

# Магнитно-резонансная томография и радиочастотные соединители

Кива Джурицкий (kbd.istok@mail.ru)

В статье рассмотрены физические основы магнитно-резонансной томографии для диагностики внутренних органов человека. Приведено квантовое представление ядерно-магнитного резонанса, лежащего в её основе. Описано устройство магнитно-резонансного томографа. Сформулированы требования к радиочастотным соединителям и кабелям, применяемым в рабочей зоне томографа. Показана необходимость применения в томографах немагнитных соединителей и кабелей. Рассмотрены основные типы немагнитных радиочастотных соединителей зарубежных компаний.

## 1. Из истории МРТ

Казалось бы, какая связь может быть между магнитно-резонансной томографией и радиочастотными соединителями? Оказывается, связь прямая: без специальных радиочастотных соединителей магнитно-резонансная томография высокого разрешения не может существовать.

Но сначала о самой магнитно-резонансной томографии. Магнитно-резонансная томография (МРТ) – это способ получения томограмм послойных изображений внутренних органов человека, основанный на явлении ядерно-магнитного резонанса (ЯМР). Началом истории МРТ считается 1946 год, когда швейцарский физик Феликс Блох доказал, что ядро атома ведёт себя подобно магниту, а заряженная частица, такая как протон, вращается вокруг собственной оси и имеет магнитное поле [1–6].

Автором патента на способ сканирования тела человека с помощью ЯМР для медицинского исследования в начале 1970-х годов был американский учёный Раймонд Дамадьян. В 1977 году он и его помощники сконструировали первый сверхпроводящий ЯМР-сканер и впервые получили изображение тела человека. Одновременно подобные исследования в этой области проводили американский химик Пол Лаутербур и британский физик Питер Мэнсфилд. В 2003 году они стали лауреатами Нобелевской премии по медицине и физиологии за изобретение метода магнитно-резонансной томографии, позволяющего исследовать внутренние органы и ткани человека, не прибегая к оперативному вмешательству и рентгеновскому облучению [1, 2].

С начала 1980-х годов производители оборудования для получения медицинских изображений начали разрабатывать и производить магнитно-резонансные (МР) сканеры. Неинвазивный метод магнитно-резонансной томографии позволяет получать точные и чёткие изображения виртуальных срезов тканей и внутренних органов человека без вторжения в его тело.

Объектом исследования могут быть разные органы и ткани: центральная нервная система, суставы, сердце, печень, лёгкие и другие внутренние органы, а также сосудистая и периферическая нервная системы. Наиболее частый объект исследования при проведении МРТ – это головной мозг.

В современной диагностике магнитно-резонансная томография является одним из самых точных диагностических методов обнаружения новообразований, патологий сосудов, патологий нервов и нервных узлов, внутренних гематом и кровоизлияний и пр. Появляются всё более совершенные томографы, повышается точность и сокращается продолжительность исследования. Открылись новые возможности применения МРТ в ангиографии, функциональной диагностике и сканировании для получения чётких изображений [6].

По сравнению с рентгеновскими исследованиями и компьютерной томографией, в которых применяют рентгеновское излучение, МРТ достаточно безопасна для человека, так как использует только магнитное поле и радиоволны слабой интенсивности.

## 2. Физические основы МРТ

Хотя магнитно-резонансная томография (MRI в английском языке)

использует явление ядерного магнитного резонанса, от слова «ядерный» в её названии решили избавиться, чтобы не пугать людей, так как с бомбами или радиоактивными элементами периодической таблицы Менделеева ничего общего здесь нет.

ЯМР – это избирательное поглощение веществом электромагнитных волн определённой частоты, обусловленное изменением ориентации магнитного момента частиц вещества. Это квантовый эффект, при котором на вещество действуют магнитное и радиочастотное поля и происходит избирательное поглощение веществом электромагнитных волн определённой частоты.

Это квантовый эффект, при котором в основе ядерного магнитного резонанса лежит взаимодействие протонов водорода с внешним магнитным полем. Современные томографы настроены на ядра водорода – протоны. Ядро атома водорода содержит один-единственный протон, имеющий положительный заряд. В нём нет нейтронов. С помощью протона водорода можно изучать поведение спина (собственного момента импульса частицы, имеющей заряд) в магнитном поле. Спин – это квантово-механический параметр. В классической физике аналогом спина является вращательный момент. Протоны водорода имеют спин, равный  $1/2$ , который обуславливает появление магнитного момента ядра атома водорода.

Выбор протонов водорода в качестве объекта исследования обусловлен следующими соображениями. Биологическая среда – это в основном ядра атомов водорода (протоны). В теле человека 63% атомов водорода, которые содержатся в воде и жире, входящих в его состав. Водород в теле человека и других живых организмов занимает приблизительно 10% от общей массы [1–4].

Для лучшего понимания принципа ядерно-магнитного резонанса можно представить ядро в виде вращающегося волчка, который вращается вокруг собственной оси, и одновременно его ось вращения описывает окружность (рис. 1а) [2].

