

ТЕХНОЛОГИЧЕСКИЙ ПРОГРЕСС В МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОЙ ТОМОГРАФИИ

А.С. Лагутин, Г.Ю. Григорьев

Национальный исследовательский центр “Курчатовский институт”, Москва

TECHNOLOGICAL PROGRESS IN MAGNETIC RESONANCE IMAGING

A.S. Lagutin, G.Y. Grigoriev

National Research Center “Kurchatov Institute”, Moscow, Russia

Содержание

Введение

Принципы МРТ и основные приложения

Классификация томографов

Клинические применения сверхвысокопольных МРТ сканеров

Томографы с гиперсильными магнитными полями

Альтернатива: МРТ с гиперполяризованными газами

Заключение

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, магнитное поле, импульсные последовательности, сверхвысокопольные сканеры

Contents

Introduction

The principle of MRI and the main applications

Classification of tomographs

Clinical applications of ultra-high-field MRI scanners

Tomographs with hyper-strong magnetic fields

The alternative: MRI with hyperpolarized gases

Conclusion

Key words: magnetic resonance imaging, magnetic field, pulse sequences

E-mail: Lagutin_AS@nrcki.ru

<https://doi.org/10.52775/1810-200X-2025-106-2-102-127>

Введение

Одним из наиболее информативных методов визуализации структурных и функциональных изменений в теле человека является томография – это послойное исследование структуры различных объектов. Существует несколько видов томографии: компьютерная рентгеновская (КТ), магнитно-резонансная (МРТ), позитронно-эмиссионная (ПЭТ), однофотонная эмиссионная компьютерная томография (ОФЭКТ), ультразвуковая и оптическая когерентная томография. При этом качество томографической визуализации, полученной после математической обработки такой информации, зависит как от физических процессов, лежащих в основе работы томографа, так и от его программного обеспечения, а также от свойств исследуемой среды.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) в настоящее время является мощным методом медицинской диагностики благодаря высокой информативности и безопасности исследования. Для повышения информативности исследования постоянно вводятся технические усовершенствования, разрабатываются импульсные программы и методы обработки данных, позволяющие обеспечить наилучшую визуализацию изучаемых структур с учетом диагностических задач [1].

Магнитно-резонансная томография – это способ получения томографических медицинских изображений для исследования внутренних органов и тканей с использованием явления ядерного магнитного резонанса. В 1946 г. ученые из США Феликс Блох и Эдвард Парселл совместно с Р. Паундом открыли ядерный магнитный резонанс. Блоху и Парселлу в 1952 г., за это открытие присуждена Нобелевская премия по физике.

За изобретение метода МРТ Питер Мэнсфилд и Пол Лотербур получили в 2003 г. Нобелевскую премию в области медицины [2, 3]. В создание метода большой вклад внес также Реймонд Дамадьян, который является одним из первых исследователей принципа томографии, создателем первого коммерческого сканера и держателем патента на метод магнитно-резонансной томографии. Первый МРТ-аппарат был создан и испытан Дамадьяном в 1977 г. В 1988 г. президент США Р. Рейган вручил Р. Дамадьяну Национальную медаль США в области технологий [4].

Однако в действительности метод магнитно-резонансной томографии предложил наш соотечественник, выпускник военной инженерной академии им. А.Ф. Можайского – В.А. Иванов за 13 лет до американцев. В 1960 г. лейтенант Советской Армии Владислав Иванов обратился в Госкомитет СССР по изобретениям и открытиям с заявкой на изобретение, в которой были сформулированы принципы метода ядерно-магнитной томографии, а также приведена схема томографа [5]. Главным достижением В.А. Иванова стала идея использования градиента магнитного поля в сочетании с селективным частотным возбуждением/считыванием для кодирования пространственных координат. Это была взвешенная по протонной плотности визуализация, которая к тому же была медленной, поскольку одновременно использовалось только одно направление градиента, а визуализация проводилась срез за срезом. Тем не менее, это была настоящая процедура магнитно-резонансной визуализации. Однако из-за своей новизны и отсутствия прототипов в отечественной практике, предложенный в заявке метод не нашел своевременной поддержки в научной среде, и лишь спустя двадцать лет стало ясно, что изобретение, на которое В.А. Иванов подал заявку в 1960 г., могло стать первым шагом в создании магнитно-резонансных томографов в России.

В 1975 г. Ричард Эрнст предложил проведение МРТ с применением частотного и фазового кодирования – именно тот метод, который существует и в настоящее время. В 1991 г. Р. Эрнст был удостоен Нобелевской премии в области химии за достижения в изучении импульсных МРТ и ЯМР и работы в области импульсных ЯМР-спектрометров с Фурье-преобразованием [6].

Принципы МРТ и основные приложения

МРТ основана на регистрации сигналов ядерного магнитного резонанса (ЯМР) с использованием наряду с сильным однородным магнитным полем B_0 трех неоднородных магнитных полей (градиентных полей – G_z , G_y и G_x), обеспечивающих пространственное кодирование частот прецессии ядерных магнитных моментов в присутствии магнитного поля B_0 . При этом градиент G_z используется для выбора ак-

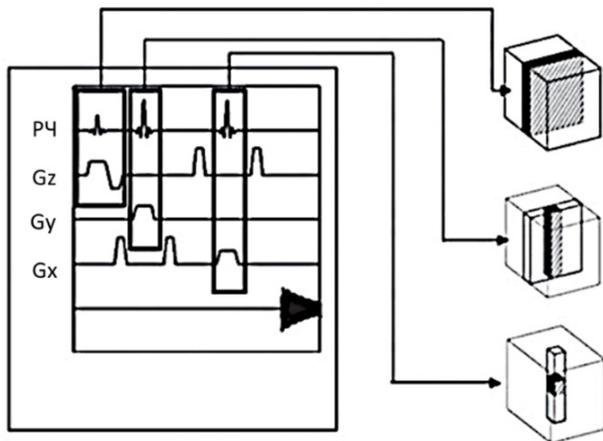


Рис. 1. Выделение чувствительного объема на пересечении ортогональных плоскостей, выбранных градиентами магнитного поля G_z , G_y , G_x (адаптировано из работы [8])

сиального среза, за счет градиента G_y создаются строки с разными фазами, а градиент G_x формирует столбцы с разными частотами (см. рис. 1). За один шаг кодирование фазы выполняется только для одной строки. Для сканирования целого среза полный процесс кодирования среза, фазы и частоты должен быть повторен несколько раз. Таким образом создаются и кодируются элементарные объемы (воксели, см. рис. 1).

От способа такого кодирования и параметров импульсов радиочастотного (РЧ) возбуждения, называемых импульсной последовательностью (ИП), зависит способ обработки сигналов ЯМР (визуализация).

Метод магнитно-резонансной томографии имеет принципиальное отличие от прочих методов томографии (компьютерная рентгеновская, позитронно-эмиссионная, ультразвуковая и оптическая когерентная томография), поскольку имеет дело с решением прямой задачи, при которой в результате измерения радиочастотных откликов, локализованных градиентными полями вокселей, сразу же формируется дифференциальная картина характеристик объекта. Более того, только в МРТ при комбинации геометрического сканирования по объему с частотным сканированием сигнала в режиме ЯМР-спектрометрии можно получить трехмерное распределение молекулярной структуры тканей живого организма, отличая, например, доброкачественные образования от раковых.

Высокая информативность методов МРТ в немалой степени обусловлена тем, что величина регистрируемого сигнала магнитного резонанса определяется не только протонной плотностью и релаксационными параметрами среды (временем продольной релаксации – T_1 и временем поперечной релаксации – T_2), но и параметрами ИП. Это обуславливает широкие возможности управления тканевым контрастом, что способствует дифференциации тканей с различными релаксационными параметрами [7], что необходимо для определения точной пространственной локализации тканей и их возможных патологических изменений. Основные параметры, характеризующие ИП, приведены в табл. 1.

Посредством управления полями градиентов и применяемой ИП можно изменять ширину среза, ориентацию и область сканирования изображения (FOV). За счёт изменения таких параметров, как время повторения импульса TR и время появления эхо-сигнала TE , изменяются интенсивность изображения и его контрастность за счет “взвешивания” по протонной плотности, T_1 или T_2 . Регулируя мощность входного РЧ импульса, можно контролировать угол наклона ядерных спинов и создавать оптимальную контрастность или интенсивность сигнала в определённой зоне в пределах интересующего участка [9]. Наиболее популярные импульсные последовательности, используемые в МРТ-сканерах, представлены в табл. 2.

В настоящее время известны более пяти-сот различных ИП, большинство из которых представлены в работах [10, 11]. Стимулами для их разработки являются сокращение времени сканирования и повышения контрастности, а также возможность применения в томографии с параллельным сбором информации. Именно эти направления в настоящее время активно развиваются [12–14].

Магнитно-резонансная томография, прочно вошедшая в клиническую практику с конца прошлого века, продолжает развиваться и активно использоваться в медицине и смежных областях [15–21]. Основные направления использования МРТ в медицине и современные методы магнитно-резонансной томографии представлены в табл. 3.

В этой таблице и содержании последующих разделов обзора представлены результаты исследований, полученных в клинических условиях и, как правило, с помощью сканеров

Таблица 1

**Основные параметры импульсных последовательностей МРТ сканера
(адаптировано из работы [9])**

Название параметра	Описание
TR – период повторения последовательности. Определяет степень продольной релаксации (время T_1) перед последующим РЧ импульсом.	Время между двумя импульсами возбуждения. В режиме спинного эха (SE) – между двумя 90° импульсами, в режиме восстановления с инверсией (IR) – между двумя 180° импульсами.
TE – время появления эхо-сигнала. Влияет на величину поперечной релаксации (время T_2), которая произошла к моменту измерения эхо-сигнала.	Время между импульсом возбуждения и спиновым эхом.
TI – время инверсии, это интервал между инвертирующим и 90° импульсами.	Время между 180° и 90° импульсами возбуждения TI используется только в IR последовательностях.
ETL – длина эхо-сигнала. Это число 180° перефазировующих импульсов, выполняемых в течение одного периода времени повторения (TR).	Большое значение ETL может улучшить соотношение сигнал/шум и улучшить разрешение изображения, однако это увеличивает время сканирования. И наоборот, малое значение ETL сократит время исследования, но ухудшит качество изображения.
FA – угол отклонения, используется для изменения удельных весов времен продольной и поперечной релаксации.	Определяет, насколько повернут вектор суммарной намагниченности по направлению к плоскости X-Y. В SE и IR последовательностях FA в большинстве случаев равен 90° .
FOV – этот параметр определяет размер исследуемой области пациента, охваченной при сканировании.	Напрямую влияет на качество изображения. Большая величина FOV соответствует увеличенному охвату ткани в области сканирования, тогда как меньшая величина FOV обеспечивает более высокое разрешение изображений.

