За последние 25 лет радиочастотная катетерная абляция (РЧА) прошла путь от экспериментальной процедуры до метода терапии первой линии в лечении различных нарушений ритма сердца (НРС), включая атриовентрикулярную реинтритию тахикардию, тахикардии, ассоциированные с дополнительными предсердно-желудочковыми соединениями, и трепетание предсердий. Как правило катетерные абляции данных аритмий проводят под контролем флюороскопии, при этом специализированные катетеры обычно используют для наблюдения за распространением импульса по миокарду.

Клинические показания для анатомической катетерной абляции расширились до более сложных нарушений ритма, таких как фибрилляция предсердий (ФП) и желудочковые тахикардии (ЖТ), ассоциированные с рубцом [23, 29]. При устранении данных аритмий целью является достижение конкретных областей миокарда и создание достаточно протяженных линий абляции; при этом катетер либо перемещают от точки к точке, либо плавно вытягивают вдоль эндокарда. При использовании флюороскопии точное создание линий абляции при лечении сложных НРС ограничено в

* Адрес для переписки: e-mail: leoan@online.ru

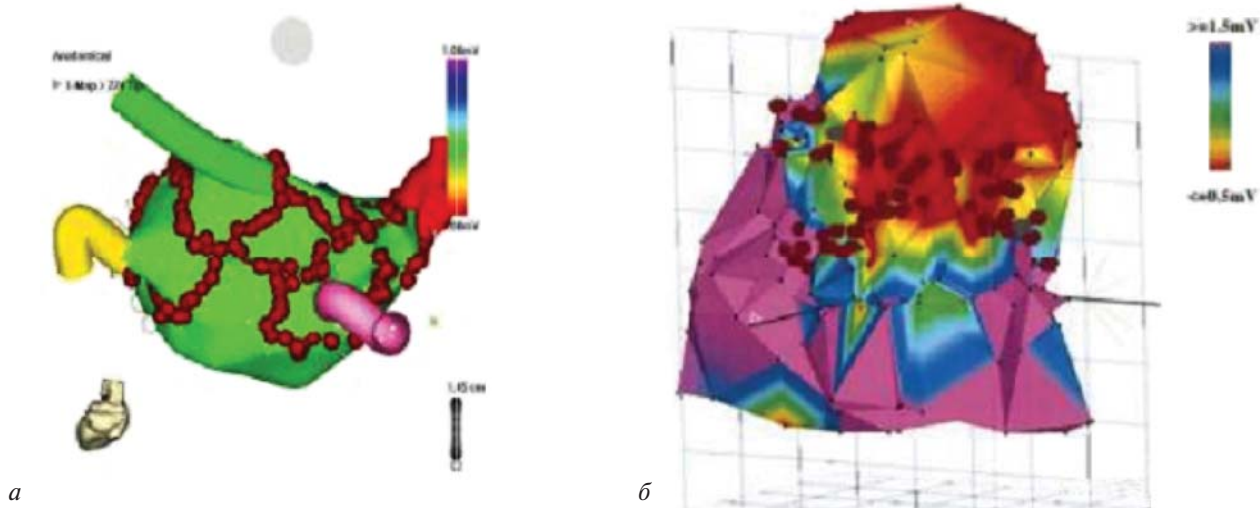


Рис. 1. Примеры электроанатомического картирования при абляции сложных НРС. Карты активаций, созданные с помощью точечного картирования эндокардиальной поверхности сердца (красными точками обозначены места абляций):

а – пример абляции ФП, во время которой произведена изоляция устьев ЛВ (Calkins, 2005); *б* – пример рубцовой зоны, участвующей в развитии ЖТ. Созданы линии абляции, соединяющие рубцовую зону (красный цвет) и жизнеспособный миокард (фиолетовый цвет) для прерывания круга риентри [23]

связи с проблемами визуализации мягкотканых структур. Для преодоления указанных ограничений были созданы системы электроанатомического картирования, которые позволяют визуализировать кончик катетера в трехмерном изображении с помощью магнитного или электрического поля и создавать поверхностные карты распространения волн возбуждения. При этом стали возможными более точное картирование и абляция аритмогенного субстрата (рис.1).

Современные методы визуализации, такие как магнитно-резонансная томография (МРТ), внутрисердечный ультразвук и рентгеновская компьютерная томография, активно используются для улучшения результатов картирования и абляции. Магнитно-резонансная томография сердца с контрастным усилением является наилучшим методом для визуализации мягкотканых структур, который позволяет выявлять участки фиброза миокарда, в трехмерном режиме воссоздавать анатомию сердца, получать произвольные срезы в двумерном режиме, а также изучать движения стенок сердца и кровотоков.

На сегодняшний день МРТ сердца достаточно часто используется в предоперационном периоде при планировании процедуры абляции ФП. Известно, что ФП является самой распространенной формой аритмии, которая развивается у 0,4% людей в популяции. Основными проблемами, с которыми сталкиваются врачи при лечении ФП, являются эмболический инсульт и симптомы, связанные с нерегулярными и быстрыми сокращениями желудочков. В начале 1990-х годов хирургическая модификация предсердий с помощью серий ли-