При отсутствии внешнего магнитного поля магнитные моменты протонов

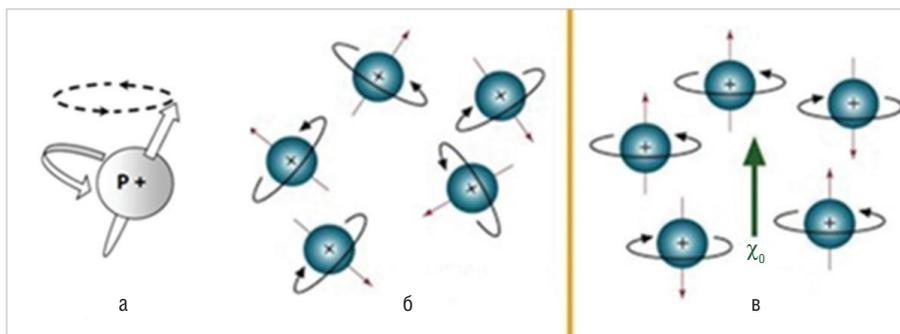


Рис. 1. Ориентация магнитных моментов протонов (а) при отсутствии магнитного поля (б), во внешнем магнитном поле (в)

ориентированы случайным образом, стрелки векторов направлены в разные стороны (рис. 1б). В сильном магнитном поле происходит возбуждение протонов, магнитный момент протонов ориентируется либо по направлению силовых линий магнитного поля, либо в противоположном направлении. При этом в состоянии равновесия большее количество протонов будет иметь меньшую энергию, а меньшее количество – большую энергию. Однако это различие небольшое. Количество избыточных протонов пропорционально величине магнитной индукции  $B$  (Тл, Тесла), характеризующей интенсивность магнитного поля. Превышающее количество протонов, ориентированных параллельно в поле с  $B = 0,5$  Тл, составляет всего лишь 3 протона на миллион, в системе с  $B = 1$  Тл – 6 протонов на миллион и при  $B = 1,5$  Тл – 9 протонов на миллион. 9 протонов на миллион избыточных протонов не кажутся очень большим количеством, но, в действительности, они складываются в целое множество протонов, учитывая миллиарды протонов в теле человека [1].

Протон в магнитном поле может поглощать фотон с частотой  $\nu$ , зависящей от её гиромангнитного отношения  $\gamma$ :  $\nu = \gamma B$ . Величину  $\nu$  называют резонансной частотой Лармора. Для водорода  $\gamma = 42,57$  МГц/Тл. Поэтому для магнитной индукции 1,5 Тл резонансная частота равна 63,855 МГц, для индукции 3 Тл – 127,7 МГц. В ЯМР, используемом в медицине, резонансная частота Лармора находится в пределах 15–80 МГц, т.е. располагается в радиочастотном диапазоне [1–3].

Частота Лармора – важнейший параметр, необходимый для определения рабочей частоты МРТ системы. Посылаемый радиочастотный (РЧ) импульс должен иметь частоту, равную резонансной частоте Лармо-

ра (эта частота безопасна для человека). Именно поэтому метод был назван магнитно-резонансной томографией. Только протоны, вращающиеся с частотой РЧ-импульса, реагируют на этот РЧ-сигнал. Если воздействовать импульсом другой частоты, ничего не произойдёт [1, 2, 7].

Протон может подвергаться переходу между двумя энергетическими состояниями. На нижнем энергетическом уровне частица поглощает фотон и переходит на верхний энергетический уровень. Энергия протона  $E$  связана с его частотой через постоянную Планка  $h = 6,626 \cdot 10^{-34}$  Джс:  $E = h\nu$ . Так как  $\nu = \gamma B$  и  $E = h\nu$ , для того, чтобы вызвать переход между двумя энергетическими состояниями, фотон должен иметь энергию  $E = h\nu$ .

Сигнал ядерного магнитного резонанса возникает в результате взаимодействия радиоволн с веществом. Радиоволны можно рассматривать как кванты энергии. Если воздействовать на протоны радиочастотным излучением резонансной частоты, то в результате поглощения квантов энергии происходит квантовый переход протонов с низкого энергетического уровня на более высокий энергетический уровень (в возбуждённое состояние). При отключении радиосигнала происходит процесс релаксации: протоны возвращаются в прежнее состояние и излучают энергию в виде электромагнитного излучения (кванта). Это и есть ЯМР – сигнал, который регистрируется томографом.

### 3. Устройство магнитно-резонансного томографа

В зависимости от величины индукции магнитного поля различают несколько типов томографов: до 0,1 Тл – сверхнизкопольный томограф; 0,1–0,5 Тл – низкопольный; 0,5–1 Тл – среднепольный; 1–2 Тл –



Рис. 2. Внешний вид типичного МР-томографа

высокопольный; более 2 Тл – сверхвысокопольный.

Внешний вид магнитно-резонансного томографа (МР-томографа) показан на рис. 2 [6]. Он состоит из следующих основных блоков: магнита, градиентных, радиочастотных (РЧ) и шиммирующих катушек, охлаждающей системы, систем приёма, передачи и обработки данных, системы экранирования. Магнит, создающий сильное устойчивое магнитное поле, является основной частью МР-томографа. Известны магниты следующих видов: постоянные, резистивные, сверхпроводящие и комбинированные. Постоянные магниты состоят из сплавов, которые обладают свойствами ферромагнетиков. Они не требуют энергии и систем охлаждения для поддержания магнитного поля. В больших объёмах удаётся создать магнитные поля с индукцией до 0,35 Тл. В резистивных магнитах поле создаётся в результате пропускания сильного электрического тока по проводу, намотанному на железный сердечник. Индукция поля таких МРТ немного больше 0,6 Тл. Но эти томографы нуждаются в охлаждении и в постоянном электропитании. В гибридных системах для создания магнитного поля используются и проводящие ток катушки, и постоянно намагниченный материал.