Таблица 2

Наиболее известные импульсные последовательности (адаптировано из работы [9])

Название параметра	Описание
Спин-эхо (Spin-Echo – SE).	После 90° РЧ импульса применяется второй РЧ импульс, на этот раз 180° импульс, который вызывает перефазирование спинов. Когда все спины восстановлены по фазе, сигнал магнитного резонанса снова становится большим и качество изображения значительно улучшается. Полученный сигнал называется эхо, потому что он “восстановлен” из сигнала спада свободной индукции (FID). Перефазировующий импульс следует точно в середине между 90° импульсом и эхом.
Восстановление с инверсией (Inversion Recovery – IR).	Это SE последовательность, упрежденная другим 180° импульсом возбуждения. Динамика последовательности отличается от SE тем, что первый 180° импульс возбуждения переворачивает суммарную намагниченность к -Z оси. После 180° импульса происходит только T_1 восстановление, потому что в плоскости X-Y отсутствует компонент и, поэтому, нет T_2 релаксации. В этом случае процесс релаксации T_1 длится вдвое дольше, чем при применении 90° импульса возбуждения. T_1 релаксация длится заданное время, известное как время инверсии (Inversion Time – IT).
Восстановление с инверсией и ослаблением сигнала жидкости (Fluid Attenuated Inversion Recovery – FLAIR).	Такая импульсная последовательность устраняет сигнал от воды и спинномозговой жидкости за счёт очень больших времён инверсии (2000–2500 мс). Применяется, в основном, при сканировании головного мозга. На таких изображениях многие патологические очаги видны лучше, чем на взвешенных по T_2 изображениях.
Градиентное эхо (Gradient echo – GRE). Для генерации сигнала резонанса применяются градиенты магнитного поля, а не радиочастотный 180° импульс как в SE.	Изменение полярности градиента поля имеет тот же самый эффект, что перефазировующий 180° РЧ импульс. При GRE не нужно ждать полного затухания поперечной намагниченности перед началом следующей последовательности, поэтому требуется очень короткая продолжительность повторения (TR) и, следовательно, возможно получение изображений за короткое время.

Таблица 3

Основные направления применения МРТ в медицине

Направления	Цели исследований	Ссылки	Метод
Нейровизуализация	Визуализация структуры мозга и обнаружение аневризм, инсультов, опухолей и других повреждений головного мозга. Изучение мозговой активности путем отслеживания изменений в кровотоке для составления карт функций мозга.	[22–26]	Функциональная МРТ (fMRI) – зависимость от уровня оксигенации крови фМРТ (BOLD fMRI)
	Исследования метаболизма в мозге человека Диффузионно-тензорная томография используется для неинвазивного картирования функциональных областей мозга (например, языковых участков коры, сенсомоторной коры) и участков белого вещества (например, кортикоспинального тракта, дугообразного пучка).	[8, 22] [27–29]	Магнитно-резонансная спектроскопия (MRS) Диффузионно-тензорная томография (diffusion tensor imaging - DTI)
Визуализация опорно-двигательного аппарата	Оценка состояния суставов, диагностика повреждений связок, сухожилий и хрящей, а также диагностика артрита. МРТ позволяет обнаружить сопутствующие переломам костей повреждения мягких тканей, оценить степень смещения кости и оценить окружающие структуры на наличие признаков повреждения.	[30]	Взвешенная по T_1 , T_2 и протонной плотности визуализация
	Визуализация спинного мозга, межпозвоночных дисков и нервных корешков	[31, 32]	Диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография (DW-MRI)
	Диагностика мышечных нарушений и повреждений мягких тканей.	[33]	Динамическая перфузия со взвешенным по T_1 и T_2 контрастированием
	Магнитно-резонансную спектроскопию используют для определения внутримышечных и немускульных пиков липидов в мышцах, что позволяет неинвазивно измерить жировую инфильтрацию	[34]	Магнитно-резонансная спектроскопия (MRS)
Визуализация сердечно-сосудистой системы	Исследование структуры и функции сердца для выявления инфаркта миокарда, кардиомиопатии, врожденных пороков сердца, ишемической болезни сердца, тромбов. Достоверная оценка жизнеспособности и перфузии миокарда, применяя динамическое контрастное усиление при МРТ.	[35–37]	Получение изображения сердца в режиме CINE (кинорежим, позволяющий оценить движение миокарда в ходе сердечного цикла). Взвешенное по T_1 и T_2 картирование сердца. Диффузионно-тензорная томография сердца (сDTI) для оценки микроструктуры миокарда <i>in vivo</i> .
	Оценка состояний кровеносных сосудов, включая аорту, сонные артерии и периферические артерии, для диагностики сосудистых заболеваний без использования ионизирующего излучения или нефротоксичных контрастных веществ.	[38, 39]	Магнитно-резонансная контрастная ангиография (CE-MRA) используется чаще, чем неконтрастная (NCE-MRA).
Визуализация органов брюшной полости и малого таза	Диагностика заболеваний печени, оценка состояния желчных протоков и выявление опухолей печени.	[40–42]	T_2 -взвешенная визуализация с подавлением жира и T_1 -взвешенная визуализация. Диффузионно-взвешенные изображения (DWI).
	Диагностика заболевания почек и мочевыводящих путей.	[43, 44]	Магнитно-резонансная урография - визуализации статической жидкости с использованием T_2 -взвешенных последовательностей, а также визуализации выделительной системы с использованием усиленных гадолинием T_1 -взвешенных последовательностей.
Онкология	Предоставление подробной анатомической информации о размере опухоли, ее расположении и взаимосвязи с окружающими структурами.	[45, 46]	Взвешенная по T_1 , T_2 визуализация.
	Такие методы МРТ, такие как диффузионно-взвешенная визуализация и контрастно-усиленные МРТ, позволяют лучше выявлять и характеризовать опухоли брюшной полости. Эта информация имеет решающее значение для определения стадии заболевания, выбора вариантов лечения и мониторинга результатов лечения.	[47–49]	Контрастные вещества вызывают искажения статического поля, влияющие на время релаксации ядерных спинов. Локальное снижение релаксации T_1 (положительный контраст) или релаксации T_2 (отрицательный контраст) приводят к повышению контрастности изображения.
Предоперационное планирование	Использование МРТ визуализации в хирургии для планирования операций, обеспечивая точность таких процедур, как удаление опухоли или замена суставов.	[50], [51]	Функциональная МРТ. T_1 взвешенные изображения до и после контрастирования, T_2 взвешенные изображения.
Научные исследования и разработки	Ценный исследовательский инструмент для изучения анатомии, физиологии и патологических процессов в теле человека, что ведет к прогрессу в медицинских знаниях и методах лечения.	[12, 52, 53]	Магнитно-резонансная томография и спектроскопия в сверхвысоком поле: новые задачи и новые возможности



Рис. 2. а – МРТ-сканер открытого типа (OPENMARK 4000), б – МРТ-сканер закрытого типа (Siemens MAGNETOM Verio)

закрытого типа, предназначенных для изучения всего тела пациента. За пределами обсуждения осталось достаточно много направлений использования сверхвысокопольных томографов, таких как исследования малых животных с магнитной индукцией от 4 до 12 Тл, мультиядерные варианты МРТ, прогресс в области конструирования приемно-передающих устройств и разработки методов математической обработки МРТ изображений. Это сделано с целью дальнейшего максимально подробного описания тенденции повышения замагничивающих полей в МРТ-сканерах, в результате чего повышается отношение сигнал/шум, чувствительность измерений, пространственное разрешение и качество получаемых данных о функциональной деятельности организма.

Классификация магнитно-резонансных томографов

Томографы состоят из следующих основных частей: магнита, градиентных, шиммирующих и радиочастотных катушек, охлаждающей системы, систем приема, передачи и обработки данных и системы экранирования [15]. Магнит является основной частью томографа, создающей сильное однородное магнитное поле с магнитной индукцией B_0 , необходимое для наблюдения ЯМР в объекте. По виду конструкции магнитно-резонансные (МР) томографы бывают открытого и закрытого типа (см. рис. 2).

Внутри магнита расположены градиентные катушки, предназначенные для создания

контролируемых изменений основного однородного магнитного поля B_0 по осям X, Y и Z и обеспечивающих пространственное кодирование частот прецессии ядерных магнитных моментов (см. рис. 3).

Радиочастотная катушка представляет собой одну или несколько петель проводника, создающих магнитное поле B_1 , которое направлено перпендикулярно к полю B_0 . Оно необходимо для поворота магнитных моментов ядер в объекте на 90° или 180° . Приемно-передающие РЧ катушки служат излучателями поля B_1 и приемниками РЧ энергии от отображаемого объекта.

Компьютер, управляющий работой томографа, включает в себя блок обработки данных, состоящий из субблока приема и передачи дан-

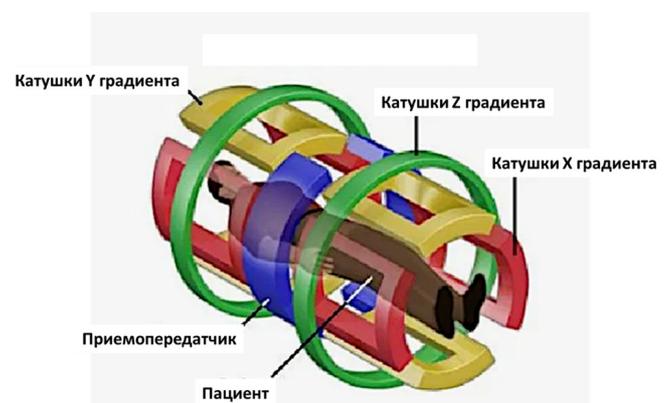


Рис. 3. Схематическое представление расположения градиентных катушек внутри основного магнита (адаптировано из работы [54])

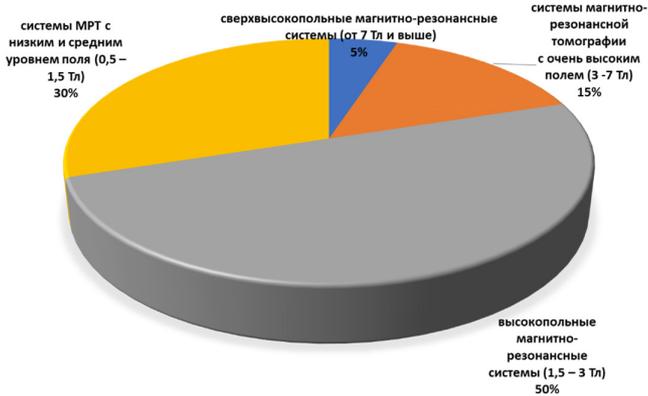


Рис. 4. Рынок сканеров магнитно-резонансной томографии на 2022 г. (адаптировано из работы [59])

ных, субблока реконструкции изображений, субблока хранения данных и оперативной памяти и периферийных устройств ввода/вывода. Он также управляет программатором градиентов, определяющим вид и амплитуду каждого из трех градиентных полей, необходимых для пространственного кодирования сигналов ЯМР [55].

