

© Л.А. ГЛУШКО, О.Л. БОКЕРИЯ, 2015
© АННАЛЫ АРИТМОЛОГИИ, 2015

УДК 616.12:615.847

DOI: 10.15275/annaritmol.2015.3.4

СИСТЕМЫ ДЛЯ ЭЛЕКТРОТЕРАПИИ СЕРДЦА, СОВМЕСТИМЫЕ С МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИЕЙ

Тип статьи: обзорная статья

Л.А. Глушко, О.Л. Бокерия

ФГБУ «Научный центр сердечно-сосудистой хирургии им. А.Н. Бакулева» (директор – академик РАН и РАМН Л.А. Бокерия) Минздрава России; Рублевское шоссе, 135, Москва, 121552, Российская Федерация

Глушко Людмила Александровна, канд. мед. наук, мл. науч. сотр., кардиолог; e-mail: gluchkolud@mail.ru;
Бокерия Ольга Леонидовна, доктор мед. наук, профессор, зам. заведующего отделением

За последние 50 лет клиническая практика поддерживается технологическими разработками как в области диагностики, так и в сфере лечения пациентов с сердечно-сосудистыми заболеваниями. Эволюция имплантируемых электрокардиостимуляторов (ЭКС) в середине XX в. и имплантация первого в мире кардиовертера-дефибриллятора в 1980 г. существенно улучшили качество и продолжительность жизни миллионов пациентов в мире. Эти имплантируемые устройства для электро-терапии сердца теперь обладают не только терапевтическими, но и диагностическими способностями (суточное мониторирование ритма и/или определение степени тяжести сердечной недостаточности). Одновременно с развитием технологий постоянной электрокардиостимуляции активно развиваются диагностические методы визуализации, в частности магнитно-резонансная томография (МРТ). Применение МРТ при постоянной электрокардиостимуляции в последние годы значительно участилось. Как показывает практика, большинству пациентов с имплантированными ЭКС в течение жизни может понадобиться МРТ. Однако некоторым пациентам приходится отказываться в проведении магнитно-резонансной диагностики ввиду существования потенциального риска от взаимодействия с имплантированным устройством магнитных полей и радиочастотной энергии. Несмотря на участившиеся сообщения о безопасном проведении магнитно-резонансной диагностики у пациентов с имплантированными ЭКС, а также с учетом необходимости пристального контроля параметров сканирования, эта диагностическая процедура не может считаться рутинной. Из-за данных ограничений разработчики электрокардиостимуляторов предложили ряд изменений в генераторе импульсов и конструкции электрода, направленных на минимизацию взаимодействий, которые могут спровоцировать дисфункцию ЭКС или угрожать безопасности пациента. ЭКС, совместимые с магнитно-резонансной терапией (МР-совместимые), были впервые внедрены в клиническую практику в 2008 г. Клинический опыт с тех пор доказывает их безопасность в среде магнитно-резонансной томографии при выполнении определенных условий. С появлением этой технологии стали возникать новые вопросы, разногласия относительно ее клинического воздействия, отбора пациентов и экономической эффективности.

Статья представляет собой обзор отечественных и зарубежных публикаций, в том числе входящих в системы цитирования Web of Science и Scopus, а также в базы данных PubMed, Medscape, Research Gate. Описаны потенциальные риски МРТ у пациентов с имплантированными устройствами для электро-терапии сердца, приведены сведения о разработке МР-совместимых генераторов импульсов и МР-совместимых электродов и данные о доступных для клинического применения в настоящее время моделях устройств. Также приведены рекомендации по магнитно-резонансному сканированию пациентов с имплантированными устройствами.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография; МР-совместимый электрокардиостимулятор; МР-совместимый электрод.

THE DEVICES FOR ELECTROTHERAPY OF THE HEART, COMPATIBLE WITH MAGNETIC RESONANCE TOMOGRAPHY

L.A. Glushko, O.L. Bockeria

A.N. Bakoulev Scientific Center for Cardiovascular Surgery; Rublevskoe shosse, 135, Moscow, 121552, Russian Federation

Glushko Ludmila Aleksandrovna, MD, PhD, Junior Research Associate, Cardiologist; e-mail: gluchkolud@mail.ru;
Bockeria Olga Leonidovna, MD, PhD, DSc, Professor, Deputy Chief of Department

Over the past 50 years the clinical practice is supported by technological developments in the field of diagnosis and treatment of patients with cardiovascular diseases. The evolution of implantable pacemakers in the middle of the XX century, and the world's first implantation of a cardioverter-defibrillator in 1980 has improved the quality and duration of life of millions of patients worldwide. These implantable devices for cardiac electrotherapy now have not only therapeutic, but also diagnostic abilities (circadian rhythm monitoring and/or determining the severity of heart failure). Along with the constant development of the pacing technology the diagnostic imaging techniques, such as magnetic resonance imaging (MRI), are actively developing. The use of MRI in permanent pacing has increased significantly in recent years. As practice shows, the majority of patients with implanted pacemakers may need to conduct magnetic resonance imaging in their lifetime. But some patients are refused in magnetic resonance diagnostics because of the existence of a potential risk of interaction between the implanted device and magnetic fields and radio-frequency energy. Despite frequent reports of safe magnetic resonance diagnosis in patients with implanted pacemakers, as well as considering the need to monitor scan settings closely, this diagnostic procedure can not be considered routine. Because of these limitations pacemakers developers proposed a number of changes in the pulse generator and lead design to minimize interactions that may provoke dysfunction of the pacemaker or threaten the safety of the patient. The compatible with magnetic resonance therapy pacemakers were first introduced into clinical practice in 2008. Since then clinical experience has proven their safety in the environment of magnetic resonance imaging under certain conditions. With the advent of this technology new issues and disagreements concerning its clinical impact, the selection of patients and cost-effectiveness began to emerge.