Для создания полей с индукцией свыше 0,5 Тл необходимы сверхпроводящие магниты, которые дают однородное и стабильное во времени магнитное поле. Структура сверхпроводящего магнита показана на рис. 3 [6].

Структурная схема МР-томографа со сверхпроводящим магнитом показана на рис. 4 [8, 9].

Катушки такого магнита помещают в кожух с жидким гелием при температуре 4,2 К ( $-269^\circ\text{C}$ ). Кожух, в свою очередь, окружён охлаждающим контуром с

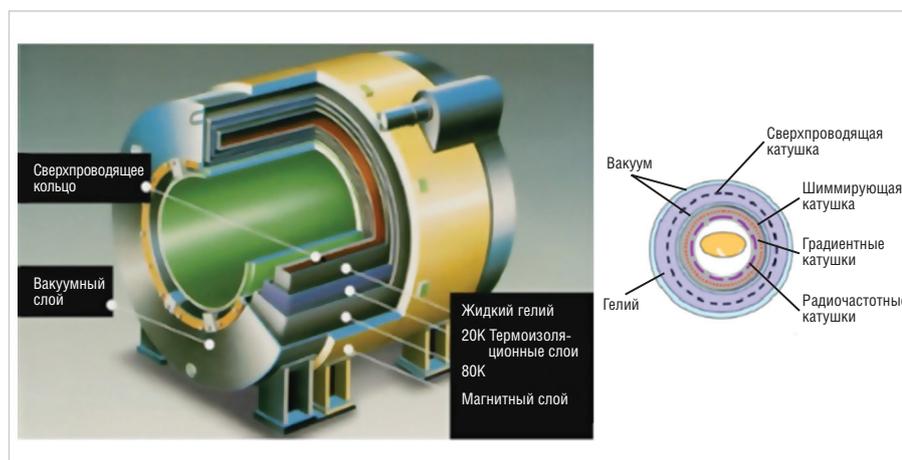


Рис. 3. Структура сверхпроводящего магнита

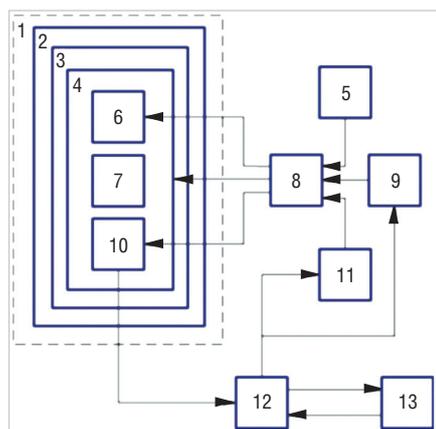


Рис. 4. Структурная схема МР-томографа со сверхпроводящим магнитом.

1 – экранирующая камера, 2 – кожух с жидким азотом, 3 – кожух с жидким гелием, 4 – сверхпроводящий магнит, 5 – источник первичного импульса, 6 – градиентные катушки, 7 – радиочастотные катушки, 8 – блок фильтрации, 9 – источник питания градиентной катушки, 10 – предварительный усилитель, 11 – радиочастотный передатчик, 12 – крейт, 13 – ПЭВМ

жидким азотом при температуре 77,4 К (–196 °С). Проводники катушек из ниобий-титанового сплава, находящиеся в жидком гелии, становятся сверхпроводниками, их сопротивление становится равным нулю. Такие магниты потребляют мало электроэнергии и позволяют без потерь пропускать большие токи. Поэтому для запуска магнита достаточно подать в его обмотку импульс тока и затем замкнуть накоротко внешнюю цепь. После этого ток в катушках магнита может циркулировать годами.

Внутри магнита расположены градиентные катушки. Градиентные катушки позволяют создавать дополнительные магнитные поля, накладывающиеся на основное магнитное поле. Благо-

даря своей конфигурации они создают управляемое и однородное линейное изменение поля в определённом направлении. За счёт добавления к общему однородному магнитному полю градиентного магнитного возмущения обеспечивается локализация ЯМР-сигнала и селективное возбуждение протонов в необходимой области диагностирования. Кстати, градиентные катушки являются причиной характерного громкого стука в томографе во время обследования пациента. Причина этого – вибрация металлических спиралей градиентных катушек, вызванная частыми и короткими импульсами тока. Интенсивность издаваемых звуков тем выше, чем больше магнитная индукция поля томографа. В томографах с индукцией 3 Тесла звук может достигать 120 децибел, что сравнимо с шумом оживлённой автомобильной трассы.

Радиочастотные (РЧ) катушки служат излучателями полей и приёмниками радиочастотной энергии от исследуемого объекта. По характеру выполняемых операций существуют радиочастотные катушки трёх типов: приёмно-передающие, принимающие и передающие РЧ-сигнал. Передающая катушка генерирует сигналы резонансной частоты и модулирует ими импульсы магнитного поля. Приёмно-передающие катушки служат излучателями радиочастотного поля и приёмниками радиочастотного импульса от отображаемого объекта. Принимающая катушка принимает МР-сигнал от отображаемого объекта и передаёт этот сигнал в аналого-цифровой преобразователь (АЦП). АЦП отправляет данные в цифровом виде на операторский компьютер для реконструкции изображения.