В зависимости от напряженности основного магнитного поля томографы до начала XXI века разделились на следующие группы [56, 57]:

- ✓ сверхнизкопольные (менее 0,1 Тл);
- ✓ низкопольные (0,1–0,4 Тл);
- ✓ среднепольные (0,5 Тл);
- ✓ высокопольные (1–2 Тл);
- ✓ сверхвысокопольные (свыше 2 Тл).

В силу внедрения в клиническую практику МРТ-сканеров на 3 Тл (2003 г.), а позднее – и с полем 7 Тл (2017 г. [58]), такая классификация уже устарела. Весьма вероятно, что сложившаяся к началу третьего десятилетия XXI века ситуация на рынке МР-сканеров может подсказать новый вариант классификации (см. рис. 4). Согласно маркетинговому исследованию компании Exactitude Consultancy [59], по уровню индукции магнитного поля доминируют МРТ-системы с высоким полем (от 1,5 до 3 Тл). Диапазон от 1,5 до 3 Тл обеспечивает баланс между качеством изображения и практическими соображениями, такими как стоимость проведения МРТ-исследования и снижение уровня шума систем МРТ-сканеров, что делает их широко применяемыми в клинических условиях. Прогресс в развитии МРТ-сканеров закрытого типа за последние полвека иллюстрирует рис. 5, где приведены сводные дан-

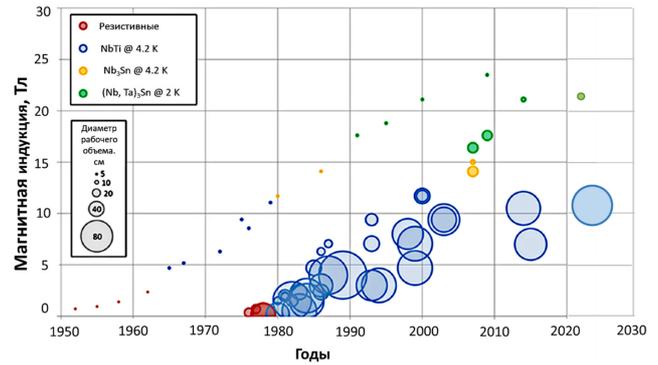


Рис. 5. Прогресс в увеличении индукции магнитного поля и диаметра теплового объема МРТ-сканеров для аналитических (точки слева), биомедицинских и доклинических исследований (маленькие кружки посередине), а также магнитно-резонансной томографии человека (большие кружки справа) (адаптировано из работы [60])

ные как по исследовательским, так и по клиническим МРТ-сканерам.

Более высокая индукция магнитного поля улучшает соотношение сигнал/шум, что имеет решающее значение для улучшения четкости изображения и снижения потребности в использовании контрастных веществ. Это особенно полезно при визуализации мягких тканей, неврологических структур и компонентов скелетно-мышечной системы, где точная визуализация имеет решающее значение для планирования лечения. Более того, большая величина поля B_0 также дает возможность для применения таких методов исследования как функциональная МРТ и магнитно-резонансная ангиография.

В областях применения МРТ-сканеров доминируют, согласно [59], неврологические исследования (см. рис. 6). Неврологические расстройства, включая заболевания головного и спинного мозга, требуют детальной визуализации для постановки правильного диагноза. Возможности МРТ-сканеров с высоким разрешением позволяют визуализировать сложные структуры головного мозга, что позволяет выявлять такие аномалии, как опухоли, сосудистые нарушения и дегенеративные заболевания.

Главные достижения в области МРТ за последние годы связаны с существенным увеличением скорости получения изображений и повышением пространственного разрешения.

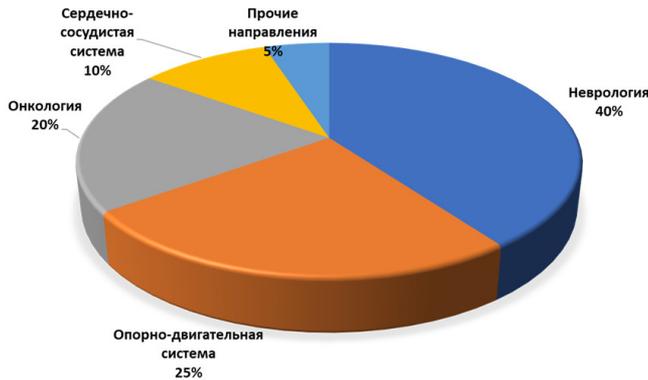


Рис. 6. Основные направления применения сканеров магнитно-резонансной томографии по данным на 2022 г. (адаптировано из работы [59])

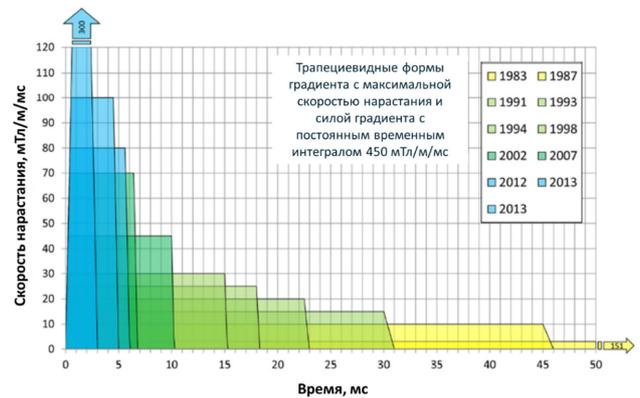


Рис. 7. Эволюция в создании трапецевидных форм градиента магнитного поля МРТ-сканеров (адаптировано из работы [60])

Прежде всего, это связано со значительным ростом амплитуды и скорости нарастания градиентных полей в 5–10 раз (см. рис. 7). Сокращение времени повторения последовательности (TR) и времени появления эхо-сигнала (TE) до нескольких миллисекунд позволило реализовать новые импульсные последовательности для магнитно-резонансной ангиографии, магнитно-резонансных исследований сердца, трехмерного сбора данных, функциональной МРТ, изучения перфузии. Новые конструкции матричных радиочастотных катушек дали возможность реализовать параллельный (одновременный) сбор данных от 2–4 областей исследуемого органа, в результате чего во столько же раз сокращается время исследования [12].

Ведущей тенденцией развития МРТ практически с момента возникновения этой технологии являлось стремление перенести клинические исследования из слабого магнитного поля (до 1 Тл) в высокое поле (от 1 до 3 Тл), а в последнее время – в ультравысокое магнитное поле (до 7 Тл). Использование магнитного поля с большой индукцией позволило улучшить временное разрешение и уменьшить длительность исследования, что особо важно для визуализации движущихся органов, таких как сердце, органы брюшной полости (печень, кишечник) [12]. Уже в полях 3 Тл стало возможным выполнять исследования печени и других паренхиматозных органов на одной задержке дыхания с высоким пространственным разрешением и контрастом мягких тканей, что особенно важно в диагностике онкологических заболеваний [61]. Благодаря улучшению временного разре-

шения появилась возможность выполнять такие требовательные к скорости получения изображений исследования, как морфологическую и функциональную диагностику в различных фазах сердечного цикла [62]. В сверхвысокопольной МРТ также появилась уникальная возможность использовать парамагнитные контрастные вещества для перфузионно-взвешенной визуализации, которая активно применяется при оценке кровоснабжения не только сердца, но и головного мозга [63]. Современные магнитно-резонансные томографы с очень высокими полями позволяют не только исследовать структурные изменения центральной нервной системы (ЦНС), но и оценивать церебральный метаболизм, кровоток и функциональное состояние разных отделов головного мозга. В работах [18, 64] приведены обзоры передовых технологий нейровизуализации: диффузионно-тензорной МРТ, взвешенных по магнитной восприимчивости изображений, функциональной МРТ, МРТ-морфометрии. В работе [16] обсуждены и многоядерные исследования, направленные на изучение контрастности изображений магнитного резонанса, вызванной экзогенными (фтор-19, гиперполяризованные инертные газы) и “встроенными” (фосфор-31, натрий-23) контрастными веществами, с целью получения потенциальной клинической пользы. Особое внимание уделено методам МРТ, основанным на переносе намагниченности, которые направлены на выявление дефектов миелинизации аксонов в мозге, а также функциональной МРТ, которая характеризует динамическую реакцию мозга на внешние раздражители.

Клинические применения сверхвысокопольных МРТ сканеров

Магнитно-резонансные томографы с полями, превышающими 3 Тл, используются преимущественно в научно-исследовательских центрах, и на начало 2021 г. в мире работало чуть более ста аппаратов МРТ с полем 7 Тл [53, 65].

На рубеже XXI века были разработаны, изготовлены и использованы *in vivo* первые системы сверхвысокопольной магнитно-резонансной томографии с индукцией магнитного поля $B_0 \geq 7$ Тл [66, 67]. Основываясь на данных работах и последующих разработках, в 2017 г. было получено первое одобрение регулирующих органов для использования МРТ-сканера полного тела в клинических исследованиях [58]. С этого момента появилось несколько МРТ-сканеров с магнитным полем 9,4 Тл, использовавшихся только для проведения научно-исследовательских работ [68, 69].

Несмотря на то, что МРТ с магнитной индукцией 7 Тл уже получила одобрение для использования в клинической практике, существуют определённые проблемы с безопасностью, связанные с высокой величиной магнитного поля. Воздействие магнитного поля на металлические имплантаты, рассеивание радиочастотной энергии и нагрев являются факторами, влияющими на безопасность при 7 Тл. Такие биоэффекты у пациентов как головокружение, вертиго, ложное ощущение движения, тошнота, нистагм, магнитофосфены (вспышки света, которые видны, когда человек подвергается воздействию изменяющегося магнитного поля) более распространены и выражены при 7 Тл, чем при более низких значениях магнитного поля. В статьях [70, 71] рассмотрены вопросы безопасности, связанные с МРТ при индукции магнитного поля 7 Тл (см. рис. 8).

Обсуждаются причины, вызывающие опасения по поводу безопасности при такой напряжённости магнитного поля, а также потенциальные подходы к снижению рисков для пациентов и медицинских работников. Рекомендации по безопасному проведению магнитно-резонансных исследований, а также контролю состояния пациента до и во время исследования, изложены в работе [72].