This article presents a review of domestic and foreign publications, including cited in Web of Science and Scopus, as well as PubMed, Medscape, Research Gate databases. We describe the potential risks of MRI in patients with implanted devices for the electrotherapy of the heart, give information on the development of MR-compatible pulse generators and MR-compatible leads and the data about models of devices available for clinical use in the present. Besides, the recommendations for magnetic resonance imaging in patients with implanted devices are presented.

Keywords: magnetic resonance imaging; MR-compatible pacemaker; MR-compatible lead.

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является универсальным методом визуализации, с помощью которого создаются высококачественные изображения человеческого тела. МРТ обеспечивает превосходную пространственную разрешающую способность и непревзойденное качество характеристики тканей, не подвергая пациентов потенциальным рискам ионизирующего излучения и йодсодержащих контрастных препаратов. В рамках морфологической оценки МРТ способна предоставить ценную информацию о тканевой перфузии, функции и метаболизме. По этим причинам МРТ является методом выбора для визуализации в широком спектре клинических ситуаций и в настоящее время используется для диагностики, определения стадии развития и отслеживания многочисленных заболеваний, включающих большое количество неврологических, костно-мышечных, онкологических и сердечно-сосудистых нарушений. Как следствие, за последние десятилетия МРТ стала распространенным диагностическим методом. Например, в США количество процедур возросло с 7,7 млн в 1993 г. до почти 22 млн в 2002 г. [1]. В соответствии с более поздними данными, в 2011 г. в этой стране было выполнено 32 млн исследований [2]. Сейчас в мире ежегодно проводится приблизительно 60 млн процедур МРТ [3], и, скорее всего, ее применение участится из-за

сочетания старения населения, расширения показаний для использования данной технологии, а также увеличения ее доступности.

Следует отметить, что и число пациентов с имплантированными устройствами для электротерапии сердца, включая электрокардиостимуляторы (ЭКС), кардиовертеры-дефибрилляторы и устройства для ресинхронизирующей терапии, неуклонно растет. В 2009 г. в мире было имплантировано более 1 млн ЭКС, и практически все страны сообщили об увеличении количества имплантаций данных устройств [4]. Соответственно, повышается (приблизительно на 50–75%) вероятность необходимости проведения процедуры МРТ в течение срока службы устройства [5–7]. Таким пациентам, как правило, в исследовании МРТ отказывают из соображений безопасности. Недавняя разработка кардиостимуляторов, совместимых с магнитно-резонансной терапией (МР-совместимых), преодолевает это важное ограничение МРТ, что позволяет врачам в полной мере воспользоваться данной техникой визуализации у возрастающего числа больных с имплантированными устройствами [8, 9].

В нашей статье проведен обзор отечественных и зарубежных публикаций, в том числе входящих в системы цитирования Web of Science и Scopus, а также базы данных PubMed, Medscape, Research Gate (глубина поиска составила 13 лет (2002–2015 гг.)). Рассмотрены потенциальные риски взаимодействий между обычными ЭКС

и средой МРТ, представлены обновленные сведения об особенностях МР-совместимых ЭКС и рекомендации по безопасному проведению сеансов МРТ пациентам с имплантированными МР-совместимыми системами.

Потенциальные риски магнитно-резонансной томографии у пациентов с обычными электрокардиостимуляторами

Риски, связанные с проведением МРТ, в целом обусловлены взаимодействием между системой кардиостимулятора и тремя основными компонентами МРТ: постоянным магнитным полем, градиентом магнитного поля и радиочастотной энергией.

Статическое магнитное поле

Большинство современных клинических МРТ-сканеров работают на статических магнитных полях в 1,5 или 3 Тл, что примерно в 30 000 и 60 000 раз соответственно сильнее магнитного поля Земли. Наибольший риск такого сильного магнитного поля – притяжение ферромагнитных объектов в сканере, вызывающее движение, крутящий момент, смещение или даже «эффект снаряда», что может привести к травме пациента или повреждению аппарата МРТ [10]. Тем не менее, если не брать в расчет более старые устройства с высоким содержанием ферромагнитного материала (которые в США были одобрены Управлением по контролю качества пищевых продуктов и медикаментов до 1998 г.), механические силы, действующие на систему ЭКС, как правило, незначительны [11]. Большую опасность представляет возможность активации магнитного датчика и непредсказуемого возврата устройства к асинхронной стимуляции [12–13]. Статическое магнитное поле также отвечает за магнитогидродинамический эффект. Так, кровь содержит электрически заряженные ионы, ее поток в присутствии мощного статического магнитного поля формирует небольшое электрическое напряжение, которое накладывается на электрокардиограмму пациента. Это может имитировать угрожающие жизни аритмии и вызывать другие электрокардиографические изменения, в том числе *T*-волновые аномалии и элевации сегмента *ST* [14].

Градиент магнитного поля

Градиентом магнитного поля является его изменение в зависимости от положения. По коли-

честву направлений, относительно которых происходит изменение магнитного поля, выделяют одномерный и двумерный градиент. Наиболее используемым видом градиента в МРТ является одномерный линейный градиент магнитного поля. Градиент магнитного поля имеет важное значение для пространственной кодировки и измеряется в миллитеслах на метр (млТл/м). Градиентные катушки высокой эффективности, применяемые при МРТ, как правило, способны производить градиент магнитного поля 20–100 млТл/м или выше для сканера в 1,5 Тл. Эти градиенты многократно и быстро включаются и выключаются. Быстро меняющиеся магнитные поля могут вызвать электрические токи в ЭКС, в связи с чем существует вероятность возникновения жизнеугрожающих аритмий [6, 12, 15, 16].