нейных разрезов оказалась эффективной для лечения ФП, однако с помощью минимально инвазивных катетерных методик не удалось повторить подобные результаты [10]. Позднее было обнаружено, что за индукцию аритмии часто отвечают аритмогенные фокусы в одной или нескольких легочных венах (ЛВ). Абляция триггеров в ЛВ увеличивала эффективность катетерных методик при лечении ФП, однако появились осложнения – стенозы ЛВ. Технологии электроанатомического картирования привели к разработке анатомической циркулярной изоляции ЛВ, при которой круговая изоляция проводится без вовлечения устьев ЛВ с целью создания блока выхода импульсов из триггеров (см. рис. 1, *а*) [29]. При изолированном использовании данной методики или в комбинации с изоляцией устьев ЛВ эффективность лечения ФП составляет 70–80%. Однако для достижения указанной эффективности часто требуется проведение повторных процедур. При постоянной форме ФП, ассоциированной с ишемической болезнью сердца (ИБС), артериальной гипертензией и клапанной патологией, эффективность катетерной абляции становится менее 50%. При этом существует 5% риск развития таких осложнений, как перфорация стенки сердца, стеноз легочных вен и формирование предсердно-пищеводной фистулы [10].

Для повышения эффективности процедуры катетерной абляции ФП и снижения частоты осложнений используется трехмерная МР-ангиография (МРА). R. Kato и соавт. применяли МРА для изучения анатомии ЛП у здоровых людей и пациентов с пароксизмальной формой ФП. Исследователи выявили, что у 38% людей имеется вариантная анато-

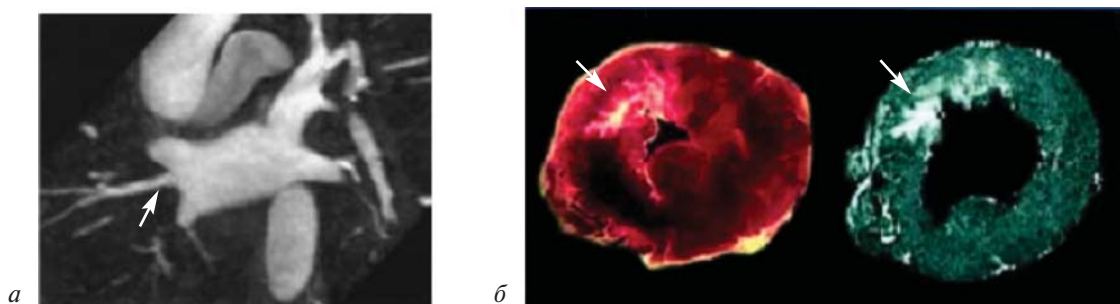


Рис. 2. Примеры аритмогенной анатомии, отображенной с помощью МРТ:

а – МР-ангиограмма ЛВ. С помощью МРТ можно изучить вариантную анатомию ЛВ. В данном случае это правая среднедолевая ЛВ, обозначенная стрелкой (Mansour, 2004); *б* – сложная структура постинфарктного рубца (указан стрелками). Слева представлен патоморфологический препарат, справа – МРТ с контрастным усилением (Kim, 1999)

мия ЛВ [18]. Выявление вариантного строения ЛВ важно, так как триггеры могут локализоваться в дополнительных венах (рис. 2, *а*). Кроме того, абляция мелких или рано разветвляющихся ЛВ увеличивает риск стеноза. Идентификация анатомических вариантов до абляции также помогает выбрать катетер или предпочесть циркулярную абляцию, проведение которой в меньшей степени зависит от вариантной анатомии ЛВ. Трехмерное изображение также позволяет снизить риск осложнений за счет визуализации соотношения ЛП и рядом расположенных структур, таких как пищевод, нисходящая аорта, правая легочная и огибающая артерии [5, 43]. Зная их расположение, можно точно позиционировать катетер и уменьшать энергию или время абляции при расположении поврежденных рядом с указанными структурами.

Магнитно-резонансная томография сердца также может помочь в лечении пациентов с мономорфной желудочковой тахикардией (МЖТ), ассоциированной с рубцом. Данная аритмия возникает за счет наличия рубцовых изменений в миокарде и является потенциально летальной аритмией, которую тяжело лечить лекарственными методами и с помощью катетерной абляции. Частыми причинами формирования рубца являются инфаркт миокарда, кардиомиопатия, саркоидоз, аритмогенная дисплазия правого желудочка и операция на сердце [42]. Для выявления зон аритмии современная электрофизиология располагает методиками субстратного электроанатомического картирования, которые позволяют определить участки сниженного вольтажа на границах рубцовых зон и изолированные диастолические потенциалы внутри низковольтажных рубцовых зон (см. рис. 1, *б*) [23, 42]. Однако абляция МЖТ, ассоциированной с рубцом, до сих пор остается сложной задачей. Это связано с тем, что для картирования МЖТ необходимо проводить точечное электрическое картирование эндокарда с возможным эпикардиальным картированием в зависимости от распространенности рубца.

Необходимо учитывать интрамуральное распространение волны возбуждения, которую невозможно проследить с помощью электрического картирования. Продолжительность процедуры картирования и абляции часто составляет около 6 ч при эффективности 70%.

Использование МРТ сердца при абляции МЖТ, ассоциированной с рубцом, до сих пор находится на стадии изучения. Магнитно-резонансная томография сердца с отсроченным контрастированием (МРТ ОК) широко используется для выявления рубцовых зон у пациентов с ишемической и неишемической кардиомиопатией (рис. 2, *б*). В нескольких клинических исследованиях показано наличие взаимосвязи между характеристиками рубца, выявленного при МРТ ОК (объем, трансмуральность, пограничная зона), и риском развития МЖТ [37]. В недавно проведенных исследованиях продемонстрировано, что МРТ ОК можно использовать в предоперационном периоде при планировании абляции МЖТ.