Магнитно-резонансная томография опорно-двигательного аппарата человека в полях до 7 Тл привлекла к себе повышенное внимание с появлением томографов нового по-

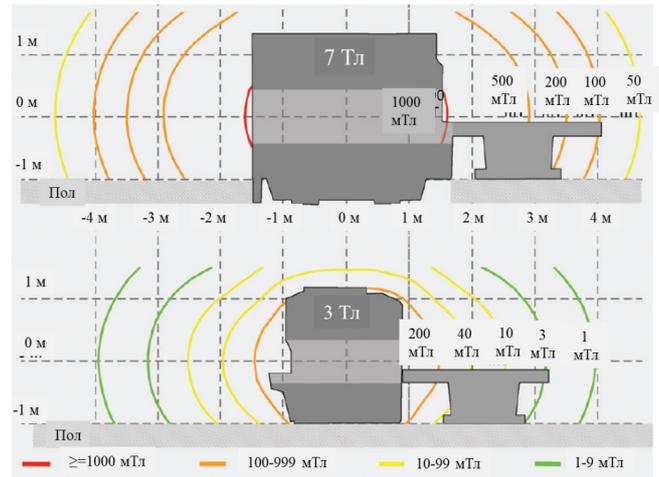


Рис. 8. Сравнение краевых магнитных полей двух клинических МРТ-систем; сверху – краевые поля для 7-Тл МРТ-системы (Magnetom Terra, Siemens Healthineers); снизу – краевые поля для 3-Тл МРТ-системы (Magnetom Skyra, Siemens Healthineers); уровни этих полей за пределами магнитов обозначены контурами, которые окрашены в соответствии с диапазонами напряжённости поля (адаптировано из работы [70])

коления, коммерчески доступных катушек для конечностей и существенного улучшения методов устранения артефактов. В обстоятельном обзоре [73] проведен сравнительный анализ результатов визуализации таких анатомических структур как суставные хрящи, мениски, сухожилия, периферические нервы, мышцы, полученные в полях 3 Тл и 7 Тл за последнее десятилетие (см. рис. 9).

Сделано заключение, что в отличие от перехода с 1,5 Тл на 3 Тл, когда более сильные магнитные поля использовались для ускорения получения изображений, МРТ-сканеры с полем 7 Тл чаще всего используются для получения лучшего пространственного разрешения при визуализации мелких анатомических структур опорно-двигательного аппарата и внутренних нарушений в суставах. Для клинической МРТ коленного сустава и других частей опорно-двигательного аппарата, таких как стопа и позвоночник, при 7 Тл также требуются специальные катушки для конкретных анатомических областей [73–75].

Так, например, в работе [76] описано успешное использование 19-канальной приёмной матрицы с 4-канальной передающей матрицей, разработанной для магнитного поля

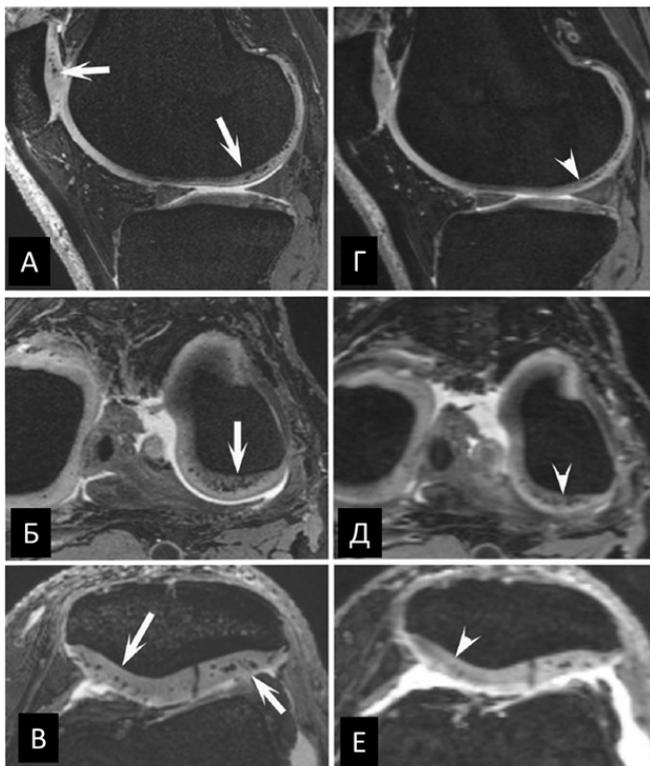


Рис. 9. Пространственно совпадающие 3D-изображения в режиме двойного эхо-сигнала (DESS) у 66-летнего мужчины. 7-Тл МРТ (А-В) и 3-Тл МРТ (Г-Е) левого колена. При 7 Тл гипоинтенсивные отложения кристаллов кальция в бедренно-большеберцовом и надколенниковом хрящах хорошо и чётко видны (стрелки), в то время как при 3-Тл МРТ они видны гораздо хуже, даже без эквивалентного изменения сигнала (головки стрелок) (адаптировано из работы [73])

7 Тл. Эффективность передачи РЧ мощности и удельная скорость ее поглощения была изучена как методом картирования, так и с помощью электромагнитной модели. Соотношение сигнал/шум (SNR) и усиление шума для параллельной визуализации были сравнены с коммерческим 19-канальным массивом для головы и шеи в сканере с индукцией магнитного поля 3 Тл и 4-канальным массивом для позвоночника сканера с индукцией магнитного поля 7 Тл (см. рис. 10). Эффективность работы массива качественно продемонстрирована на добровольцах с помощью изображений с высоким разрешением (до 300 мкм в плоскости).

Определение и подтверждение клинических случаев использования помогает понять, когда МРТ при более низкой магнитной индукции является достаточной, а когда МРТ при 7 Тл будет более эффективной. В работе [77] по-

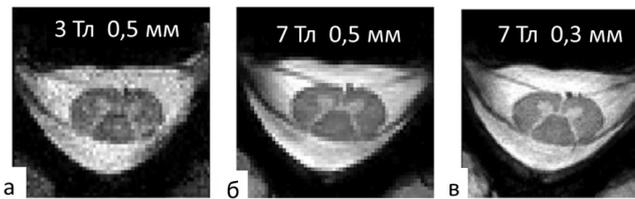


Рис. 10. МРТ позвоночника C5-C6 в 3-Т и 7-Т у здорового добровольца: 3-Т МРТ в T_2 -режиме с разрешением $0,5 \times 0,5 \times 3$ мм (а); 7-Т МРТ в T_2 -режиме с разрешением $0,5 \times 0,5 \times 3$ мм (б); 7-Т МРТ в T_2 -режиме с разрешением $0,3 \times 0,3 \times 3$ мм (в) (адаптировано из работы [76])

казано, что магнитно-резонансная томография в полях 7 Тл позволяет лучше выявлять очаги рассеянного склероза (РС) и определять стадию поражения головного и спинного мозга. Она дает возможность лучше идентифицировать признаки поражения центральной вены и выявить воспаление лептоменингеальной области, а также визуализировать поражения коры головного мозга при рассеянном склерозе. Томография в поле 7 Тл помогает отличить РС от его имитаторов, включая нейромиеелит, системную красную волчанку и синдром Сусака. Предполагается, что МРТ на ^{23}Na в поле 7 Тл может помочь в понимании патологии рассеянного склероза.

В работе [78] подробно описано использование коммерческого МРТ-сканера с полем 7 Тл для клинической визуализации головного мозга, включая показания к исследованиям, протоколы, а также возникающие проблемы и их решения. Конкретные клинические показания, при которых такие МР сканеры могут быть использованы для визуализации головного мозга, включают оценку опухоли головного мозга с возможной перфузионной визуализацией, планирование лучевой терапии, оценку рассеянного склероза и других демиелинизирующих заболеваний, оценку болезни Паркинсона. В статье [78] представлены подробные протоколы, включая параметры импульсных последовательностей при различных показаниях. Примеры для одного из вариантов исследований представлены в табл. 4. Приведенные в этой таблице протоколы используются для выявления патологий ЦНС при таких симптомах, как головная боль, травма, головокружение, спутанность сознания, деменция и транзиторная ишемическая атака, а также в ситуациях, когда внутривенное введение контрастных веществ

Таблица 4

**Протоколы исследований в поле 7 Тл без использования контрастов
(адаптировано из работы [78])**

Импульсная последовательность	Плоскость сканирования	Размер матрицы	FOV, мм	Размер воксела, мм	Время сканирования, мин:сек	TR/TE, мс
3D FS T ₁ -взвешенная MP-RAGE	Сагиттальная	224 × 224	150	0,3 × 0,3 × 0,3	6:32	3000/2,49
FS FLAIR	Аксиальная	320 × 256	220	0,7 × 0,7 × 2,0	3:38	9000/74
FS T ₂ -взвешенная TSE	Аксиальная	704 × 704	210	0,1 × 0,1 × 3,0	6:08	3900/61
T ₂ *-взвешенная	Аксиальная	620 × 620	210	0,2 × 0,2 × 1,5	9:35	1080/20
DWI RESOLVE	Аксиальная	192 × 144	230	1,2 × 1,2 × 2,0	2:49	6200/46 и 72
SWI	Аксиальная	640 × 640	220	0,2 × 0,2 × 1,4	6:28	22/15

Примечание: FS – насыщенная жиром ткань, TSE – турбоспин-эхо, DWI – диффузионно-взвешенная визуализация, RESOLVE – сегментация длинных последовательностей эхо-сигналов, SWI – взвешенная по восприимчивости визуализация

противопоказано. Общее время сканирования составляет примерно 25 мин.

Опыт авторов работы [78] по успешному использованию половинной дозы контрастного вещества для всех 7-Тл томографических исследований головного мозга с контрастным усилением является многообещающим. Следует отметить, авторы работы [78] регулярно выполняли перфузионную визуализацию с динамической чувствительностью с помощью инъекции в руку, достигая значительно лучшего пространственного разрешения, чем при МРТ на магните 3 Тл (см. рис. 11).

Несколько исследований показывают, что 7-Тл МРТ может предоставить более полную информацию о микроциркуляции и некрозе, чем 1,5-Тл и 3-Тл МРТ, и может способствовать ранней стратификации пациентов с глиомами (см. рис. 12) [79] в соответствии с последними классификационными схемами Всемирной организации здравоохранения [80].