Радиочастотная энергия

Для того чтобы получить изображение, МРТ-сканеры используют короткие импульсы электромагнитных волн на определенных частотах (радиочастотные импульсы), которые взаимодействуют с вращающимися протонами. В конце каждого импульса протоны возвращаются к своей предыдущей ориентации спина и тем самым высвобождают энергию в виде радиочастотных волн, которые используются для формирования изображения. Во время этого процесса тело поглощает часть радиочастотной энергии, вызывая резистивный нагрев. Удельный коэффициент поглощения (измеряется в Вт/кг) является дозиметрическим термином, который применяется для описания количества радиочастотной энергии, используемой во время МРТ. Электрод ЭКС может действовать как антенна, концентрируя радиочастотную энергию, производимое тепло и электрические токи [17], которые могут вызвать разрушение ткани на кончике электрода [18–20], стимулировать инфаркт (в том числе угрожающие жизни аритмии), а также привести к повреждению схемы импульсного генератора и источника питания [21–23]. В результате этого может произойти сброс параметров кардиостимулятора, истощение батареи и возникнуть неблагоприятное воздействие на чувствительность, пороги стимуляции и сопротивление электрода из-за неадекватного ускорения стимуляции или ингибирования [24, 25]. Оставленные или поврежденные электроды представляют опасность в связи с нагревом их концов [10, 26–28].

Электрокардиостимуляторы, совместимые с магнитно-резонансной терапией

В связи с возрастающим значением МРТ в качестве диагностического инструмента и ограничениями, возникающими при использовании традиционных кардиостимуляторов, проводится большое количество исследований по разработке устройств, подходящих для применения в этой среде. Информация, полученная в ходе экспериментов *in vitro* на животных и клинических исследований, позволила производителям ЭКС представить значительное количество модификаций устройств для электротерапии сердца [29]. Наиболее важные из них будут описаны ниже.

Способы модификации

Минимизация ферромагнитного содержания

Снижение ферромагнитного содержания необходимо для уменьшения магнитного притяжения, а также для минимизации артефактов восприимчивости, произведенных системой ЭКС. Оно может быть достигнуто за счет использования неферромагнитных материалов, которые должны быть прочными и биосовместимыми. Electrodes изготовлены из немагнитных материалов [24].

Замена герконов

Обычные кардиостимуляторы содержат герконы, которые переводят устройство в асинхронный режим стимуляции (DOO или VOO), когда магнит находится над импульсным генератором. Эта функция весьма полезна, поскольку позволяет избежать влияния электромагнитных взаимодействий, которые возникают при использовании электрокоагуляции во время операции. Герконовый переключатель в зависимости от напряженности магнитного поля и ориентации в среде МРТ может срабатывать по-разному – по сути, его поведение непредсказуемо [13]. Чтобы преодолеть эту проблему, герконы были заменены твердотельными датчиками Холла, которые отличаются более предсказуемым поведением при воздействии магнитного поля [3, 24].

Разработка электрода

При проектировании МР-совместимого электрода разработчики стремились свести к минимуму количество тепла и электрические токи, возникающие в электроде под воздействием



Рис. 1. Схемы традиционного (слева) и МР-совместимого (справа) электродов. Следует подчеркнуть, что МР-совместимые кардиостимуляторы предназначены для использования только с МР-совместимыми электродами

электромагнитной энергии МРТ. Для того чтобы электрод не являлся приемником электромагнитных импульсов, в нем была снижена резонансная частота путем модификации его геометрии: производители изменили обмотку проводной части электрода (внутренней катушки) для ограничения проникновения радиочастотных волн через проводники [24–27]. Для уменьшения электромагнитных воздействий количество проводных жил было сокращено с 4 до 2 (рис. 1).

Схема электрокардиостимулятора

МР-совместимые кардиостимуляторы оснащены специальными фильтрами, которые ограничивают передачу определенных частот и рассеивают энергию, снижая риск повреждения внутреннего источника питания и микросхемы. Генератор защиты также улучшен, чтобы свести к минимуму передачу электромагнитной энергии [8].

Программирование МР-совместимого электрокардиостимулятора

Существенной особенностью МР-совместимых кардиостимуляторов является наличие МРТ-режима, который должен быть включен перед началом процедуры МРТ и выключен сразу после ее окончания. Конкретные пути программирования были разработаны для оказания помощи в выборе между асинхронным режимом и режимом без стимуляции (решение, которое до сих пор требует мнения экспертов-аритмологов) [30].

Линейка МР-совместимых электрокардиостимуляторов

Medtronic

Medtronic (Миннеаполис, Миннесота, США) была первой компанией, представившей в 2008 г. МР-совместимый ЭКС (EnRhythm в Европе, Revo MRI в США). Второе поколение МР-совместимых ЭКС (Ensura MRI и Advisa MRI) было внедрено в 2011 г. Они характеризовались отсутствием ряда ограничений, присущих МР-совместимым ЭКС первого поколения [31]. Эти ограничения включали верхний предел частоты сердечных сокращений 150 уд/мин и невозможность использования в униполярном режиме. Все названные двухкамерные устройства одобрены для МР-сканирования всего тела и способны обнаруживать аритмии, а программное обеспечение разработано с акцентом на минимизацию желудочковой стимуляции. Для данных устройств компания Medtronic разработала МР-совместимые электроды с активной и пассивной фиксациями. Электрод с активной фиксацией 5086 основан на модели старого электрода 5076 CapSureFix Novus с двумя жилами провода внутренней катушки, он предназначен для повышения индуктивности и уменьшения нагрева наконечника электрода. Недавно электроду 5076Е была присвоена SE-маркировка обратной МР-совместимости. Это означает, что пациенты с более старыми системами кардиостимуляторов, используя данный электрод, могут со временем, установив МР-совместимый ЭКС, проходить диагностику методом МРТ. Пассивный изодиаметрический электрод 5,3 F (CapSure Sense) также получил SE-маркировку обратной МР-совместимости.