Любая радиочастотная катушка должна резонировать или эффективно накапливать энергию на частоте Лармора.

Шиммирующие катушки с малым током создают дополнительные магнитные поля для компенсации неоднородности главного магнитного поля томографа, вызванной дефектами магнита или присутствием внешних ферромагнитных объектов.

МР-томограф устанавливают в экранированной комнате для его защиты от различных внешних РЧ-сигналов, например, сигналов теле- и радиостанций. Экранирование предотвращает также распространение сильного магнитного поля за пределы комнаты. Тем не менее помехи проникают и вносят искажения в МР-томограммы. РЧ-сигналы, получаемые от тканей организма, сравнимы по величине с электромагнитными колебаниями, приходящими из эфира, которые составляют десятки микровольт. Помехи могут проникать также по электросети. Для их подавления все источники питания главного магнита, градиентной системы и передатчика снабжены фильтрами помех. Для этой же цели предусмотрен предварительный усилитель РЧ-сигнала, расположенный в непосредственной близости от РЧ-катушки. Предварительно усиленный РЧ-сигнал с минимальными помехами поступает в крейт (электронный блок управления), где дополнительно усиливается.

Компьютер контролирует все компоненты томографа. Под его контролем находится источник РЧ-импульсов и программатор. Источник генерирует синусоиду нужной частоты. Программатор придаёт импульсам необходимую форму. РЧ-усилитель увеличивает мощность импульсов от милливольт до киловатт. Компьютер также управляет программатором градиентных импульсов, который определяет вид и амплитуду каждого из трёх градиентных полей. Градиентный усилитель увеличивает мощность градиентных импульсов до уровня, достаточного для управления параметрами ЯМР-сигнала с помощью градиентных катушек.

#### 4. Факторы, влияющие на информативность МР-изображений

Магнитная индукция поля является важнейшим параметром МР-томографа. Чем она меньше, тем уже диа-

пазон применимости томографа. Принципиальное отличие томографов с разной магнитной индукцией состоит в детализации и чёткости получаемых томограмм. В качестве примера на рис. 5 показаны томограммы головного мозга, полученные при магнитной индукции 1,5 и 3 Тл [10].

Томограмма низкого разрешения не позволяет выявить начальную патологию, например небольшую опухоль. Кроме того, влияют артефакты МРТ (от лат. artefactum – искусственно сделанное) – искусственные погрешности в процессе МРТ-исследования, значительно ухудшающие качество изображения. Артефакты оказывают негативное влияние на возможности адекватной оценки изображения экспертом (снижают информативность), а также могут создавать иллюзию патологии.

Существует много причин артефактов, но главной причиной является наличие в рабочей зоне томографа ферромагнитных металлических объектов, которые создают собственное магнитное поле и вызывают неоднородность основного магнитного поля. В результате этого изменяется частота прецессии протонов водорода, происходит локальная потеря сигнала и искажение изображения. По этой причине существуют ограничения в обследовании пациентов с металлическими кардиостимуляторами, стентами, зубными протезами и имплантатами.

Далее переходим к радиочастотным соединителям и их роли в МРТ.

## 5. Требования к радиочастотным соединителям и кабелям для МРТ

### 5.1. Немагнитность соединителей

В зоне действия основного магнитного поля МР-томографа используется большое количество радиочастотных соединителей, контактов, катушек и кабелей для передачи и приёма импульсных радиочастотных сигналов. Соединители и кабельные сборки необходимы для электрической связи радиочастотных передатчиков и приёмников внутри градиентных катушек, которые подвергаются воздействию магнитного поля внутри томографа. Кроме того, они передают радиочастотные сигналы в систему МРТ. Их используют также внутри объёмных и поверхностных радиочастотных катушек. Многоканальные радиочастотные катушки могут

при этом иметь до 32 поверхностных катушек [10].

Если бы в МР-томографе были применены соединители, изготовленные из магнитных материалов, то в них при приложении магнитного поля с напряжённостью  $H$  внутри материала соединителя появлялась бы намагниченность  $M$ :

$$M = \chi H,$$

где  $\chi$  – магнитная восприимчивость.

Намагниченность соединителя генерирует возмущающее поле с напряжённостью  $H_1$ , которое искажает основное магнитное поле [11, 12]. При этом напряжённость возмущающего поля  $H_1$  зависит не только от магнитной восприимчивости материала соединителя, но и от расстояния между ним и точкой, в которой измеряется магнитное поле, и от размеров соединителя. Для крупных соединителей  $H_1$  больше, чем для миниатюрных соединителей. Чем меньше величина  $\chi$  и чем ближе к единице магнитная проницаемость, тем меньше соединитель возмущает внешнее магнитное поле (тем он прозрачнее для поля). Поэтому для изготовления немагнитных радиочастотных соединителей непригодны суперпарамагнитные и тем более ферромагнитные металлы. В качестве конструкционных металлов и покрытий в немагнитных соединителях применяют только металлы с магнитной проницаемостью, близкой к единице [13].