Предоперационная оценка области резекции с помощью функциональной магнитно-резонансной томографии рассмотрена в работе [81]. Обсуждено предоперационное фМРТ-картирование в сверхвысоких магнитных полях, то есть при индукции магнитного поля ≥ 7 Тл, с учетом использования искусственного интеллекта (ИИ), а также нейрохирургия с использованием роботов. Показано, что потенциал субмиллиметрового фМРТ-картирования может помочь лучше оценить неопределённость в отношении границ резекции, хотя геометрические искажения в сверхвысоких магнитных полях могут снизить точность фМРТ-карт. Функ-

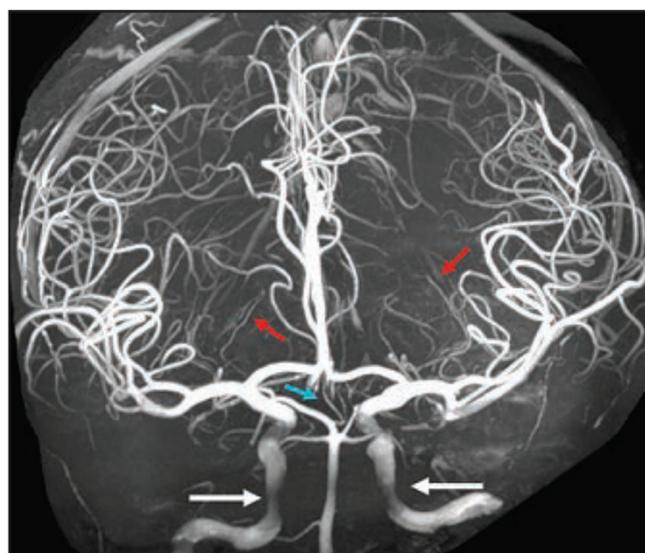


Рис. 11. Визуализация внутричерепных артерий 38-летнего здорового мужчины при МРТ головного мозга с магнитной индукцией 7 Тесла. Трёхмерное изображение в проекции с максимальной интенсивностью, полученное при TOF MRA (толщина среза 0,25 мм; матрица 640×500; поле зрения 180 мм; размер воксела 0,1×0,1×0,3 мм; TR/TE 26/7) демонстрирует отличную детализацию внутричерепных артерий. Артерия Першерона (бирюзовая стрелка) отходит от сегмента P1 правой задней мозговой артерии и рано разделяется на правую и левую таламические перфоранты. Медиальную и латеральную лентикулостриарные артерии (красные стрелки) можно проследить до более тонких дистальных ветвей в базальных ганглиях (адаптировано из работы [78])

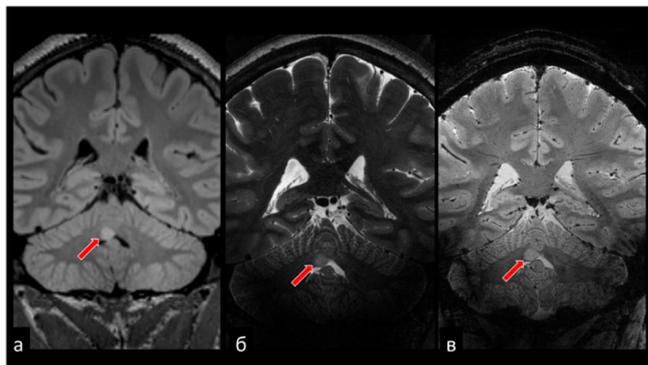


Рис. 12. Гамартома, выявленная с помощью магнитно-резонансной томографии при 3 Тл и дополнительно охарактеризованная при 7 Тл. Корональная T_2 -взвешенная инверсионно-восстановленная магнитно-резонансная томограмма при 3 Тл (а) демонстрирует гипертензивное образование (красные стрелки) в правом полушарии мозжечка. Корональная T_2 -взвешенная (б) и корональная взвешенная по восприимчивости (в) магнитно-резонансная томограмма, полученные при 7 Тл, не показывают признаков микроциркуляции в пределах образования (адаптировано из работы [79])

циональная МРТ с блочным, событийным или смешанным дизайном обеспечивает гибкость в отображении функций мозга в соответствии с интересующей функцией и способностью пациента выполнять задачу [82]. В ряде исследований уже были протестированы и сопоставлены различные наиболее надёжные подходы для предоперационной оценки [83, 84].

Потенциальные области применения ИИ включают шумоподавление и удаление артефактов, создание карт фМРТ с высоким разрешением и точное объединение или сопоставление анатомических и фМРТ-карт. Такие карты, дополненные ИИ, будут предоставлять высококачественные исходные данные для роботизированных хирургических систем, тем самым повышая их точность и надёжность. В конечном счёте, прогресс в области фМРТ в сверхвысоких магнитных полях будет способствовать клинически полезному взаимодействию между фМРТ, искусственным интеллектом и роботизированной нейрохирургией [85, 86] (см. рис. 13).

Влияние величины магнитного поля на качество изображений и потенциальные артефакты при МРТ брюшной полости без контрастного усиления в магнитных полях с индук-



Рис. 13. Схематическое изображение взаимодействия трёх передовых технологий для предоперационного картирования с помощью фМРТ: сканирование в диапазоне сверхсильных магнитных полей, искусственный интеллект и роботизированная нейрохирургия. Искусственный интеллект может повысить эффективность как предоперационного картирования с помощью фМРТ во время сбора и обработки данных, так и роботизированной хирургии для повышения точности, моделирования деформации тканей мозга и управления хирургическими инструментами в режиме реального времени (адаптировано из работы [81])

цией 1,5; 3 и 7 Тл исследованы в работе [87]. Найдено, что МРТ в полях 1,5 и 3 Тл показала сопоставимые результаты по всем оцениваемым параметрам, тогда как МРТ в поле 7 Тл выявила значительные различия при взвешенной по T_1 и T_2 визуализации (см. рис. 14). Преимущества МРТ с полем 7 Тл включали более высокое пространственное разрешение и гиперинтенсивный сигнал от сосудов без контрастного усиления, что потенциально позволяет более точно диагностировать заболевания паренхимы и сосудов брюшной полости.

Таламус – это расположенная в центре мозга неоднородная структура, которая играет важнейшую роль в различных сенсорных, двигательных и когнитивных процессах. Однако визуализировать отдельные ядра таламуса с помощью традиционных методов МРТ сложно. Эта трудность препятствует воздействию на конкретные ядра с помощью клинических вмешательств, таких как глубокая стимуляция мозга (DBS). В статье [88] представлен DiMANI – новый метод прямой визуализации ядер таламуса с помощью диффузионной МРТ (dMRI). Контраст DiMANI вычисляется путём усредне-

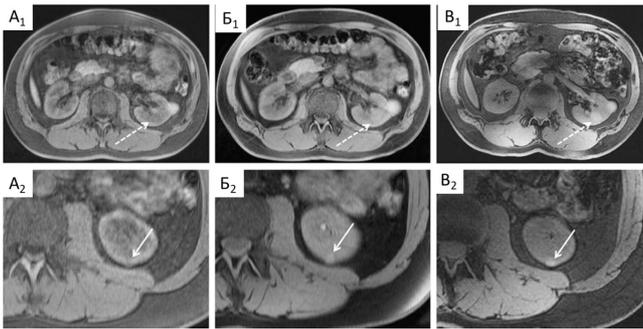


Рис. 14. 3D-визуализация VIBE (volumetric interpolated breath-hold examination – исследование задержки дыхания с объемной интерполяцией) при 1,5 Тл (А), 3 Тл (Б) и 7 Тл (В) у одного и того же пациента. 3D-визуализация VIBE при 7 Тл продемонстрировала диагностический потенциал в выявлении патологий, так как она показала вторую кисту почки (пунктирная стрелка на рисунке В₁), которая не была видна при более низких полях. Во втором ряду стрелками показана еще одна очень маленькая киста почки у того же пациента, которая также лучше всего видна при 7 Тл (В₂) [87]

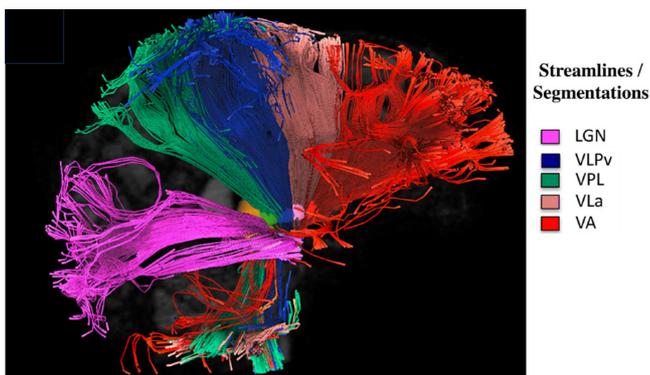


Рис. 15. Результаты детерминированной трактографии в областях LGN, VPL, VLPv, VLa и VA (трактография проводилась без разделения коры на участки). Все сокращения взяты из атласа Мореля [89]. (адаптировано из работы [88])

ния взвешенных по диффузии объемов по вокселям, что позволяет напрямую различать субъядра таламуса у отдельных людей (см. рис. 15).

Продемонстрировано, что DiMANI может обеспечивать схожие характеристики при МРТ в полях 3 Тл и 7 Тл, используя разное количество направлений диффузии. Показано, что DiMANI – это воспроизводимый и клинически значимый метод прямой визуализации субъядер таламуса. Это имеет значительные последствия для разработки новых мишеней DBS и оптимизации терапии DBS [88].

дер таламуса. Это имеет значительные последствия для разработки новых мишеней DBS и оптимизации терапии DBS [88].

Томографы с гиперсильными магнитными полями

Основным недостатком МРТ является ее ограниченная чувствительность в силу малой равновесной намагниченности при комнатной температуре, величина которой определяется распределением Больцмана. Одним из способов устранения этого ограничения являются более сильные магнитные поля, в которых получают МРТ изображения. Альтернативным способом является изменение соотношения сигнал/шум (SNR), которое линейно увеличивается с ростом магнитного поля в квазистатическом приближении (см. рис. 16).

Существует тесная взаимосвязь между SNR, величиной магнитного поля B_0 и производительностью параллельной визуализации (ПВ), достигаемой за счет использования матричных РЧ катушек, особенно при исследованиях всего мозга, в которых ускорение с помощью методов ПВ становится необходимым для эффективного охвата всего объема [91].

Параллельная визуализация с использованием массивов приёмных катушек стала уже

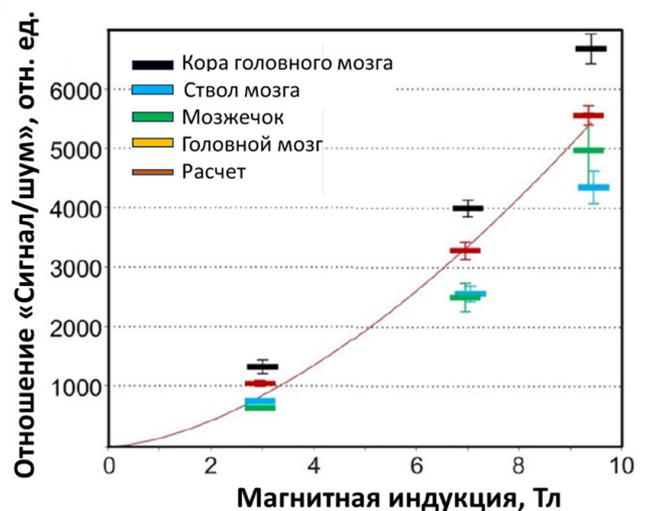


Рис. 16. Значения отношения сигнал/шум (SNR) в четырёх различных отделах мозга в зависимости от индукции статического магнитного поля B_0 . Красная линия представляет результаты подгонки SNR по всему головному мозгу как $SNR=B_0^{1.65}$ (адаптировано из работы [90])

достаточно широко используемым вариантом МРТ. Используя эффект внутреннего кодирования чувствительности катушек в дополнение к градиентному кодированию, параллельное получение изображений позволяет снизить плотность выборки в k -пространстве. Это преимущество можно использовать для улучшения МРТ-исследований различными способами, например, для сокращения времени сканирования, повышения разрешения и охвата, устранения артефактов, снижения мощности радиочастотного излучения и даже уменьшения акустического шума [92].