Boston Scientific

МР-совместимые ЭКС Ingenio и Advantio Boston Scientific (Натик, Массачусетс, США) представлены одно- и двухкамерными аппаратами с одобрения Европейского сообщества [32]. Устройства на основе обычного кардиостимулятора Ingenio совместимы с Latitude, системой дистанционного контроля, и включают в себя программируемый МРТ-таймер, предназначенный для восстановления настроек кардиостимулятора и возврата к нормальным параметрам работы после МР-сканирования. Электрод Fineline II 5.1 F с активной фиксацией получил одобрение на обратную МР-совместимость.

St. Jude Medical

МР-совместимый ЭКС Accent MRI представлен однокамерными и двухкамерными моделями [33] и появился на европейском рынке в 2011 г. В Европе это устройство позволяет проводить полное МР-сканирование тела (нет зоны ограничения) на 1,5 Тл при использовании в сочетании с электродами Tenderil MRI. Компания St. Jude (Сент-Пол, Миннесота, США) также представила наручный МРТ-активатор, который позволяет быстро включить или выключить предварительно установленные МРТ-параметры, чтобы облегчить рабочий процесс проведения МРТ (параметры могут быть запрограммированы врачом во время любых посещений). Данный ЭКС обладает полным спектром терапии брадиаритмии, а также совместим с системой домашнего мониторинга St. Jude Merlin. Электрод Tenderil MRI имеет коаксиальный дизайн (состоит из соосно расположенных внутренних и наружных проводников, покрытых силиконовой изоляцией) диаметром 6,6 F (для его имплантации требуется интродьюсер 8 F). Также он покрыт наружным слоем изоляции для предотвращения нагрева тканей и непреднамеренной кардиостимуляции. Электрод содержит мягкий силиконовый наконечник, чтобы снизить риск перфорации стенки сердца с учетом предыдущих опасений относительно увеличения жесткости МР-совместимых электродов по сравнению с обычным электродом [34].

Biotronik

Первое поколение МР-совместимых ЭКС Evia и Estella было представлено однокамерными и двухкамерными моделями. Данные модели одобрены в Европе для МР-сканирования с плотностью магнитного потока 1,5 Тл. У пациентов с такими ЭКС проведение МРТ-диагностики возможно с ограничением МР-сканирования в области грудной клетки [35, 36]. В дальнейшем были разработаны модели устройств для электротерапии, позволяющие проводить МРТ-диагностику с плотностью магнитного потока 3 Тл (Iforia 7 DX, Iforia 7 VR-T, Iforia 5 DX, Iforia 5 VR-T, Ilesto 7 DX, Ilesto 7 VR-T, Ilesto 5 DX, Ilesto 5 VR-T), однако они также не позволяли выполнять МР-сканирование всего тела. Для устройств первого поколения производитель рекомендует ограничить длительность процедуры МРТ-диагностики до 30 мин и общий срок применения устройства для диагностики до 10 ч.

Для возможности МР-сканирования всего тела компания разработала второе поколение ЭКС (Eluna 8 DR-T, Eluna 8 SR-T, Epyra 8 DR-T, Epyra 8 SR-T, Epyra 6 DR-T, Epyra 6 DR-T, Etrinsa 8 DR-T, Etrinsa 6 DR-T, Entovis DR-T*, Entovis SR-T*, Ecuero DR-T*, Ecuero SR-T*, Evia DR-T*, Evia SR-T*, Estella DR-T*, Estella SR-T*) и электроды для позиционирования в правое предсердие или правый желудочек (Safio S длиной 53 и 60 см). Кроме того, были созданы одно- и двухкамерные кардиовертеры-дефибрилляторы, устойчивые к МРТ-диагностике всего тела с плотностью магнитного потока 1,5 Тл (Iforia 7 DR-T, Iforia 5 DR-T, Ilesto 7 DR-T, Ilesto 5 DR-T), и совместимые с ними электроды Safio S (53 см), Linx Smart S (65 см), Linx Smart SD (65/18).

Sorin Group

МР-совместимый кардиостимулятор KORA 100 доступен в Европе в вариантах одно- и двухкамерных моделей [37]. Это устройство, построенное на платформе кардиостимулятора REPLY, включает в себя фильтр между электродом и блоком электроники. Европейское сообщество присвоило ему знак официально одобренного устройства для МР-сканирования с плотностью магнитного потока 1,5 Тл с исключением грудной области. KORA 100 был разработан для имплантации с МР-совместимыми электродами Veflex. Компания Sorin (Милан, Италия) разработала автоматический режим МРТ, при котором происходит автоматическое переключение на асинхронный режим стимуляции в присутствии сильного магнитного поля и тем самым сокращается время стимуляции в асинхронном режиме при длительной МРТ.

Безопасное сканирование пациентов с МР-совместимыми электрокардиостимуляторами

Термин «МР-совместимый» применяется в отношении устройств, которые не представляют опасности в среде МРТ. Как следует из названия, выполнение МРТ пациентам с МР-совместимыми ЭКС является безопасным только при соблюдении ряда условий [38]. Данные условия связаны с МРТ, МР-совместимостью ЭКС (генератора импульсов и электродов) и характеристикой пациента [39].

Требования к характеристикам пациента с имплантированными МР-совместимыми ЭКС:

- с момента имплантации ЭКС должно пройти более 6 нед;
- пекторальная локализация имплантата (левая или правая);
- отсутствие других противопоказаний к МРТ (например, МР-несовместимые оставленные электроды);
- отсутствие переходников и адаптеров электродов *in situ*.

Требования к МР-томографу и параметрам МР-сканирования:

- плотность потока магнитного поля – 1,5 Тл (3 Тл для ряда моделей ЭКС);
- цилиндрический тоннель;
- максимальный коэффициент поглощения – 2 Вт/кг;
- максимальный коэффициент поглощения в области головы – 3,2 Вт/кг.