Возмущающее поле значительно ухудшает качество получаемых томограмм, поэтому основное требование к радиочастотным соединителям для МРТ – это немагнитность. Это означает, что магнитная восприимчивость материала соединителя должна быть как можно меньше, а более привычный параметр – относительная магнитная проницаемость  $\mu = 1 + 4\pi\chi$  – как можно ближе к единице. Чем ближе к 1 относительная магнитная проницаемость материалов соединителя, тем он более прозрачен для магнитного поля и тем меньше влияет на него. Поэтому для изготовления соединителей для МР-томографов применяют материалы с исключительно низким уровнем магнитных свойств [14].

Корпуса и центральные проводники соединителей изготавливают из отобранных прутков латуни и бериллиевой бронзы с относительной магнитной проницаемостью менее 1,0001, прошедшие 100% контроль на магнитометре. Немагнитную аустенитную

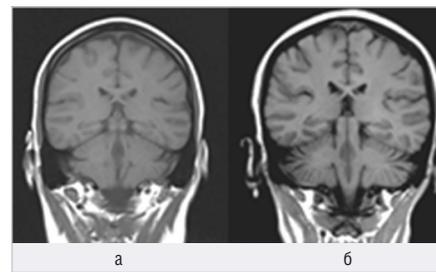


Рис. 5. Томограммы, полученные при магнитной индукции: а) 1,5 Тл, б) 3 Тл

нержавеющую сталь не рекомендуется применять для изготовления корпусов соединителей. При деформации эта сталь приобретает слабые ферромагнитные свойства в результате частичного распада аустенитного  $\gamma$ -раствора и выделения магнитной  $\alpha$ -фазы [15]. Цанговый проводник соединителей всегда изготавливают из термически упрочнённой бериллиевой бронзы. Материалом изолятора чаще всего является фторопласт.

Требование немагнитности предъявляется также и покрытиям поверхности деталей соединителей [15]. Основным покрытием корпусов соединителей является золото толщиной 0,5–1,5 мкм по подслою меди. Для этой цели применяют также сплав «белая бронза»: медь (55%), олово (25–30%), цинк (15–20%) толщиной до 4 мкм. В немагнитных соединителях недопустимо применение магнитного гальванического никеля в качестве основного покрытия и барьерного слоя под другие покрытия. Вместо гальванического никеля применяют химически осаждённый никель, являющийся сплавом никеля с 10–13,5% фосфора. Он имеет аморфную структуру и немагнитен. Так, например, компания Rosenberger применяет покрытие AuroDur: 0,15 мкм золота поверх химически осаждённого никеля толщиной 2–3 мкм. Компания Radiall использует аналогичное покрытие NPGP. Цанговые контакты соединителей всегда покрывают немагнитным износостойким сплавом золото-кобальт.

### 5.2. Низкий уровень потерь

В настоящее время созданы МР-томографы, в которых для улучшения разрешения и увеличения отношения сигнал/шум значительно увеличена индукция магнитного поля: с 1,5–3 Тл до 7 или даже до 10 Тл. Одним из важных последствий увеличения индукции магнитного поля является более высокая рабочая частота

Таблица 1. Типы радиочастотных соединителей для МРТ, выпускаемых зарубежными компаниями

Тип соединителя	Компании							
	Radiall	Rosenberger	Molex	Emerson/ Johnson	Phoenix	Samtec	Amphenol / SV Microwave	JC
SMA	+		+	+	+	+	+	+
QMA		+	+					
SMB	+		+	+	+	+	+	+
SMC			+	+	+			
MCX	+	+	+	+	+	+	+	+
MMCX	+		+	+	+	+	+	+
SMP	+	+	+	+				+
SMPM			+	+			+	
BNC	+		+		+			
N			+	+	+			
2/92 mm				+				

та (частота Лармора) радиочастотного воздействия. Широко распространённые системы МРТ с индукцией 1,5 Тл и 3 Тл работают на частоте 63,9 МГц и 127,7 МГц соответственно. Системы с индукцией 7 Тл работают на частоте 298 МГц. На первый взгляд, эти частоты могут показаться незначительными. Однако вносимые потери, ключевой параметр коаксиальных соединителей, являются функцией квадратного корня от частоты. Следовательно, потери при передаче на частоте 298 МГц при той же длине кабельной сборки приблизительно на 50% больше, чем на частоте 127,7 МГц. В дополнение к этому потери в соединении рассеиваются в виде тепла. Повышение температуры нарушает режим работы томографа и может привести к снижению надёжности его работы. Поэтому в МР-томографах необходимо применять радиочастотные соединители с низким уровнем потерь.

Наряду с исключительно низким уровнем магнитных свойств (магнитная проницаемость менее 1,0001) и низким уровнем потерь к соединителям предъявляются следующие требования [15]:

- низкий уровень пассивной интермодуляции – менее 160 дБс;
- уровень электрических и механических параметров должен быть не ниже, чем у стандартных аналогов;
- большой срок службы и высокая надёжность;
- соответствие требованиям директивы RoHS о запрете свинца и других вредных веществ.

Контроль качества соединителей осуществляют на каждой операции технологического процесса, начиная с материала и заканчивая готовыми соединителями.

Следует отметить, что герметичность соединителей для МРТ не регламентируется. Это значительно облегчает выполнение требования немагнитности соединителей, так как герметичность обеспечивается металлокерамическим спаем стекла с ферромагнитным железо-никель-кобальтовым сплавом «ковар».