Н. Ashikaga и соавт. использовали эпикардиальную сетку с 300 электродами для получения электрических карт высокого разрешения при МЖТ на модели инфаркта у свиней [3]. Полученные карты были наложены на срезы МРТ ОК высокого разрешения ($0,39 \times 0,39 \times 0,39$ мм) для оценки взаимосвязи распространения волны возбуждения при МЖТ и морфологии рубца. Детализированные изображения рубца позволили выявить ранее неизвестные характеристики, такие как трехмерные изображения жизнеспособного миокарда внутри рубца и рубцовой ткани внутри зон жизнеспособного миокарда, что визуально коррелировало с идентифицированным истмусом МЖТ, определенным с помощью электрического активационного картирования. Е. J. Сiaccio и соавт. дополнили эти данные, определив с помощью МРТ ОК возможные зоны для абляции МЖТ [6].

Детализированные анатомические изображения, полученные с помощью МРТ, используются в со-

временной электрофизиологии для установки катетеров и создания аблационных повреждений. Разработаны различные методики, позволяющие совместить координаты расположения катетера для электроанатомического картирования с ранее полученными с помощью МРТ трехмерными изображениями. J. Dong и соавт. отметили, что среди пациентов с вариантной анатомией ЛВ у 47% больных трехмерные изображения помогли при проведении аблации [9]. Кроме того, трехмерные изображения предсердий способствовали созданию необходимых аблационных повреждений в зонах, в которых было сложно позиционировать аблационный катетер (например область между ушком ЛП и левыми ЛВ). Однако даже при использовании трехмерных изображений во время циркулярной изоляции устьев ЛВ триггеры удалось устранить только у 32% пациентов [9]. Для полной изоляции триггеров в ЛВ требовалось дополнительное электроанатомическое картирование и аблация специализированных проводящих путей. Другие исследователи при циркулярной изоляции устьев ЛВ создавали более обширные повреждения с помощью аблационных катетеров с ирригацией и эффективностью примерно 50–60% [16].

Эти результаты обращают внимание на ограничения в применении трехмерных изображений при проведении аблаций. Во-первых, анатомия на полученных изображениях может не совпадать с анатомическими ориентирами при проведении операции. Изменения размеров камер сердца, связанные с различной частотой сердечных сокращений, ритмом и объемом заполнения камер, не учитываются при сопоставлении изображений, что может приводить к ошибкам в позиционировании катетеров. Дополнительные проблемы связаны с движением пациента во время исследований, дыхательными движениями и сокращением сердца, включая также подвижность ЛВ. Во-вторых, маркеры, с помощью которых обозначаются аблационные точки и подтверждается уменьшение вольтажа локальных электрограмм, не всегда свидетельствуют о создании трансмурального повреждения или непрерывной линии аблации [9]. Важными факторами в создании необходимых повреждений являются площадь контакта электрода и ткани, а также длительность воздействия [44]. Эти факторы сложно оценить с помощью флюороскопии и электроанатомического картирования. С помощью современных технологий, в том числе внутрисосудистого ультразвука (ВСУ), сложно спрогнозировать протяженность аблационных линий.

Внутрисосудистый ультразвук повышает точность аблации и достаточно часто используется в клинической практике [2]. Эта методика применяется для визуализации контакта электрода с тка-

ню. Появление микропузырьков в месте контакта аблационного электрода с тканью свидетельствует об адекватном контакте во время аблации. При повышенной температуре ткани во время аблации образуются более крупные пузырьки. При этом происходит карбонизация ткани и формирование сгустков крови. Однако ВСУ имеет ограничения: требуется сосудистый доступ, необходимо манипулировать отдельным катетером, ультразвуковые срезы ограничены. То, что с помощью ВСУ можно дифференцировать области аблации от жизнеспособных тканей, не установлено.

Существует ряд причин, по которым интраоперационная МРТ сердца является хорошей методикой для проведения катетерных аблаций. С помощью МРТ можно визуализировать создаваемые повреждения. Получение изображений в различных плоскостях предоставляет возможность визуализировать катетеры, анатомию и контакт электрода с тканью. Ошибок позиционирования электродов, возникающих при использовании трехмерных изображений, полученных до операции, по большей части можно будет избежать, так как трехмерные изображения МРТ, полученные в реальном времени и до операции, находятся в той же системе координат. При необходимости во время операции можно повторить МРТ.

За последние 15 лет разработаны методики, позволяющие проводить электрофизиологические процедуры полностью под контролем МРТ. Впервые данная методика была использована А. С. Lardo и соавт. в 2000 г. [20]. Магнитно-резонансная томография была использована для управления неферромагнитным электрофизиологическим катетером при его продвижении из внутренней яремной вены в различные области ПП и ПЖ. Исследователи также показали, что возможно мониторировать и выполнять аблации в сканере МРТ (рис. 3, а). Нанесение радиочастотной энергии может вызвать выраженное искажение изображения. Этого удалось избежать с помощью специального 10 МГц фильтра. После проведения аблации удастся визуализировать и определить распространенность повреждения с помощью МРТ в T1- и T2-взвешенном изображении после контрастного усиления (рис. 3, б).