Безопасное и эффективное обследование методом МРТ у пациентов с имплантированными МР-совместимыми устройствами для электролечения сердца начинается с его планирования, поскольку важно присутствие и тесное сотрудничество во время сканирования нескольких врачей различных специальностей (рентгенолога, МРТ-технолога, интервенционного аритмолога/сердечно-сосудистого хирурга).

До МРТ эта команда должна исключить любые противопоказания, рассмотреть конкретные условия сканирования для имплантированного ЭКС и спланировать ход процедуры. Перед процедурой важно выполнить рентгенографию грудной клетки, чтобы подтвердить положение и целостность электрода и проверить наличие рентгеноконтрастных маркеров МР-совместимости (рис. 2), если есть сомнения относительно имплантированного устройства (однако не всегда маркеры удается увидеть, так как в некоторых ранних МР-совместимых ЭКС они не устанавливались).

Выбор соответствующего режима стимуляции начинается с клинической оценки пациента, анализа исходных показаний для имплантации, основного ритма и зависимости от кардиостимулятора. Телеметрический опрос устройства до исследования является обязательным, за исключением пациентов с имплантированным МР-совместимым ЭКС Accent MRI, имеющим ручной активатор (такие больные могут пройти МРТ после активации предварительно запрограммированных настроек устройства). Тем не менее

* С серийными номерами 66237095.

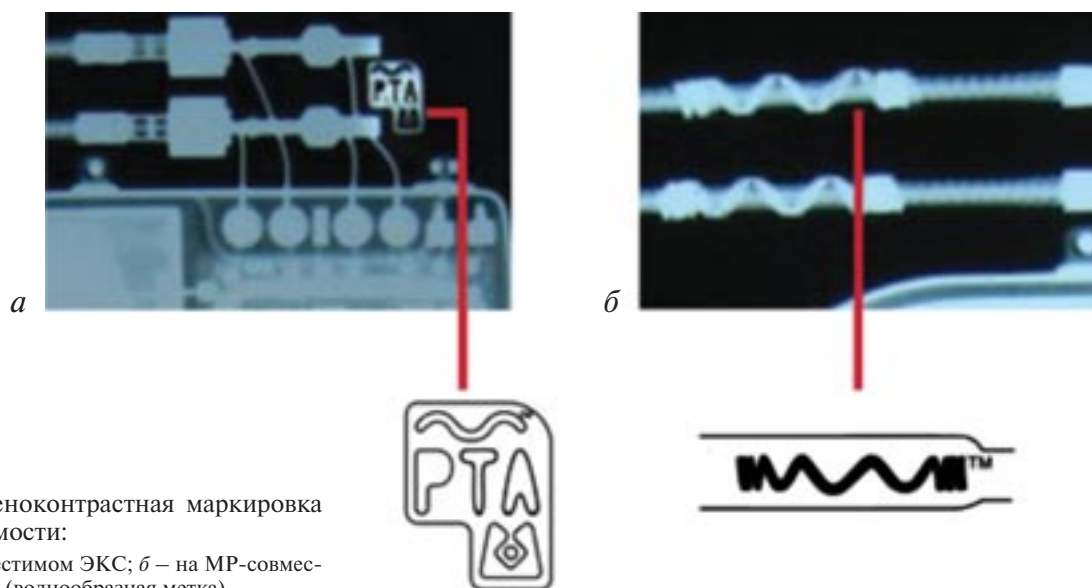


Рис. 2. Рентгеноконтрастная маркировка МР-совместимости:

а – на МР-совместимом ЭКС; *б* – на МР-совместимом электроде (волнообразная метка)

даже в этих случаях телеметрический опрос ЭКС желательно проводить, чтобы гарантировать, что параметры стимуляции не изменятся значительно во время предварительного программирования и непосредственно во время сеанса МРТ. Телеметрический опрос устройства предоставляет информацию о целостности системы, проценте стимуляции, ее запрограммированной частоте и АВ-интервале, помогая в правильном программировании ЭКС до попадания в среду МРТ. У пациентов, зависимых от кардиостимулятора, должен быть выбран асинхронный режим. У больных с основным ритмом, не являющимся брадикардическим, асинхронная стимуляция будет конкурировать с желудочковым ритмом и может привести к стимуляции во время желудочковой реполяризации (феномен *R* на *T*), потенциально вызывая жизнеугрожающие аритмии. Поэтому приступать к процедуре следует только после адекватного программирования и включения режима МРТ.

Во время сеанса МРТ неинвазивные методы исследования, такие как электрокардиография, пульсоксиметрия и измерение артериального давления (по крайней мере один из них), в обязательном порядке используются для непрерывного мониторинга гемодинамики. За пределами кабинета МРТ должен находиться внешний дефибриллятор (предпочтительно с возможностью внешней электрокардиостимуляции), которым при необходимости можно воспользоваться.

После завершения сканирования режим МРТ у кардиостимулятора должен быть выключен и имплантируемое устройство перепрограммировано, желательно с использованием параметров,

сохраненных перед сканированием МРТ. В идеале данными действиями должен руководить аритмолог. Если такие меры предосторожности соблюдаются, то МР-сканирование у пациентов с МР-совместимыми устройствами будет безопасным и относительно легко выполнимым.

Выводы

Безопасность пациентов с имплантированными ЭКС при проведении диагностических сеансов МРТ может быть обеспечена только при использовании МР-совместимых систем (МР-совместимых ЭКС и электродов), разработанных для минимизации взаимодействия между системой ЭКС и средой МРТ. В статье представлен обзор доступных на рынке МР-совместимых ЭКС, отмечены их особенности. Данная индустрия имеет тенденцию к развитию. Доступные в настоящее время устройства отличаются друг от друга в нескольких аспектах, включая условия использования и надежность отдельных клинических испытаний. Несмотря на то что значительный научно-технический прорыв в технологии электрокардиостимуляции позволил расширить возможности проведения МРТ-диагностики у растущего числа пациентов с сочетанной патологией, широкое распространение имплантаций данных устройств, скорее всего, зависит от прагматических вопросов, таких как стоимость, определение четких критериев для имплантации МР-совместимого устройства и непрерывное образование специалистов в области здравоохранения.