### 5.3. Требования к радиочастотному кабелю

Радиочастотные кабели для МРТ, так же как и соединители, должны быть немагнитными. В стандартных кабелях (RG174, RG179, RG187, RG316, Sucoform\_86 и др.) внутренний проводник состоит из стальных провололок, покрытых медью или серебром. Внутренний проводник немагнитных кабелей (Multiflex\_86, Aircell-5, RG316 Habia и др.) выполнен из чистой меди. Немагнитные огнестойкие кабели выпускают Leoni (Германия), Radiall (Франция), Times Microwave Systems (США) и многие другие компании.

Для стандартного гибкого кабеля минимальный радиус изгиба в 6–10 раз превышает общий диаметр кабеля. Чтобы уменьшить радиус изгиба, в технике МРТ применяют кабели с многожильным центральным проводником, экраном из фольги и вспененным диэлектриком. Хотя кабели с многожильным центральным проводником с большим количеством жил имеют более высокие потери, увеличение срока службы и надёжности соединений перевешивает некоторое увеличение потерь.

Для соединения различных систем МР-томографа применяют кабельные сборки, которые приходится устанавливать в ограниченном пространстве. Более гибкий кабель с минимальным радиусом изгиба предотвращает

повреждение кабеля при необходимости его плотной укладки и сокращает время монтажа сборки [11].

## 6. Типы немагнитных радиочастотных соединителей, выпускаемых зарубежными компаниями

Совершенствование МР-томографов зависит от параметров соединителей, используемых для передачи радиочастотных импульсов, и требует всё большего количества миниатюрных соединений [10]. Необходимо учитывать, что с уменьшением размеров соединителей возрастает их предельная рабочая частота и уменьшается искажение основного магнитного поля, но одновременно снижается мощность передаваемого сигнала и возрастают потери в соединителе. Поэтому в томографах в зависимости от частоты, мощности сигнала, вносимых потерь и возможности установки используются большие (N, BNC), средние (SMA, QMA, 2,92 mm) и миниатюрные соединители (SMB, SMC, MCX, MMCX, SMP, SMPM) различных конструктивных модификаций. Однако следует учитывать, что применение резьбовых соединителей в ограниченном рабочем пространстве томографа может оказаться невозможным, так как резьбовые соединители требуют пространства при соединении вилки и розетки с помощью динамометрического ключа [12, 15].

Типы радиочастотных соединителей зарубежных компаний для МРТ представлены в табл. 1.

### Radiall

Французская компания Radiall ([www.radiall.ru](http://www.radiall.ru)) создала серию немагнитных радиочастотных соединителей, названных Coaxi-Core, для применения в магнитно-резонансных томографах. Соединители этой серии: вилки и розетки, прямые и угловые, для монтажа в отверстия печатных плат, а также кабельные соединители для заделки обжимом гибкого кабеля изготовлены из бериллиевой бронзы и покрыты золотом по подслою меди. Покрытие центральных проводников соединителей – золото по подслою меди. Корпуса соединителей покрыты диамагнитным медно-цинковым сплавом без золотого покрытия – BBR или с золотым покрытием – GBR. Магнитная восприимчивость соединителей Coaxi-Core в десятки раз меньше, чем у стандартных немагнитных соединителей (табл. 2 [14]).

**Таблица 2. Относительное возмущение магнитного поля с индукцией 1,5 Тл разными соединителями на расстоянии 10 мм от поверхности соединителя**

Вид соединителя	H1/H	Магнитная восприимчивость, $\chi$
Немагнитный соединитель компании Radiall	$\leq 5 \cdot 10^{-7}$	$\approx 10^{-5}$
Стандартный немагнитный соединитель других компаний	$\approx 10^{-5}$	$\approx 10^{-3}$
Латунный соединитель с никелевым покрытием	$\approx 10^{-4}$	$\approx 10^{-2}$

Отношение  $H_1/H$  для соединителей Coaxi-Core в 100 раз меньше, чем для стандартных немагнитных соединителей, и в 1000 раз меньше, чем для соединителей с никелевым покрытием. При этом намагниченность соединителей Coaxi-Core не зависит от температуры и их расположения в магнитном поле.

**Rosenberger**

Ассортимент продукции немецкой компании Rosenberger ([www.rosenberger.com](http://www.rosenberger.com)) включает немагнитные коаксиальные соединители SMP, MCX, QMA всех модификаций, а также Insert Coax 1.0-2.3 DIN, прямые подпружиненные контакты SLC вилка для установки кабеля обжимом, многоканальные угловые модули Insert Mini-Coax и кабельные сборки с перечисленными соединителями. По специальному заказу могут быть изготовлены немагнитные соединители и любых других типов. Внешний вид немагнитных соединителей компании Rosenberger показан на рис. 6.

**Molex**

Компания Molex ([www.molex.com](http://www.molex.com)), США, предлагает немагнитные версии практически всех типов радиочастотных соединителей, применяемых в MPT-технологии. Кроме указанных в табл. 1 соединителей эта компания выпускает немагнитные соединители 7/16 DIN, BMA, SSMCX, SMP-MAX/ 1.0/2.3 различных конструктивных исполнений. Магнитная проницаемость материалов соединителей компании Molex менее 1,0025.