S. Nazarian и соавт. продемонстрировали возможность выполнения базовых диагностических электрофизиологических процедур под контролем МРТ в реальном времени [25]. Во время процедуры проводилась установка неферромагнитных катетеров для записи стандартных эндограмм в ПП, пучка Гиса и верхушки ПЖ. Электрическая интерференция адекватно устранялась применением 30–300 Гц фильтра, с использованием которого можно было выявить даже низковольтные сиг-

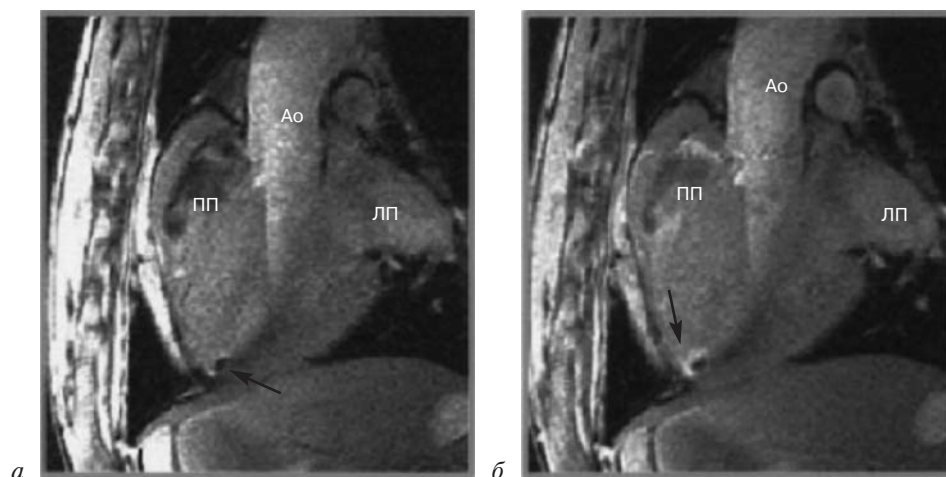


Рис. 3. МР-визуализация абляционного катетера (указан стрелкой), расположенного в верхушке правого желудочка до РЧА (а). Изображение после абляции (б) получено после внутривенного введения контрастного вещества (стрелкой указано повреждение) [20]

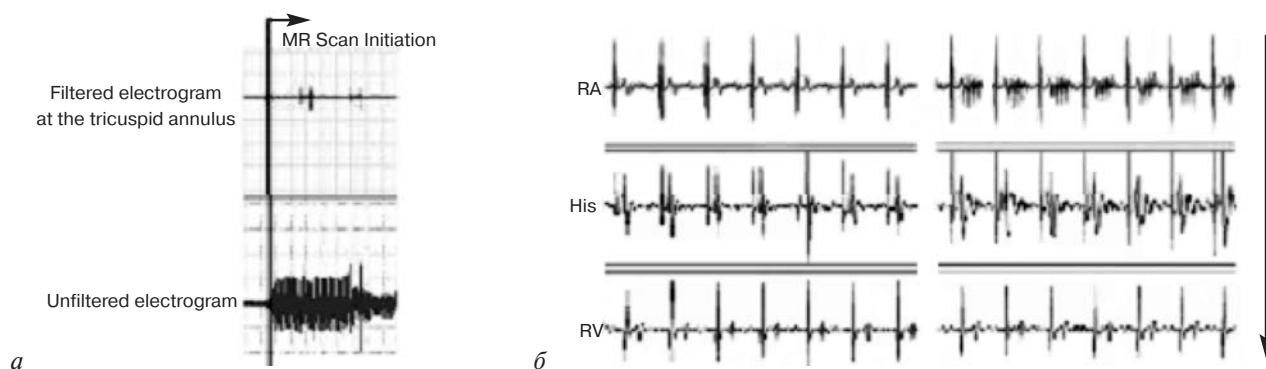


Рис. 4. Примеры биполярных внутрисердечных электрограмм (а), полученных до фильтрования (внизу) и после фильтрования (вверху). Примеры биполярных внутрисердечных электрограмм в различных отделах сердца, полученных без МРТ (б, левая колонка), и при проведении МРТ (б, правая колонка) с повышающимся уровнем фильтрования. RA – правое предсердие, His – пучок Гиса, RV – верхушка правого желудочка

налы пучка Гиса (рис. 4). Было показано, что навигацию с помощью МРТ можно безопасно проводить у людей.

Под контролем МРТ можно проводить также другие манипуляции во время электрофизиологических процедур. Для выполнения абляций в ЛП необходима транссептальная пункция. Данную манипуляцию сложно проводить при измененной анатомии предсердий, когда можно ошибочно пунктировать аорту. Доказана возможность выполнения транссептальной пункции под контролем МРТ в реальном времени при прямой визуализации иглы, предсердий, овальной ямки и окружающих сосудистых структур [32]. Ретроградная катетеризация ЛЖ доступом через бедренную артерию, часто необходимая для абляции ЖТ, может быть также проведена под контролем МРТ в реальном времени [21].

Таким образом, можно выделить следующие преимущества МРТ, позволяющие использовать данный метод при проведении электрофизиоло-

гических процедур: 1) интраоперационный мониторинг созданного повреждения; 2) быстрое получение двумерных и трехмерных изображений; 3) улучшенная визуализация катетеров; 4) возможность построения анатомии и получение адекватных внутрисердечных электрограмм; 5) разработка специальных катетеров для проведения процедур под контролем МРТ.