Конфликт интересов

Конфликт интересов не заявляется.

Библиографический список

1. IMV Medical Information Division, Inc. IMV Benchmark Report MR 2008.
2. IMV Medical Information Division, Inc. IMV Benchmark Report MR 2012. <http://www.imvinfo.com/index.asp?sec=mkt&sub=omkt&pag=def&pid=90631> (дата обращения 17.04.2014).
3. Sutton R., Kanal E., Wilkoff B.L. et al. Safety of magnetic resonance imaging of patients with a new Medtronic EnRhythm MRI SureScan pacing system: clinical study design. *Trials*. 2008; 9: 68.
4. Mond H.G., Proclemer A. The 11th world survey of cardiac pacing and implantable cardioverter-defibrillators: calendar year 2009 – a World Society of Arrhythmia's project. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2011; 34: 1013–27.
5. Levine G.N., Gomes A.S., Arai A.E. et al. Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: an American Heart Association scientific statement from the Committee on Diagnostic and Interventional Cardiac Catheterization, Council on Clinical Cardiology, and the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention: endorsed by the American College of Cardiology Foundation, the North American Society for Cardiac Imaging, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *Circulation*. 2007; 116: 2878–91.
6. Roguin A., Schwitter J., Vahlhaus C. et al. Magnetic resonance imaging in individuals with cardiovascular implantable electronic devices. *Europace*. 2008; 10: 336–46.
7. Nazarian S., Beinart R., Halperin H.R. Magnetic resonance imaging and implantable devices. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2013; 6: 419–28.
8. Увайсов С.В. (ред.) Инновационные информационные технологии: Материалы международной научно-практической конференции. Том 4. М.: МИЭМ НИУ ВШЭ; 2013.
9. Шария М.А., Терновой С.К. Кардиостимулятор, совместимый с МРТ (первый опыт обследования). *REJR*. 2013; 3 (2): 92–5.
10. Бокерия О.Л., Ахобеков А.А. Безопасность проведения магнитно-резонансной томографии у пациентов с имплантированными электрокардиостимуляторами и кардиовертерами-дефибрилляторами. *Анналы аритмологии*. 2012; 9 (2): 32–9.
11. Luechinger R., Duru F., Scheidegger M.B., Boesiger P., Candinas R. Force and torque effects of a 1.5-Tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2001; 24: 199–1205.
12. Irnich W., Irnich B., Bartsch C., Stertmann W.A., Gufler H., Weiler G. Do we need pacemakers resistant to magnetic resonance imaging? *Europace*. 2005; 7: 353–65.
13. Luechinger R., Duru F., Zeijlemaker V.A., Scheidegger M.B., Boesiger P., Candinas R. Pacemaker reed switch behavior in 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic resonance imaging units: are reed switches always closed in strong magnetic fields? *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2002; 25: 1419–23.
14. Nijm G.M., Swiryn S., Larson A.C., Sahakian A.V. Characterization of the magnetohydrodynamic effect as a signal from the surface electrocardiogram during cardiac magnetic resonance imaging. *Comput. Cardiol.* 2006; 33: 269–72.
15. Gimbel J.R. Unexpected asystole during 3T magnetic resonance imaging of a pacemaker-dependent patient with a 'modern' pacemaker. *Europace*. 2009; 11: 1241–2.
16. Tandri H., Zviman M.M., Wedan S.R., Lloyd T., Berger R.D., Halperin H. Determinants of gradient field-induced current in a pacemaker lead system in a magnetic resonance imaging environment. *Heart Rhythm*. 2008; 5: 462–8.
17. Calcagnini G., Triventi M., Censi F. et al. In vitro investigation of pacemaker lead heating induced by magnetic resonance imaging: role of implant geometry. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2008; 28: 879–86.
18. Mollerus M., Albin G., Lipinski M., Lucca J. Cardiac biomarkers in patients with permanent pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators undergoing an MRI scan. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2008; 31: 1241–5.
19. Langman D.A., Goldberg I.B., Finn J.P., Ennis D.B. Pacemaker lead tip heating in abandoned and pacemaker-attached leads at 1.5 Tesla MRI. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2011; 33: 426–31.
20. Luechinger R., Zeijlemaker V.A., Pedersen E.M. et al. In vivo heating of pacemaker leads during magnetic resonance imaging. *Eur. Heart J.* 2005; 26: 376–83.
21. Nordbeck P., Weiss I., Ehses P. et al. Measuring RF-induced currents inside implants: Impact of device configuration on MRI safety of cardiac pacemaker leads. *Magn. Reson. Med.* 2009; 61: 570–8.
22. Pictet J., Meuli R., Wicky S., van der Klink J.J. Radiofrequency heating effects around resonant lengths of wire in MRI. *Phys. Med. Biol.* 2002; 47: 2973–85.
23. Fiek M., Remp T., Reithmann C., Steinbeck G. Complete loss of ICD programmability after magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2004; 27: 1002–4.
24. Shinbane J.S., Colletti P.M., Shellock F.G. Magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacemakers: era of 'MR Conditional' designs. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2011; 13: 63.
25. Baser K., Guray U., Durukan M., Demirkan B. High ventricular lead impedance of a DDD pacemaker after cranial magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2012; 35: 251–3.
26. Gray R.W., Bibens W.T., Shellock F.G. Simple design changes to wires to substantially reduce MRI-induced heating at 1.5 T: implications for implanted leads. *Magn. Reson. Imaging*. 2005; 23: 887–91.
27. Bottomley P.A., Kumar A., Edelstein W.A., Allen J.M., Karmarkar P.V. Designing passive MRI-safe implantable conducting leads with electrodes. *Med. Phys.* 2010; 37: 3828–43.
28. Beinart R., Nazarian S. Effects of external electrical and magnetic fields on pacemakers and defibrillators: from engineering principles to clinical practice. *Circulation*. 2013; 128: 2799–809.
29. Shinbane J.S., Colletti P.M., Shellock F.G. MR imaging in patients with pacemakers and other devices: engineering the future. *JACC Cardiovasc. Imaging*. 2012; 5: 332–3.
30. Jung W., Zvereva V., Hajredini B., Jackle S. Safe magnetic resonance image scanning of the pacemaker patient: current technologies and future directions. *Europace*. 2012; 14: 631–7.
31. Revo MRI SureScan Pacemaker. <http://www.medtronic.com/for-healthcare-professionals/products-therapies/cardiac-rhythm/pacemakers/revo-mri-pacing-system/> (дата обращения 03.09.2015).
32. Ingenio and Advantio pacemakers. <http://www.bostonscientific.com/en-US/products/pacemakers/ingenio-and-advantio.html> (дата обращения 03.09.2015).
33. <http://professional-intl.sjm.com/products/crm/mri/dual-and-single-chamber/accnt-mri> (дата обращения 09.09.2015).
34. Santini L., Forleo G.B., Santini M. Evaluating MRI-compatible pacemakers: patient data now paves the way to widespread clinical application? *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2013; 36: 270–8.
35. Biotronik Evia pulse generators. Technical manual. http://www.biotronikusa.com/global/assets/product_manuals/pacemakers/M4131-B%2002-11_Evia%20Technical%20Manual.pdf (дата обращения 01.08.2015).
36. Biotronik Estella pulse generators. Technical manual. http://www.biotronikusa.com/global/assets/product_manuals/pacemakers/M4131-B%2002-11_Estella%20Technical%20Manual.pdf (дата обращения 01.08.2015).
37. KORA 100. <http://www.sorin.com/products/cardiac-rhythm-management/bradyarrhythmia/kora-100> (дата обращения 19.09.2015).
38. Shellock F.G., Woods T.O., Crues J.V. 3rd. MR labeling information for implants and devices: explanation of terminology. *Radiology*. 2009; 253: 26–30.
39. Рекомендации по электрокардиостимуляции и сердечной ресинхронизирующей терапии. ESC 2013. *Российский кардиологический журнал*. 2014; 4 (108): 5–63.
40. Lobodzinski S.S. Recent innovations in the development of magnetic resonance imaging conditional pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators. *Cardiol. J.* 2012; 19: 98–104.
41. Ahmed F.Z., Morris G.M., Allen S., Khattar R., Mamas M., Zaidi A. Not all pacemakers are created equal: MRI-conditional pacemaker and lead technology. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2013; 24: 1059–65.