**Emerson/Johnson**

Широкая линейка немагнитных радиочастотных соединителей с рабочей частотой от 0 до 65 ГГц американской компании Johnson изготовлена с



**Рис. 6. Немагнитные соединители компании Rosenberger:** 1 – угловая кабельная розетка SMP; 2 – прямая кабельная розетка SMP; 3 – вилка SMP для поверхностного монтажа; 4 – вилка SMP для монтажа в отверстия печатной платы; 5 – концевая вилка SMP; 6 – кабельный контакт SLC; 7 – прямая розетка QMA для поверхностного монтажа; 8 – прямая кабельная розетка QMA; 9 – угловая кабельная розетка QMA; 10 – 8-канальный модуль Insert Mini-Coax



**Рис. 7. Соединители MCX и MMCX**

использованием высокочистых медных сплавов. В качестве покрытия корпусов соединителей применено золото или сплав «белая бронза».

На рис. 7 показаны конструктивные исполнения соединителей MCX и MMCX компании Cinch Connectivity Solutions ([www.belfuse.com/cinch](http://www.belfuse.com/cinch)), входящей в состав компании Johnson.

**Phoenix Company of Chicago**

Phoenix Company of Chicago (далее Phoenix, [www.phoenixofchicago.com](http://www.phoenixofchicago.com)) является одним из ведущих производителей немагнитных соединителей для магнитно-резонансных томографов с индукцией магнитного поля 1,5–3 Тл. Phoenix выпускает немагнитные соединители типов MCX, MMCX, SMB, SMC, SMA, BNC, N, а также TNC и 7/16 и многовыводные низкочастотные соединители. В качестве покрытия эта компания применяет золото по подслою меди.

**Samtec**

Американская компания Samtec ([www.samtec.com](http://www.samtec.com)) выпускает немагнитные соединители 4 типов: MCX, MMCX, SMB, SMA и кабельные сборки на их основе. Общее число модификаций немагнитных соединителей этих типов 148.



**Рис. 8. Соединители SMA и SMPM компании SV Microwave**

**Amphenol / SV Microwave**

Компания Amphenol ([www.amphenol.com](http://www.amphenol.com)), США, выпускает следующие немагнитные соединители для MPT (в скобках количество модификаций соединителей): MCX (5), MMCX (12) и SMB (4). Компания SV Microwave ([www.svmicrowave.com](http://www.svmicrowave.com)), входящая в компанию Amphenol, предлагает по 5 модификаций соединителей каждого из двух типов SMA и SMPM (рис. 8).

Соединители изготовлены из материалов с магнитной восприимчивостью менее  $10^{-5}$ . Предельная частота соединителей SMA 18 ГГц, соединителей SMPM – 65 ГГц.

**JC Electronics Corporation**

Японская компания JC Electronics ([www.jcel.com](http://www.jcel.com)) для применения в MPT предлагает соединители SMA, SMB, MCX, MMCX, SMP и 2.92 mm по 1–2 модификации каждого типа.

Кроме того, немагнитные соединители выпускают ещё ряд зарубежных компаний: Isotec Corporation, республика Корея, [www.isoconnector.com](http://www.isoconnector.com); Chin Nan, Тайвань, [www.chinnan.com](http://www.chinnan.com).

tw; Coaxicom, США, [www.coaxicom.com](http://www.coaxicom.com); Dongjin Ti, Китай, [www.dongjinti.co.kr](http://www.dongjinti.co.kr); Huber+Suhner, Швейцария, [www.hubersuhner.com](http://www.hubersuhner.com) и ряд других компаний.

## Заключение

В данной статье показаны основные типы радиочастотных соединителей, применяемых в томографах. Каждый радиочастотный соединитель имеет свой ресурс надёжной работы. В случае необходимости зарубежные соединители могут быть заменены отечественными аналогами. Они уже появились, но необходимо создать их немагнитные варианты. К тому же медицинская диагностическая аппаратура – это не единственная область применения немагнитных соединителей. Они, например, нашли применение в спутниковой аппаратуре для физических исследований. Поэтому создание класса немагнитных радиочастотных соединителей, несомненно, окажется полезной инициативой.