Важным преимуществом проведения абляции под контролем МРТ является высокое пространственное и временное разрешение МРТ. Типичная конечная точка абляции – отсутствие проводимости через зону абляции и/или неспособность повторно вызывать аритмию с помощью стимуляции и введения лекарственных препаратов. Распространение электрических сигналов зависит от многих факторов, включая изменение температуры при проведении абляции. Некоторые из этих факторов могут быть обратимыми, приводя к повторному возникновению аритмии. С помощью МРТ можно выявить участки необратимого поврежде-

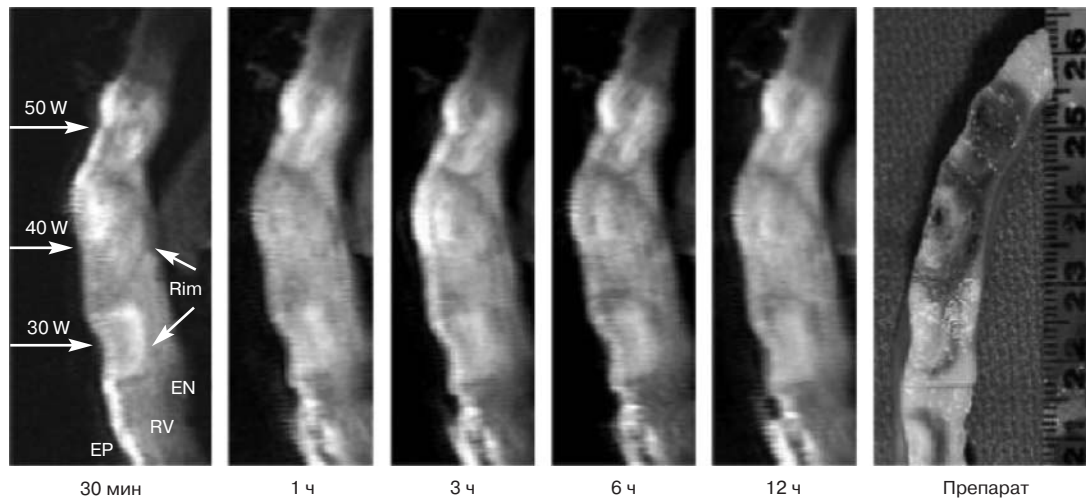


Рис. 5. Пример T2-взвешенного МРТ без контрастирования после эпикардиальной РЧ-абляции правого желудочка и сравнение с данными патоморфологического исследования. Изображения зон абляции получены через 30 мин, 1, 3, 6 и 12 ч после процедуры [8]

ния ткани миокарда, вызванного абляцией. Используя МР-исследование для отображения участков постабляционного повреждения, можно улучшить конечные точки проведения процедуры за счет более точной оценки поврежденной ткани в зоне абляции. Постабляционные повреждения могут быть визуализированы, потому что МРТ позволяет выявить определенный тип изменений миокарда после воздействия высокой температуры: интерстициальный отек, гиперемия, белковая денатурация, уменьшение клеток и тканевая коагуляция. Острый интерстициальный отек, вероятно, отвечающий за участок с повышенной эхогенностью, соответствует области РЧА, которую можно наблюдать на T2-взвешенных изображениях, полученных с помощью быстрого спин-эха [20] (рис. 5). Т. Dickfield и соавт. обнаружили, что участки с повышенной эхогенностью коррелируют с участками некроза. Они также отметили, что «пробелы» в линиях абляции при патоморфологическом исследовании соответствовали таковым на изображениях [8]. Визуализацию повреждений проводили с помощью T2-взвешенных изображений, которые получали через 2 мин после РЧА, а также через промежутки времени от 30 мин до 12 ч после процедуры [8, 20]. С помощью T2-взвешенных изображений можно оценить участки повреждения и непрерывность повреждения в течение процедуры абляции. Были также изучены T1-взвешенные бесконтрастные МР-изображения после РЧА [8].

МР-исследования постабляционных линий проводили на желудочках сердца с толщиной миокарда около 10 мм. Отображение миокарда предсердий с толщиной меньше 3 мм представляет особый клинический интерес в связи с трудностью достижения долгосрочного эффекта после изоляции легочных вен при ФП. D. C. Peters и со-

авт. продемонстрировали трехмерное МРТ с контрастным усилением и синхронизацией с дыханием при проведении абляции ЛП через 10–15 мин после внутривенного введения контрастного вещества. Синхронизация с дыханием позволяет получать трехмерные изображения высокого разрешения без потребности в длительной задержке дыхания.

На сегодняшний день этот метод используется непосредственно после абляции и уменьшает потребность в повторных процедурах. Высокая разрешающая способность трехмерной МРТ с отсроченным усилением может также быть полезной для выявления пациентов, у которых с меньшей вероятностью будет эффективна абляция [28]. Такая высокая разрешающая способность изображений выполнима не у всех пациентов. В вышеописанных исследованиях получение изображений заняло 5–10 мин, и 10–30% пациентов были исключены из анализа из-за плохого качества изображения, что было связано с движением пациентов во время исследования и НРС.

На получаемое изображение влияет выбор импульсной последовательности. Для МРТ используются как ускоренные, так и градиентные импульсные последовательности. Стандартный протокол исследования включает в себя T1-взвешенные изображения (TR соответствует интервалу $R-R$), а также кино-МРТ (True-FISP). Новые технологии дают возможность получать изображения в реальном времени. Параллельные методы получения изображений позволяют улучшить временное разрешение, не изменяя пространственное. Данные методы ускоряют получение изображений зоны интереса путем покрытия данной зоны с помощью нескольких воспринимающих катушек с различной пространственной чувствительностью.

В то время как текущие параметры получения изображений достаточны для двумерных планарных изображений, для идеальной визуализации катетеров и анатомических ориентиров необходимы мультипланарные двумерные или даже трехмерные изображения, требующие дальнейших исследований [19, 27].