References

1. IMV Medical Information Division, Inc. IMV Benchmark Report MR 2008.

2. IMV Medical Information Division, Inc. IMV Benchmark Report MR 2012. <http://www.imvinfo.com/index.asp?sec=mkt&sub=omkt&pag=def&pid=90631> (accessed 17 April 2014).
3. Sutton R., Kanal E., Wilkoff B.L. et al. Safety of magnetic resonance imaging of patients with a new Medtronic EnRhythm MRI SureScan pacing system: clinical study design. *Trials*. 2008; 9: 68.
4. Mond H.G., Proclemer A. The 11th world survey of cardiac pacing and implantable cardioverter-defibrillators: calendar year 2009 – a World Society of Arrhythmia's project. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2011; 34: 1013–27.
5. Levine G.N., Gomes A.S., Arai A.E. et al. Safety of magnetic resonance imaging in patients with cardiovascular devices: an American Heart Association scientific statement from the Committee on Diagnostic and Interventional Cardiac Catheterization, Council on Clinical Cardiology, and the Council on Cardiovascular Radiology and Intervention: endorsed by the American College of Cardiology Foundation, the North American Society for Cardiac Imaging, and the Society for Cardiovascular Magnetic Resonance. *Circulation*. 2007; 116: 2878–91.
6. Roguin A., Schwitter J., Vahlhaus C. et al. Magnetic resonance imaging in individuals with cardiovascular implantable electronic devices. *Europace*. 2008; 10: 336–46.
7. Nazarian S., Beinart R., Halperin H.R. Magnetic resonance imaging and implantable devices. *Circ. Arrhythm. Electrophysiol.* 2013; 6: 419–28.
8. Uvaysov S.U. (ed.) Innovative information technologies: Materials of international scientific-practical conference. Vol. 4. Moscow; 2013 (in Russ.).
9. Shariya M.A., Ternovoy S.K. Pacemaker compatible with MRI (the first experience of investigation). *REJR*. 2013; 3 (2): 92–5 (in Russ.).
10. Bockeria O.L., Akhobekov A.A. The safety of magnetic resonance imaging in patients with implanted pacemakers and cardioverter-defibrillators. *Annaly aritmologii*. 2012; 9 (2): 32–9 (in Russ.).
11. Luechinger R., Duru F., Scheidegger M.B., Boesiger P., Candinas R. Force and torque effects of a 1.5-Tesla MRI scanner on cardiac pacemakers and ICDs. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2001; 24: 1199–1205.
12. Irnich W., Irnich B., Bartsch C., Stertmann W.A., Gufler H., Weiler G. Do we need pacemakers resistant to magnetic resonance imaging? *Europace*. 2005; 7: 353–65.
13. Luechinger R., Duru F., Zeijlemaker V.A., Scheidegger M.B., Boesiger P., Candinas R. Pacemaker reed switch behavior in 0.5, 1.5, and 3.0 Tesla magnetic resonance imaging units: are reed switches always closed in strong magnetic fields? *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2002; 25: 1419–23.
14. Nijm G.M., Swiryn S., Larson A.C., Sahakian A.V. Characterization of the magnetohydrodynamic effect as a signal from the surface electrocardiogram during cardiac magnetic resonance imaging. *Comput. Cardiol.* 2006; 33: 269–72.
15. Gimbel J.R. Unexpected asystole during 3T magnetic resonance imaging of a pacemaker-dependent patient with a 'modern' pacemaker. *Europace*. 2009; 11: 1241–2.
16. Tandri H., Zviman M.M., Wédan S.R., Lloyd T., Berger R.D., Halperin H. Determinants of gradient field-induced current in a pacemaker lead system in a magnetic resonance imaging environment. *Heart Rhythm*. 2008; 5: 462–8.
17. Calcagnini G., Triventi M., Censi F. et al. In vitro investigation of pacemaker lead heating induced by magnetic resonance imaging: role of implant geometry. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2008; 28: 879–86.
18. Mollerus M., Albin G., Lipinski M., Lucca J. Cardiac biomarkers in patients with permanent pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators undergoing an MRI scan. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2008; 31: 1241–5.
19. Langman D.A., Goldberg I.B., Finn J.P., Ennis D.B. Pacemaker lead tip heating in abandoned and pacemaker-attached leads at 1.5 Tesla MRI. *J. Magn. Reson. Imaging*. 2011; 33: 426–31.