Дополнительным стимулом для использования более высоких магнитных полей является повышенная чувствительность к различиям в магнитной восприимчивости тканей, и этот превосходный контраст тканей особенно важен при патологиях, связанных с отложением железа или изменениями в миелине или гемодинамике. Функциональная МРТ – ещё один яркий пример применения, которое выигрывает от повышенной специфичности, обеспечиваемой более высоким соотношением сигнал/шум при обнаружении изменений значений восприимчивости, в данном случае связанных со сдвигами в концентрации дезоксигемоглобина и оксигемоглобина в крови [93].

Спектральное разрешение между отдельными метаболитами также улучшается при более высоких магнитных полях. Благодаря сочетанию повышенного отношения сигнал/шум и спектрального разрешения такие методы, как химический обменный перенос насыщения (CEST) и магнитно-резонансная спектроскопическая визуализация (MRSI), должны давать непропорционально больше преимуществ, что было продемонстрировано при сравнении 3 Тл, 7 Тл и 9,4 Тл [94].

Гипервысокопольные МРТ с полями более 10 Тл, предназначенные для проведения исследований полного человеческого тела, являются уникальными и имеются на 2024 г. только в двух странах: США [95] и Франции [96]. Первый томограф с гиперсильным магнитным полем – это система Siemens MAGNETOM 10.5 с полем 10,5 Тл (частота протонного резонанса 450 МГц) в университете Миннесоты (США), которая была установлена в 2013 г., но не получила разрешение на создание изображений *in vivo* до 2017 г. Магнит томографа обладает пассивной защитой, весит 110 тонн, его длина 4,1 м, наружный диаметр 3,2 м. Диаметр теплового отверстия 88 см, что делает его пригод-

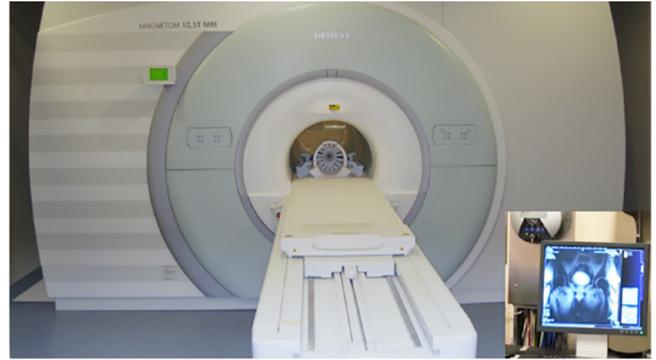


Рис. 17. Внешний вид МРТ-сканера в университете Миннесоты (Центр исследований магнитного резонанса), на котором в декабре 2018 г. успешно провели первое сканирование с помощью 10,5-Тл магнита для визуализации всего тела [97]

ным для визуализации всего тела [97] (см. рис. 17). Данная система одобрена только для исследовательских целей, и результаты *in vivo* были представлены как для мозга макака [98, 99] и человека [100, 101] (см. рис. 18).

Вершиной технических возможностей МРТ на 2024 г. является магнитно-резонансный томограф Iseult в исследовательском центре неврологии Neurospine (Paris-Saclay, France). В его состав входит активно экранированный магнит для МРТ всего тела, обеспечивающий однородное и стабильное магнитное поле с магнитной индукцией 11,7 Тл (см. рис. 19). После почти 20 лет исследований и разработок в 2019 г. на МРТ Iseult впервые успешно достигнута целевая магнитная индукция. В статье [96] рассмотрены ввод в эксплуатацию и первые результаты визуализации.

Высокое магнитное поле томографа обеспечивает лучшее качество изображения (см. рис. 20). Пространственное разрешение сканирования составляет 200 мкм в трех измерениях. Более того, обработанные изображения мозга можно получить за рекордно короткое время (около 4 мин), тогда как при использовании оборудования с полем 3 Тл этот процесс занимает в среднем от 30 до 45 мин. Разработчики системы считают, что помимо фундаментальных исследований мозга, МРТ-сканер Iseult может помочь врачам в диагностике и лечении нейродегенеративных заболеваний, так как становится возможным выявить их “химические сигнатуры”, что невозможно в сканерах с полями менее 7 Тл. При МРТ в полях более 10 Тл станут доступными для визуализации такие ядра, как ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , ^{17}O , ^{39}K , ^{35}Cl , или

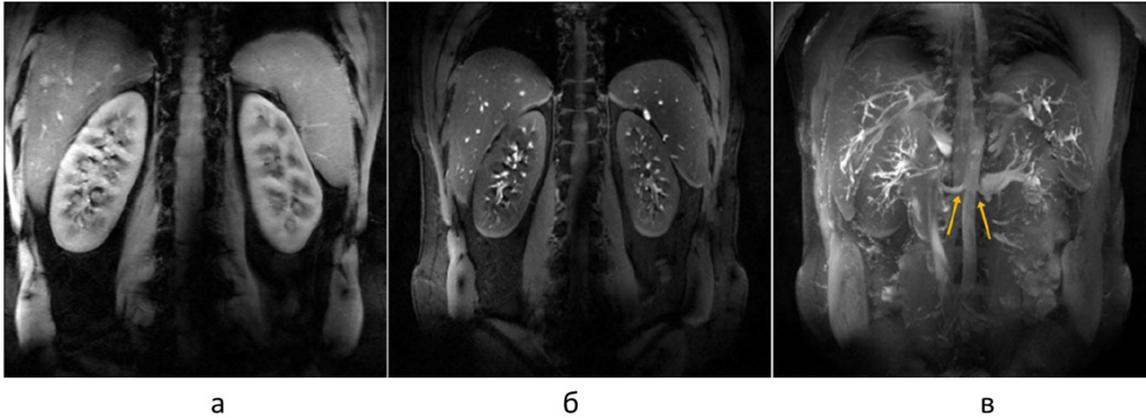


Рис. 18. Пример изображений почек, полученных с задержкой дыхания и подавлением сигнала от липидов, включая 2D-корональную анатомическую МРТ (а) и МРТ с усилением сигнала от притока крови (б). На фотографии (в) показана проекция максимальной интенсивности (MIP) по всей серии изображений, представленных на (б), которая демонстрирует сильное усиление сигнала от притока крови и подавление фона, обеспечиваемые увеличенным T_1 -временем тканей и крови при 10,5 Тл. На изображении MIP хорошо видны начала почечных артерий (жёлтые стрелки), а также дистальные артериальные ветви [101]

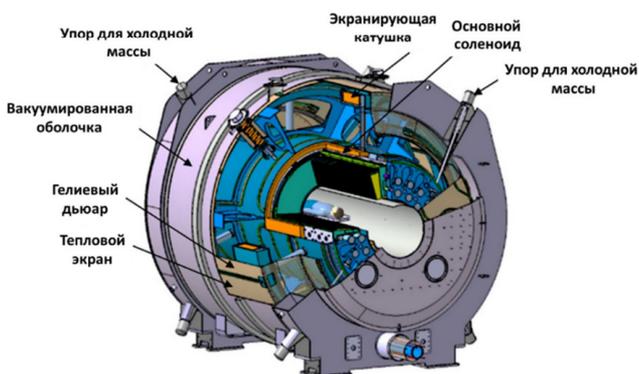


Рис. 19. Схема и внешний вид магнитной системы Iseult, показывающая основную катушку и две активные экранирующие катушки. Магнит весит 132 тонны, имеет внешний диаметр и общую длину около 5 м, диаметр рабочего туннеля составляет 90 см [96, 102]

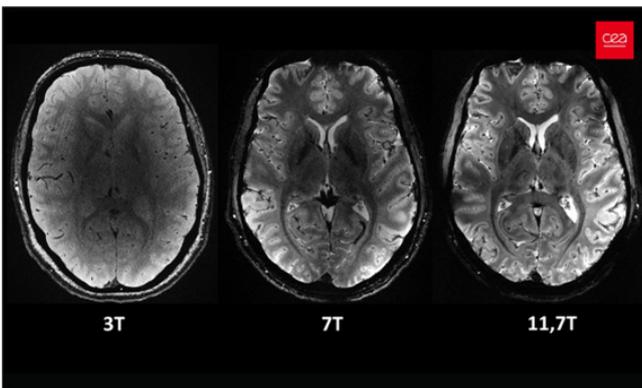


Рис. 20. Аксиальный срез человеческого мозга с одним и тем же временем получения изображения, но при разных магнитных полях. © CEA (French Alternative Energies and Atomic Energy Commission) [104]

^{13}C , которые особенно интересны для изучения как нормальной физиологии, так и патологий головного мозга, органов брюшной полости, сердца или опорно-двигательного аппарата [103].

Следуя работе [103], упомянем две магнитно-резонансные томографические системы с напряжённостью магнитного поля 11,7 Тл, предназначенные только для изучения головного мозга. Они сейчас вводятся в эксплуатацию в Национальном институте биомедицинской визуализации и биоинженерии (Bethesda, Мериленд, США) и в Медицинском университете Гачон в Инчхоне, Южная Корея. Несмотря на незначительные различия между двумя системами, в обоих случаях магниты намотаны из

NbTi проволоки и имеют схожие параметры: пассивное экранирование и теплый объем диаметром 70 см.

Исследования возможности использования в области медицины и наук о жизни (МРТ, фМРТ, МР-спектроскопия) более сильных магнитных полей – вплоть до 20 Тл, активно проводятся со второго десятилетия XXI века [103, 105, 106]. Согласно последней работе, приведем некоторые цели в области нейробиологии, которые обосновывают необходимость масштабных усилий по расширению возможностей МРТ:

- ✓ нейронные сети с разрешением менее 0,2 мм;
- ✓ локальная архитектура мозга с разрешением 0,05 мм с помощью МРТ с взвешиванием по восприимчивости;
- ✓ взаимосвязь между функциональными паттернами и психическими расстройствами
- ✓ активность и пластичность мозга, выявленные с помощью CEST;
- ✓ картирование регионального окисления глюкозы с использованием сигнала бикарбоната ¹³C;
- ✓ определение концентрации квадрупольных ядер (Na, Cl, K) для отражения мембранных потенциалов, связанных с психическими состояниями.