С помощью флюороскопии возможно получение изображений, на которых можно легко определить катетер в целом и его кончик. В свою очередь, двумерные МР-изображения представляют собой срезы толщиной примерно 5–10 мм. Изогнутые катетеры могут присутствовать и отсутствовать на МР-изображениях, что ведет к ложному представлению о локализации кончика катетера.

В доклинических исследованиях было показано, что отсутствие четкой информации о расположении кончика катетера может привести к травмированию тканей и развитию локальных гематом. Кроме того, вследствие неправильного расположения катетера возможна абляция в нежелаемых зонах. Один из возможных методов визуализации заключается в том, что сначала необходимо идентифицировать часть катетера, а потом вручную выставить срез, на котором определяется кончик катетера.

При проведении сосудистых манипуляций катетер локализуется в копланарном сегменте кровеносного сосуда, поэтому для визуализации катетера и его кончика необходимо минимальное изменение проекции среза. Для навигации в камерах сердца необходимо часто вручную менять проекции.

Одно из возможных решений данной проблемы состоит в прямой автоматической передаче изображений катетера с помощью сенсоров положения, встроенных в катетер. Пятнадцать лет назад С. L. Dumoulin и соавт. описали одномерные МР-проекции по осям x , y и z для определения положения маленькой ресиверной катушки, расположенной в кончике катетера, в трехмерном пространстве [11]. С того времени методика была усовершенствована, и теперь возможно автоматическое изменение проекции в реальном времени для определения положения кончика катетера при различных манипуляциях [12]. Катетеры с многочисленными катушками и различные алгоритмы сдвига изображений разработаны для уменьшения временных затрат для визуализации катетеров. Существуют и другие методики для получения изображений катетеров с помощью магнитного и электрического полей, которые также могут быть использованы для отслеживания локализации катетеров при проведении МРТ [5, 13, 26].

Другим важным фактором, влияющим на возможность управления катетерами с помощью МРТ,

является необходимость проведения манипуляций в узком туннеле МР-томографа. Наличие в клинике коротких и широких туннелей МР-томографов с высоким напряжением магнитного поля делает эту проблему менее актуальной. Удаленное управление катетерами также является предметом особого интереса у электрофизиологов [9]. Некоторые из предложенных методик можно применять при проведении операций под контролем МРТ. Недавно были проведены операции абляции ФП, при выполнении которых управление катетерами осуществлялось с помощью робота [34]. Кроме того, существует методика удаленного управления катетерами в статическом магнитном поле, создаваемом с помощью специальных катушек [35, 38].

Наиболее важным вопросом, связанным с применением новой диагностической или лечебной методики, является безопасность. Выполнено достаточное количество исследований, в которых изучались проблемы безопасности применения МРТ, связанные с воздействием электромагнитного поля и перегревом тканей [14, 41].

Основным аспектом проведения электрофизиологических процедур под контролем МРТ является применение неферромагнитного инструментария.

Электрический ток, возникающий в момент дефибрилляции, может приводить к появлению выраженных смешивающих сил в сильном магнитном поле, поэтому дефибрилляцию необходимо проводить так, чтобы дефибрилляционные электроды располагались как можно дальше от туннеля МР-томографа [31].

Не меньшее внимание необходимо уделять ферромагнитным характеристикам и возможности совместного применения с МРТ другого оборудования, включающего приборы для мониторинга физиологических функций, источники энергии для абляции и стимуляции, а также анестезиологическое оборудование [33].

Важной остается проблема проведения МРТ у пациентов с имплантированными устройствами, электрокардиостимуляторами и кардиовертерами-дефибрилляторами. При проведении МРТ статическое магнитное поле может привести к смещению имплантированного устройства и вызвать изменения в программе, ингибировать аппарат, активировать антитахикардическую стимуляцию [15, 17, 22, 40]. В современных устройствах используются менее ферромагнитные материалы, и таким образом повышается устойчивость устройства к электромагнитной интерференции [39]. Однако на сегодняшний день количество исследований при наличии различных устройств в условиях МРТ ограничено [24, 36, 39]. Для рутинного применения у пациентов с имплантированными устройствами требуются четко спланированные

протоколы отбора пациентов, мониторинга и проведения МРТ.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Получение более точной информации об анатомических основах сердца при нарушениях сердечного ритма повышает роль катетерной абляции таких сложных нарушений ритма, как фибрилляция предсердий и желудочковые тахикардии, ассоциированные с рубцом. Появилась возможность применять МРТ с контрастным усилением при выполнении абляции, что позволяет отслеживать компетентность линии абляции, управлять катетерами. Современные технологии визуализации могут способствовать увеличению эффективности лечения пациентов со сложными нарушениями ритма сердца, например с постоянной формой фибрилляции предсердий и желудочковыми тахикардиями, ассоциированными с рубцом.

Работа выполнена при поддержке ГК 02.740.11.0304.