20. Luechinger R., Zeijlemaker V.A., Pedersen E.M. et al. In vivo heating of pacemaker leads during magnetic resonance imaging. *Eur. Heart J.* 2005; 26: 376–83.
21. Nordbeck P., Weiss I., Ehses P. et al. Measuring RF-induced currents inside implants: Impact of device configuration on MRI safety of cardiac pacemaker leads. *Magn. Reson. Med.* 2009; 61: 570–8.
22. Pictet J., Meuli R., Wicky S., van der Klink J.J. Radiofrequency heating effects around resonant lengths of wire in MRI. *Phys. Med. Biol.* 2002; 47: 2973–85.
23. Fiek M., Remp T., Reithmann C., Steinbeck G. Complete loss of ICD programmability after magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2004; 27: 1002–4.
24. Shinbane J.S., Colletti P.M., Shellock F.G. Magnetic resonance imaging in patients with cardiac pacemakers: era of 'MR Conditional' designs. *J. Cardiovasc. Magn. Reson.* 2011; 13: 63.
25. Baser K., Guray U., Durukan M., Demirkan B. High ventricular lead impedance of a DDD pacemaker after cranial magnetic resonance imaging. *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2012; 35: 251–3.
26. Gray R.W., Bibens W.T., Shellock F.G. Simple design changes to wires to substantially reduce MRI-induced heating at 1.5 T: implications for implanted leads. *Magn. Reson. Imaging*. 2005; 23: 887–91.
27. Bottomley P.A., Kumar A., Edelstein W.A., Allen J.M., Karmarkar P.V. Designing passive MRI-safe implantable conducting leads with electrodes. *Med. Phys.* 2010; 37: 3828–43.
28. Beinart R., Nazarian S. Effects of external electrical and magnetic fields on pacemakers and defibrillators: from engineering principles to clinical practice. *Circulation*. 2013; 128: 2799–809.
29. Shinbane J.S., Colletti P.M., Shellock F.G. MR imaging in patients with pacemakers and other devices: engineering the future. *JACC Cardiovasc. Imaging*. 2012; 5: 332–3.
30. Jung W., Zvereva V., Hajredini B., Jackle S. Safe magnetic resonance image scanning of the pacemaker patient: current technologies and future directions. *Europace*. 2012; 14: 631–7.
31. Revo MRI SureScan Pacemaker. <http://www.medtronic.com/for-healthcare-professionals/products-therapies/cardiac-rhythm/pacemakers/revo-mri-pacing-system/> (accessed 3 September 2015).
32. Ingenio and Advantio pacemakers. <http://www.bostonscientific.com/en-US/products/pacemakers/ingenio-and-advantio.html> (accessed 3 September 2015).
33. <http://professional-intl.sjm.com/products/crm/mri/dual-and-single-chamber/accnt-mri> (accessed 9 September 2015).
34. Santini L., Forleo G.B., Santini M. Evaluating MRI-compatible pacemakers: patient data now paves the way to widespread clinical application? *Pacing Clin. Electrophysiol.* 2013; 36: 270–8.
35. Biotronik Evia pulse generators. Technical manual. http://www.biotronikusa.com/global/assets/product_manuals/pacemakers/M4131-B%2002-11_Evia%20Technical%20Manual.pdf (accessed 1 August 2015).
36. Biotronik Estella pulse generators. Technical manual. http://www.biotronikusa.com/global/assets/product_manuals/pacemakers/M4136-A%2002-11_Estella%20Technical%20Manual.pdf (accessed 1 August 2015).
37. KORA 100. <http://www.sorin.com/products/cardiac-rhythm-management/bradyarrhythmia/kora-100> (accessed 19 September 2015).
38. Shellock F.G., Woods T.O., Crues J.V. 3rd. MR labeling information for implants and devices: explanation of terminology. *Radiology*. 2009; 253: 26–30.
39. Guidelines for cardiac pacing and cardiac resynchronization therapy. ESC 2013. *Rossiyskiy kardiologicheskii zhurnal*. 2014; 4 (108): 5–63 (in Russ.).
40. Lobodzinski S.S. Recent innovations in the development of magnetic resonance imaging conditional pacemakers and implantable cardioverter-defibrillators. *Cardiol. J.* 2012; 19: 98–104.
41. Ahmed F.Z., Morris G.M., Allen S., Khattar R., Mamas M., Zaidi A. Not all pacemakers are created equal: MRI-conditional pacemaker and lead technology. *J. Cardiovasc. Electrophysiol.* 2013; 24: 1059–65.

Поступила 22.10.2015

Подписана в печать 01.12.2015