На сегодняшний день МРТ-сканеры для головы и всего тела человека работают при индукции магнитного поля менее 12 Тл. В них используют NbTi в качестве сверхпроводящего элемента (см. рис. 21). И хотя в сообществе специалистов по МРТ широко распространено мнение, что магнитная технология не позволяет создавать магниты с более высокой индукцией, более сильные магнитные поля в крупных конструкциях не только возможны [106], но и начинают проектироваться (см. ниже). Для достижения магнитных полей с индукцией более 11,7 Тл потребуются Nb₃Sn, провода, которые сохраняют сверхпроводящие свойства до ~25 Тл. Для магнитов с индукцией более 16 Тл потребуются высокотемпературные сверхпроводящие проводники на основе ReBCO, Bi2212 или Bi2223 сверхпроводящих материалов (Re – редкоземельный элемент, обычно Y или Gd) (см. рис. 21).

Так, германская сеть визуализации в сверхвысоком поле (GUF1) определила стратегическую цель по созданию МРТ-системы всего тела человека с полем 14 Тл в качестве приоритетного национального исследовательского ре-

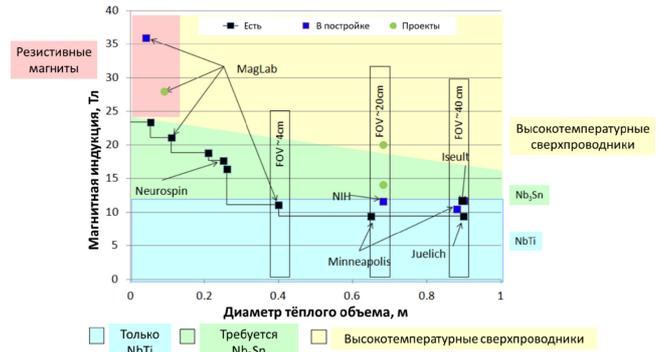


Рис. 21. Основные параметры магнитов для МРТ-сканеров. Чёрными квадратами обозначены магниты, которые в настоящее время работают. Синими квадратами обозначены магниты, которые в настоящее время строятся, ремонтируются или вводятся в эксплуатацию. Зелеными кружками обозначены магниты, которые планируется построить. Цвета фона обозначают различные проводники, используемые для изготовления магнитов (адаптировано из работы [106])

сурса в Германии. В работе [103] кратко излагается история этой инициативы, текущее состояние проекта, мотивация для проведения МРТ-томографии и спектроскопии при такой высокой индукции магнитного поля, а также связанные с этим технические проблемы.

В конструкции магнитной системы томографа на 14 Тл с активным экранированием, разрабатываемого Китайской академией наук [107], предложено использовать комбинацию из трех соленоидов. Провода Nb₃Sn используются для внутренних слоёв катушек, где магнитное поле выше, тогда как провода из NbTi используются для внешних слоёв, включая экранирующие катушки. Длина магнита составляет примерно 3,4 м, а диаметр – около 3,56 м. Диаметр “теплого” канала достигает 84 см [108].

В Нидерландах в 2022 г. был создан консорциум из семи партнеров, возглавляемый университетом Радбауда (Нидерланды, г. Наймеген), получил грант для разработки проекта первого в мире МРТ-сканера с полем 14 Тл (проект DYNAMICS). Детальное описание подходов этого проекта дано в статье [52]. Инициаторы проекта DYNAMICS считают, что для неврологии повышенное пространственное разрешение позволит анатомически рассмотреть все слои коры головного мозга, мозжечка, подкорковых структур и внутренних ядер. Спектроскопическая визуализация позволит одновре-

менно измерять возбуждающую и тормозящую активность, характеризуя баланс возбуждения и торможения в нейронных цепях. В медицинских исследованиях (включая заболевания головного мозга) можно будет визуализировать мелкозернистые паттерны структурных аномалий и связывать эти изменения с функциональными и молекулярными изменениями.

Альтернатива: МРТ с гиперполяризованными газами

В медицинской диагностике широко применяется магнитно-резонансная томография (МРТ), которая отличается прежде всего минимальным воздействием на организм, в то же время дает обширную информацию о состоянии различных органов пациентов. Однако чувствительность МРТ-диагностики при использовании ЯМР-сигналов от протонов очень низкая, поскольку при обычных условиях поляризация протонов в магнитном поле томографа составляет порядка 10^{-5} . В последние десятилетия предпринимаются попытки повысить чувствительность МРТ путем увеличения индукции магнитного поля, применения малошумящих усилителей, введения контрастных агентов. Наиболее перспективным средством решения этих задач представляется увеличение степени поляризации магнитных моментов детектируемых ядер.

Использование в МРТ гиперполяризованных (ГП) ядер, т.е. ядер со степенью поляризации ядерных спинов, близкой к единице, что принципиально недостижимо в “нормальных” термически равновесных условиях, позволяет на несколько порядков увеличить контрастность и разрешение МРТ [17, 20, 109]. ЯМР-сигналы от ГП-ядер улавливаются при их миллимолярных концентрациях внутри организма, что позволяет визуально проследить за процессами метаболизма и исследовать отдельные функции органов. Например, стабильный ГП-поляризованный изотоп ^{129}Xe является отличным зондом в МРТ при исследованиях структуры и функции легких (см. рис. 22), а биомаркеры на его основе применимы для диагностики широкого спектра как легочных, так и других заболеваний (см. ссылки в [20]).

Высокая интенсивность ЯМР-сигналов от этих ядер позволяет на два-три порядка уменьшить требуемую величину магнитного поля, что существенно удешевляет стоимость меди-

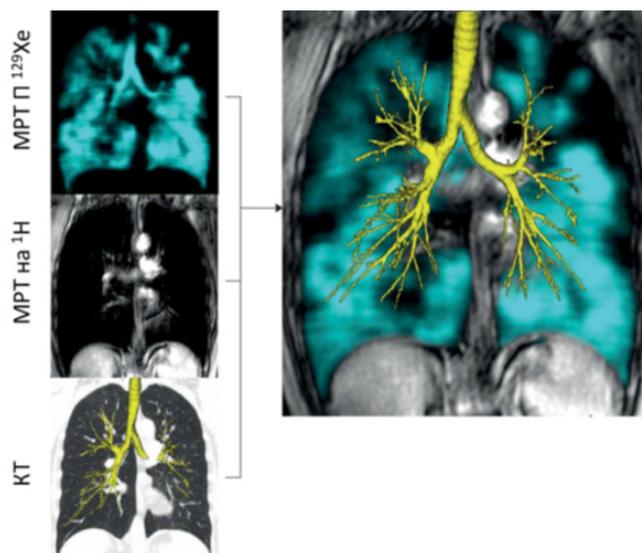


Рис. 22. Сопоставление изображений легких: слева – МРТ на ГП ^{129}Xe (голубой цвет), стандартная МРТ на протонах (^1H) и компьютерная томография дыхательных путей (КТ) (желтый цвет); справа – совмещение всех трех изображений (адаптировано из работы [110])

цинского оборудования. Кроме того, существенно, вплоть до секунд, сокращается время МРТ-обследования пациентов.

Наиболее часто используемым способом получения благородных ГП газов является метод оптической накачки щелочных атомов с последующим спиновым обменом с изотопами благородных газов (спин-обменная оптическая накачка или SEOP) [111]. В работе [112], подготовленной ведущими специалистами по получению ГП ^{129}Xe , было отмечено, что в третьем десятилетии XXI века МРТ с применением ГП ^{129}Xe может произвести революцию в клинической визуализации легких, предлагая неионизирующую высококонтрастную альтернативу рентгеновской компьютерной томографии и протонной МРТ. Более того, КТ и обычная протонная МРТ показывают структуру легочной ткани, но не дают никакой функциональной информации, тогда как в последнее время был достигнут значительный прогресс в использовании МРТ с ультракоротким временем эха (UTE и UTE-TE) для получения суррогатных показателей вентиляции [113].

Как отмечено в обзоре [20], в здравоохранении Великобритании, США, Канады и КНР уже сейчас есть возможность обеспечить клиники техническими средствами для проведения МРТ на ГП ^{129}Xe , которая используется как

мощное диагностическое средство в пульмонологии. Российское здравоохранение пока не имеет возможности проводить подобную диагностику и исследования. Российская промышленность пока не производит оборудования для ксенонной МРТ. В конце 2023 г. в НИИЭФА (Санкт-Петербург) была продемонстрирована первая отечественная установка по наработке ГП ксенона-129. Первые испытания данной установки при МРТ-диагностике были проведены в Казани в КФТИ КазНЦ РАН.

И хотя с применением современных математических приемов и подходов искусственно-го интеллекта низкопольные томографы обеспечивают получение изображений в необходимой мере высокого качества, следует учитывать, что с точки зрения экономики отказ от использования криогенных хладагентов в значительной степени не компенсируется стоимостью производства гиперполяризованных газов, модернизации аппаратного обеспечения томографов и обеспечением логистики доставки ГП газов в МРТ центры с учётом сравнительно малого их времени криохранения (до 6 часов).

Заключение

Сорок лет назад, когда МРТ была признана эффективным методом диагностики в клинической медицине, медицинское сообщество пришло к заключению, что можно узнать гораздо больше о человеческом теле, включая мозг и его функционирование, с помощью приборов с магнитной индукцией выше 1,5 Тл. К концу XX века стало очевидно, что данные, полученные с помощью ЯМР-томографов, которые позволяли изучать человеческий мозг при магнитной индукции 7 Тл, максимально способствовали разработке приборов с магнитной индукцией, максимально возможной для имевшихся на тот момент сверхпроводящих материалов, – 11,7 Тл.

В XXI веке ожидания значительных достижений в клинической медицине уже оправдались благодаря результатам, полученным в более чем 100 институтах и клиниках, оснащенных аппаратурой для проведения МРТ в полях 7 Тл.

За последние несколько лет были разработаны новые сверхпроводящие материалы, конфигурации кабелей и катушек соленоидов, которые позволяют проводить МР-визуализа-

цию и спектроскопию мозга в полях от 14 до 20 Тл. Магнитно-резонансная томография в этих полях может предоставить научную информацию, имеющую большое значение для биологии человека, исследований его нейрофизиологии и поведения. Однако распространение исследований магнитного резонанса *in vivo* на области, в два-три раза превосходящие существующие в настоящее время, является сложной инженерной задачей.