ЛИТЕРАТУРА

- Aryana, A. Remote magnetic navigation to guide endocardial and epicardial catheter mapping of scar-related ventricular tachycardia / A. Aryana, A. d'Avila, E. K. Heist et al. // *Circulation*. – 2007. – Vol. 115. – P. 1191–1200.
- Asirvatham, S. J. Advances in imaging for cardiac electrophysiology / S. J. Bruce, C. J. Asirvatham, P. A. Friedman // *Coron. Artery Dis.* – 2003. – Vol. 14. – P. 3–13.
- Ashikaga, H. Magnetic resonance-based anatomical analysis of scar-related ventricular tachycardia: implications for catheter ablation / H. Ashikaga, T. Sasano, J. Dong et al. // *Circ. Res.* – 2007. – Vol. 101. – P. 939–947.
- Bello, D. Infarct morphology identifies patients with substrate for sustained ventricular tachycardia / D. Bello, D. S. Fieno, R. J. Kim et al. // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2005. – Vol. 45. – P. 1104–1108.
- Ben-Haim, S. A. Nonfluoroscopic, *in vivo* navigation and mapping technology / S. A. Ben-Haim, D. Osadchy, I. Schuster et al. // *Nat. Med.* – 1996. – Vol. 2. – P. 1393–1395.
- Ciaccio, E. J. Model of reentrant ventricular tachycardia based on infarct border zone geometry predicts reentrant circuit features as determined by activation mapping / E. J. Ciaccio, H. Ashikaga, R. A. Kaba et al. // *Heart Rhythm*. – 2007. – Vol. 4. – P. 1034–1045.
- Cury, R. C. Relationship of the esophagus and aorta to the left atrium and pulmonary veins: implications for catheter ablation of atrial fibrillation / R. C. Cury, S. Abbara, S. Schmidt et al. // *Heart Rhythm*. – 2005. – Vol. 2. – P. 1317–1323.
- Dickfeld, T. Characterization of acute and subacute radiofrequency ablation lesions with nonenhanced magnetic resonance imaging / T. Dickfeld, R. Kato, M. Zviman et al. // *Heart Rhythm*. – 2007. – Vol. 4. – P. 208–214.
- Dong, J. Initial experience in the use of integrated electroanatomic mapping with three-dimensional MR/CT images to guide catheter ablation of atrial fibrillation / J. Dong, T. Dickfeld, D. Dalal et al. // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* – 2006. – Vol. 17. – P. 459–466.
- Dong, J. Technology insight: catheter ablation of the pulmonary veins in the treatment of atrial fibrillation / J. Dong, H. Calkins // *Nat. Clin. Pract. Cardiovasc. Med.* – 2005. – Vol. 2. – P. 159–166.
- Dumoulin, C. L. Real-time position monitoring of invasive devices using magnetic resonance / C. L. Dumoulin, S. P. Souza, R. D. Darow // *Magn. Reson. Med.* – 1993. – Vol. 29. – P. 411–415.
- Elgort, D. R. Real-time catheter tracking and adaptive imaging / D. R. Elgort, E. Y. Wong, C. M. Hillenbrand et al. // *J. Magn. Reson. Imaging*. – 2003. – Vol. 18. – P. 621–626.
- Gepstein, L. A novel method for nonfluoroscopic catheter-based electroanatomical mapping of the heart. *In vitro* and *in vivo* accuracy results / L. Gepstein, G. Hayam, S. A. Ben-Haim // *Circulation*. – 1997. – Vol. 95. – P. 1611–1622.
- Guidelines for limiting exposure to time-varying electric, magnetic, and electromagnetic fields (up to 300 GHz). International Commission on Non-Ionizing Radiation Protection // *Health Phys.* – 1998. – Vol. 74. – P. 494–522.
- Hayes, D. L. Effect of 1.5 tesla nuclear magnetic resonance imaging scanner on implanted permanent pacemakers / D. L. Hayes, D. R. Holmes, Jr., J. E. Gray // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 1987. – Vol. 10. – P. 782–786.
- Hocini, M. Prevalence of pulmonary vein disconnection after anatomical ablation for atrial fibrillation: consequences of wide atrial encircling of the pulmonary veins / M. Hocini, P. Sanders, P. Jais et al. // *Eur. Heart J.* – 2005. – Vol. 26. – P. 696–704.
- Kalin, R. Current clinical issues for MRI scanning of pacemaker and defibrillator patients / R. Kalin, M. S. Stanton // *Pacing Clin. Electrophysiol.* – 2005. – Vol. 28. – P. 326–328.
- Kato, R. Pulmonary vein anatomy in patients undergoing catheter ablation of atrial fibrillation: lessons learned by use of magnetic resonance imaging / R. Kato, L. Lickfett, G. Meininger et al. // *Circulation*. – 2003. – Vol. 107. – P. 2004–2010.
- Kyriakos, W. E. Generalized encoding through the use of selective excitation in accelerated parallel MRI / W. E. Kyriakos, W. S. Hoge, D. Mitsouras // *NMR Biomed.* – 2006. – Vol. 19. – P. 379–392.
- Lardo, A. C. Visualization and temporal/spatial characterization of cardiac radiofrequency ablation lesions using magnetic resonance imaging / A. C. Lardo, E. R. McVeigh, P. Jumsirikul et al. // *Circulation*. – 2000. – Vol. 102. – P. 698–705.
- Lederman, R. J. Catheter-based endomyocardial injection with realtime magnetic resonance imaging / R. J. Lederman, M. A. Guttman, D. C. Peters et al. // *Circulation*. – 2002. – Vol. 105. – P. 1282–1284.
- Loewy, J. Reconsideration of pacemakers and MR imaging / J. Loewy, A. Loewy, E. J. Kendall // *Radiographics*. – 2004. – Vol. 24. – P. 1257–1267.
- Marchlinski, F. E. Linear ablation lesions for control of unmappable ventricular tachycardia in patients with ischemic and nonischemic cardiomyopathy / F. E. Marchlinski, D. J. Callans, C. D. Gottlieb, E. Zado // *Circulation*. – 2000. – Vol. 101. – P. 1288–1296.
- Nazarian, S. Clinical utility and safety of a protocol for noncardiac and cardiac magnetic resonance imaging of patients with permanent pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators at 1.5 tesla / S. Nazarian, A. Roguin, M. M. Zviman et al. // *Circulation*. – 2006. – Vol. 114. – P. 1277–1284.
- Nazarian, S. Feasibility of real-time magnetic resonance imaging for catheter guidance in electrophysiology studies / S. Nazarian, A. Kolandaivelu, M. M. Zviman et al. // *Circulation*. – 2008. – Vol. 118. – P. 223–229.
- Nevo, E. Method and apparatus to estimate location and orientation of objects during magnetic resonance imaging. United States Patent № 6516213 / E. Nevo. – United States, 2003.
- Niendorf, T. Toward single breath-hold whole-heart coverage coronary MRA using highly accelerated parallel imaging with a 32-channel MR system / T. Niendorf, C. J. Hardy, R. O. Giaquinto et al. // *Magn. Reson. Med.* – 2006. – Vol. 56. – P. 167–176.
- Oakes, R. S. Detection and quantification of left atrial structural remodeling with delayed-enhancement magnetic resonance imaging in patients with atrial fibrillation / R. S. Oakes, T. J. Badger, E. G. Kholmovski et al. // *Circulation*. – 2009. – Vol. 119. – P. 1758–1767.
- Pappone, C. Circumferential radiofrequency ablation of pulmonary vein ostia: a new anatomic approach for curing atrial fibrillation / C. Pappone, S. Rosanio, G. Oreto et al. // *Circulation*. – 2000. – Vol. 102. – P. 2619–2628.
- Pappone, C. Robotic magnetic navigation for atrial fibrillation ablation / C. Pappone, G. Vicedomini, F. Manguso et al. // *J. Am. Coll. Cardiol.* – 2006. – Vol. 47. – P. 1390–1400.
- Raman, V. K. Interventional cardiovascular magnetic resonance imaging / V. K. Raman, R. J. Lederman // *Trends Cardiovasc. Med.* – 2007. – Vol. 17. – P. 196–202.
- Raval, A. N. Realtime MRI guided atrial septal puncture and balloon septostomy in swine / A. N. Raval, P. V. Karmarkar, M. A. Guttman et al. // *Catheter Cardiovasc. Interv.* – 2006. – Vol. 67. – P. 637–643.