## Литература

1. Блинк Э. Основы магнитно-резонансной томографии: Физика / пер. Е. Макаровой. 2000. 79 с. // URL: <https://www.studmed.ru>.
2. Хорнак Дж.П. Основы МРТ / пер. с англ. 2005.
3. Алешкевич А.И., Рожковская В.В., Сергеева И.И. и др. Основы и принципы лучевой диагностики. Минск: БГМУ, 2015. 60 с.
4. Аганов А.В. Введение в магнитно-резонансную томографию. Казань, 2014. 64 с.
5. Кэбин Э.И. Ядерная медицина. 2015. 25 с. // URL: [http://nuclphys.sinp.msu.ru/nuc\\_tech/med](http://nuclphys.sinp.msu.ru/nuc_tech/med).
6. Черняев А.П., Волков Д.В., Лыкова Е.Н. Физические методы визуализации в медицинской диагностике. Библиотека медицинского физика. М.: МГУ, 2019 // URL: <http://nuclphys.sinp.msu.ru/mpf>.
7. Марусина М.Я., Казначеева А.О. Современные виды томографии: учебное пособие. СПб.: СПбГУ ИТМО, 2006. 132 с.
8. Разбираем магнитно-резонансный томограф. DIY, или Сделай сам. Электроника для начинающих // URL: <https://habr.com>.
9. Магниторезонансная томография // URL: <https://www.bibliofond.ru>.
10. What are Non-Magnetic RF Connectors? // Everything RF // URL: <https://www.everythingrf.com>.
11. Why MRI Machines and MRI-Compatible Medical Devices are Dependent on Non-Magnetic RF Connectors June 2019 // URL: [www.belfuse.com/cinch](http://www.belfuse.com/cinch).
12. Kai Loh, Powering MRIs: 3 RF interconnect considerations to save time and money // Times Microwave Systems. URL: <https://www.medicaldesignandoutsourcing.com>.
13. Non-Magnetic RF Connectors are Critical Enablers for Advanced MRI Technologies. March 2020 // URL: <https://connectorsupplier.com>.
14. Non-magnetic RF Connectors for MRI Applications – Radiall. 23 February 2022 // URL: <https://www.radiall.com>.
15. Джурицкий К.Б. Современные радиочастотные соединители и помехоподавляющие фильтры / под ред. д.т.н. А.А. Борисова, СПб.: Изд-во ЗАО «Медиа Группа Файнстрит», 2014. 

## НОВОСТИ МИРА

### Алюминиевые батареи могут стать идеальным накопителем энергии для человечества

Исследователи из швейцарского Института солнечных технологий собрали команду ученых из семи европейских стран и получили финансирование от фонда «Horizon Europe» для разработки перспективного проекта алюминиевых накопителей энергии. Проект получили название «Reveal», он направлен на решение ключевой проблемы зелёной энергетики – как и где запастись на зиму всю ту энергию, которую выработают ветряки и солнечные панели летом? Внимание учёных сегодня устремлено на окислительно-восстановительные процессы в металлах.

Согласно расчётам, чистый алюминий имеет удельную энергоёмкость 8,7 кВт·ч на 1 кг, а 1 куб. м алюминия может накопить 23,5 МВ·ч. Это в 33 раза больше, чем в лучших аккумуляторах электромобилей Tesla, и в 50 раз больше, чем в коммерческих литий-ионных батареях. Если раздробить алюминий на шарики диаметром 1 мм для удобства использования, то всего десять вёдер такого материала в подвале типового домохозяйства смогут обеспечить его энергией на 1–1,5 года.

Изначально алюминий нужно зарядить, для чего гидроксид алюминия путём электролиза превращают в чистый алюминий. КПД процес-

са 65%, для него требуется температура 800 °С, специальные инертные электроды и промышленное оборудование, поэтому процедуру будут проводить на специальных станциях. Зато обратный процесс высвобождения энергии можно организовать в том же подвале дома, необходимая для этого реакция алюминия с водой происходит при температуре не более 100 °С. На выходе получается гидроксид алюминия, водород для топливных элементов и некоторое количество тепла для обогрева помещения.

Есть также технологии работы с оксидом алюминия, которые требуют более высоких температур, плюс ученым поручено изучить другие методы окисления и восстановления алюминия. Главное в том, что после разрядки алюминиевая батарея вновь готова к работе, поэтому один и тот же металлический шарик можно использовать едва ли не бесконечно. Чистый алюминий можно хранить даже под открытым небом, он безопасен, а слой оксидной пленки на поверхности составляет менее 1 нанометра, поэтому потери энергии будут менее 1%.

Проект «Reveal» относится к технически сложным, и до 2026 года результатов от него ждать не стоит. Но если он увенчается успехом, то с учётом огромных запасов алюминия на Земле человечество может получить идеальные накопители энергии.

[www.techcult.ru](http://www.techcult.ru)

### Врачи скорой помощи в Японии начинают использовать AR-очки при транспортировке пациентов

Благодаря развитию технологий возможности очков дополненной реальности постоянно расширяются. В настоящее время в Японии изучают возможность их использования для контроля состояния пациентов во время транспортировки на каретах скорой помощи.

Данный пилотный проект проходит тестирование несколькими бригадами скорой помощи пожарной службы Шунто Идзу при доставке тяжёлых больных в медучреждения. В случае успеха эксперимента полученным опытом смогут воспользоваться и другие японские регионы.

Как это работает. Пока карета с пострадавшим едет в госпиталь, медики в принимающей больнице с помощью AR-очков, подключённых к системам дистанционного мониторинга, начинают контролировать важнейшие показатели состояния пациента и даже следить за его мимикой.

Благодаря очкам врачи больницы также смогут находиться в постоянном контакте с сопровождающими пациента коллегами, консультировать их, а также смогут подготовить всё необходимое к встрече больного, что значительно улучшит эффективность дальнейших действий по прибытию.

[www.techcult.ru](http://www.techcult.ru)



# ЧИТАЙТЕ В КОМФОРТЕ



**ПЕЧАТНАЯ ВЕРСИЯ ЖУРНАЛА «СТА»**

**подписка с гарантированной доставкой**



онлайн: [www.cta.ru](http://www.cta.ru) • +7 495 234-0635 • [info@cta.ru](mailto:info@cta.ru)

на почте: по каталогу «Урал-Пресс» (на год – 81872, на полугодие – 72419)