33. *Razavi, R.* Cardiac catheterization guided by MRI in children and adults with congenital heart disease / R. Razavi, D. L. Hill, S. F. Keevil et al. // *Lancet*. – 2003. – Vol. 362. – P. 1877–1882.
34. *Reddy, V. Y.* Viewsynchronized robotic image-guided therapy for atrial fibrillation ablation: experimental validation and clinical feasibility / V. Y. Reddy, P. Neuzil, Z. J. Malchano et al. // *Circulation*. – 2007. – Vol. 115. – P. 2705–2714.
35. *Roberts, T. P.* Remote control of catheter tip deflection: an opportunity for interventional MRI / T. P. Roberts, W. V. Hassenzahl, S. W. Hetts, R. L. Arenson // *Magn. Reson. Med*. – 2002. – Vol. 48. – P. 1091–1095.
36. *Roguin, A.* Modern pacemaker and implantable cardioverter-defibrillator systems can be magnetic resonance imaging safe: *in vitro* and *in vivo* assessment of safety and function at 1.5 T / A. Roguin, M. M. Zviman, G. R. Meininger et al. // *Circulation*. – 2004. – Vol. 110. – P. 475–482.
37. *Schmidt, A.* Infarct tissue heterogeneity by magnetic resonance imaging identifies enhanced cardiac arrhythmia susceptibility in patients with left ventricular dysfunction / A. Schmidt, C. F. Azevedo, A. Cheng et al. // *Circulation*. – 2007. – Vol. 115. – P. 2006–2014.
38. *Settecase, F.* Magnetically-assisted remote control (MARC) steering of endovascular catheters for interventional MRI: a model for deflection and design implications / F. Settecase, M. S. Sussman, M. W. Wilson et al. // *Med. Phys.* – 2007. – Vol. 34. – P. 3135–3142.
39. *Shellock, F. G.* Cardiac pacemakers and implantable cardioverter defibrillators: *in vitro* magnetic resonance imaging evaluation at 1.5 tesla / F. G. Shellock, L. Fischer, D. S. Fieno // *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* – 2007. – Vol. 9. – P. 21–31.
40. *Shellock, F. G.* MR procedures: biologic effects, safety, and patient care / F. G. Shellock, J. V. Crues // *Radiology*. – 2004. – Vol. 232. – P. 635–652.
41. *Shellock, F. G.* Radiofrequency energy-induced heating during MR procedures: a review / F. G. Shellock // *J. Magn. Reson. Imaging*. – 2000. – Vol. 12. – P. 30–36.
42. *Stevenson, W. G.* Catheter ablation of monomorphic ventricular tachycardia / W. G. Stevenson // *Curr. Opin. Cardiol.* – 2005. – Vol. 20. – P. 42–47.
43. *Takahashi, Y.* Acute occlusion of the left circumflex coronary artery during mitral isthmus linear ablation / Y. Takahashi, P. Jais, M. Hocini et al. // *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* – 2005. – Vol. 16. – P. 1104–1107.
44. *Wittkampf, F. H.* RF catheter ablation: lessons on lesions / F. H. Wittkampf, H. Nakagawa // *Pacing Clin. Electrophysiol.* – 2006. – Vol. 29. – P. 1285–1297.