Список литературы

1. Анисимов НВ, Батова СС, Пирогов ЮА. Магнитно-резонансная томография: управление контрастом и междисциплинарные приложения. Ред. Пирогов ЮА. Москва: Физический факультет МГУ имени М.В. Ломоносова, 2013, 244 с. Anisimov NV, Batova SS, Pirogov YuA. Magnitno-rezonansnaya tomografiya: upravlenie kontrastom i mezhdisciplinarnye prilozheniya. Red. Pirogov YuA. Moskva: Fizicheskij fakul'tet MGU imeni M.V. Lomonosova, 2013, 244 s. (In Russ). <https://istina.msu.ru/publications/book/4981506/>. Accessed March 15, 2025.
2. Мэнсфилд П. Быстрая магнитно-резонансная томография. Успехи физических наук. 2005; 175 (10): 1044-52. Mensfeld P. Bystraya magnitno-rezonansnaya tomografiya. Uspekhi fizicheskikh nauk. 2005; 175 (10): 1044-52 (In Russ.) <https://doi.org/10.3367/UFNr.0175.200510e.1044>.
3. Лотербур ПК. Вся наука – междисциплинарна – от магнитных моментов до молекул и человека. Успехи физических наук. 2005; 175 (10): 1040-3. Loterbur PK. Vsyaya nauka - mezhdisciplinarna - ot magnitnyh momentov do molekul i cheloveka. Uspekhi fizicheskikh nauk. 2005; 175 (10): 1040-3 (In Russ.) <https://doi.org/10.3367/UFNr.0175.200510d.1040/>.
4. Raymond Damadian. From Wikipedia, the free encyclopedia. https://en.wikipedia.org/wiki/Raymond_Damadian. Accessed March 15, 2025.
5. Иванов ВА. Способ определения внутреннего строения материальных объектов. Авторское свидетельство SU 1 112 266 A1 от 21 03 1960.

- Ivanov VA. Sposob opredeleniya vnutrennego stroeniya material'nyh ob"ektov. Avtorskoe svidetel'stvo SU 1 112 266 A1 ot 21 03 1960 (In Russ). https://yandex.ru/patents/doc/SU1112266A1_19840907. Accessed March 16, 2025.
6. Richard R. Ernst. From Wikipedia, the free encyclopedia. https://en.wikipedia.org/wiki/Richard_R._Ernst. Accessed March 18, 2025.
 7. Скворцова ВИ, Буренчев ДВ, Гусева ОИ и др. Новая импульсная последовательность МРТ. Опыт применения в неотложной нейрорадиологии. Журнал неврологии и психиатрии. 2010; 4 (2): 46-51.
Skvorcova VI, Burenchev DV, Guseva OI i dr. Novaya impul'snaya posledovatel'nost' MRT. Opyt primeneniya v neotlozhnoj nejroradiologii. Zhurnal nevrologii i psikiatrii. 2010; 4 (2): 46-51 (In Russ). <https://www.mediasphera.ru/issues/zhurnal-nevrologii-i-psikiatrii-im-s-s-korsakova/2010/4/downloads/ru/031997-7298201048>. Accessed December 18, 2024.
 8. Семенова НА, Манжурцев АВ, Меньшиков ПЕ и др. Магнитно-резонансная спектроскопия: неинвазивные исследования метаболизма мозга человека в норме и патологии. Успехи физиологических наук. 2019; 50 (1): 58-74.
Semenova NA, Manzhurcev AV, Men'shchikov PE i dr. Magnitno-rezonansnaya spektroskopiya: nein vazivnye issledovaniya metabolizma mozga cheloveka v norme i patologii. Uspekhi fiziologicheskikh nauk. 2019; 50 (1): 58-74 (In Russ.) <https://doi.org/10.1134/S0301179819010107>.
 9. Минаков ЕИ, Серегин ПС. Импульсные последовательности магнитно-резонансной томографии. Вестник новых медицинских технологий. 2011; XVIII (3): 265-7.
Minakov EI, Seregin PS. Impul'snye posledovatel'nosti magnitno-rezonansnoj tomografii. Vestnik novykh medicinskih tekhnologij. 2011; XVIII(3): 265-7. (In Russ.) <https://cyberleninka.ru/article/n/impulsnye-posledovatelnosti-magnitno-rezonansnoy-tomografii>. Accessed January 10, 2025.
 10. Bernstein MA, King KF, Xiaohong Joe Zho. Handbook of MRI Pulse Sequences: Elsevier Academic Press; 2004: 1040 P. https://openlibrary.org/books/OL7325751M/Handbook_of_MRI_Pulse-Sequences. Accessed January 15, 2025.
 11. Ulmer S, Jansen O. fMRI: Basics and Clinical Applications Berlin Heidelberg: Springer. 2020: 447 P. 3-rd Edition. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-030-41874-8>.
 12. Зубков МА, Андрейченко АЕ, Кретов ЕИ и др. МР томография в сверхвысоком поле: новые задачи и новые возможности. Успехи физических наук. 2019; 189 (12): 1293-314.
Zubkov MA, Andrejchenko AE, Kretov EI i dr. MR tomografiya v sverhвысоком поле: novye zadachi i novye vozmozhnosti. Uspekhi fizicheskikh nauk. 2019; 189 (12): 1293-314 (In Russ.) <https://doi.org/10.3367/UFNr.2018.12.038505>.
 13. Schoenberg SO, Dietrich O, Reiser MF. Parallel Imaging in Clinical MR Applications Heidelberg: Springer Verlag; 2007: 564 P. eBook ISBN9: 78-3-540-68879-2. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-540-68879-2>.
 14. Chizhik VI, Chernyshev YS, Donets AV. Magnetic Resonance and Its Applications: Springer; 2014: 782 P. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-319-05299-1>.
 15. Hornak JP. The basics of MRI. Rochester: Rochester Institute of Technology; 1996-2017. <https://www.cis.rit.edu/htbooks/mri/>. Accessed January 17, 2025.
 16. Руммени ЭД, Раймер П, Хайндель В. Магнитно-резонансная томография тела. Пер. с англ. под ред. Кармазановского ГГ. МЕДпресс-информ. 2014; 848 с. https://static-eu.insales.ru/files/1/2147/1493091/original/Магнитно-резонансная_томография_тела.pdf. Accessed January 12, 2025.
 17. Albert MS, Hane FT, editors. Hyperpolarized and Inert Gas MRI: From Technology to Application in Research and Medicine Amsterdam: Elsevier; 2016: 332 P. eBook ISBN: 9780128037041.
 18. Pirogov YA, Anisimov NV, Pavlova OS, et al. Chapter 4 - Advances in magnetic resonance tomography. In Tishin AM, editor. Magnetic Materials and Technologies for Medical Applications.: Woodhead Publishing; 2022. p. 107-152. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-822532-5.00005-4>. Accessed November 17, 2024.

19. Синицын ВЕ, Терновой СК. Магнитно-резонансная томография в новом столетии. Радиология – практика. 2005; (4): 23-9. Sinicyn VE, Ternovoj SK. Magnitno-rezonansnaya tomografiya v novom stoletii. Radiologiya – praktika. 2005; (4): 23-9 (In Russ.) <https://rosoncoweb.ru/library/radiodiagnostics/001.php>. Accessed November 19, 2024.
20. Григорьев ГЮ, Завалева ЕВ, Лагутин АС. Клинические применения ксенона-129 в магнитно-резонансной томографии: краткий обзор. Медицинская физика. 2024; (2): 91-109. Grigor'ev GYu, Zavaleva EV, Lagutin AS. Klinicheskie primeneniya ksenona-129 v magnitno-rezonansnoj tomografii: kratkij obzor. Medicinskaya fizika. 2024; (2): 91-109 (In Russ.) <https://doi.org/10.52775/1810-200X-2024-102-2-91-109>.
21. Lohrke J, Frenzel T, Endrikat J, et al. 25 Years of Contrast-Enhanced MRI: Developments, Current Challenges and Future Perspectives. Adv Ther. 2016; 33: 1-28. <https://doi.org/10.1007/s12325-015-0275-4>.
22. Ублинский МВ, Манжурцев АВ, Меньщиков ПЕ, Ахадов ТА, Семенова НА. Мульти-модальные исследования головного мозга человека с использованием функциональной магнитно-резонансной томографии и магнитно-резонансной спектроскопии. Анналы клинической и экспериментальной неврологии. 2018; 12 (1): 54-60. Ublinskij MV, Manzhurcev AV, Men'shchikov PE, Ahadov TA, Semenova NA. Mul'timodal'nye issledovaniya golovnogo mozga cheloveka s ispol'zovaniem funkcional'noj magnitno-rezonansnoj tomografii i magnitno-rezonansnoj spektroskopii. Annaly klinicheskoy i eksperimental'noj nevrologii. 2018; 12 (1): 54-60 (In Russ.) <https://doi.org/10.25692/ACEN.2018.1.8>.
23. Sexton JA, Gopikrishna Deshpande, Zhihao Li et al. Functional Magnetic Resonance Imaging. In: He B (eds). Neural Engineering.; 2013. p. 473-497. https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-1-4614-5227-0_11.
24. Fisher JT, Weber R. Innovative health interventions at the intersection of neuroimaging and multimedia design. In: Jihyun Kim, Hayeon Song (eds). Technology and Health. The University of California Santa Barbara, Santa Barbara, CA, United States: Elsevier; 2020. p. 333-351. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-816958-2.00015-0>.
25. Poldrack RA, Mumford JA, Nichols TE. Handbook of Functional MRI Data Analysis New York, USA: Cambridge University Press; 2011: 228 p. <https://doi.org/10.1017/CBO9780511895029>.
26. Hua J, Qin Q, Zijl Pv. Whole-Brain Three-Dimensional T2-Weighted BOLD Functional Magnetic Resonance Imaging at 7 Tesla. Magnetic Resonance in Medicine. 2014; 72 (6): 1530-40. <https://doi.org/10.1002/mrm.25055>.
27. Левашкина ИМ, Серебрякова СВ, Ефимцев АЮ. Диффузионно-тензорная МРТ – современный метод оценки микроструктурных изменений вещества головного мозга (обзор литературы). Вестник Санкт-Петербургского университета. 2016; 11 (4): 39-54. Levashkina IM, Serebryakova SV, Efimcev AYu. Diffuzionno-tenzornaya MRT - sovremennyy metod ocenki mikrostrukturnyh izmenenij veshchestva golovnogo mozga (obzor literatury). Vestnik Sankt-Peterburgskogo universiteta. 2016; 11 (4): 39-54 (In Russ.) <https://doi.org/10.21638/11701/spbu11.2016.404>.
28. Osama Raslan, Debnam JM, Ketonen L, et al. Stereoscopic Visualization of Diffusion Tensor Imaging Data: A Comparative Survey of Visualization Techniques. Radiology Research and Practice. 2013: Article ID 780916, 10 p. <https://doi.org/10.1155/2013/780916>.
29. Cenek M, Masa Hu, York G, Dahl S. Survey of Image Processing Techniques for Brain Pathology Diagnosis: Challenges and Opportunities. Frontiers in Robotics and AI. 2018; 5: Article 120. <https://doi.org/10.3389/frobt.2018.00120>.
30. Смирнов ВВ, Саввова МВ, Смирнов ВВ. Магнитно-резонансная томография в диагностике заболеваний суставов. Обнинск: Артифекс; 2022. 169 с. Smirnov VV, Savvova MV, Smirnov VV. Magnitno-rezonansnaya tomografiya v diagnostike zabolevanij sustavov. Obninsk: Artifeks; 2022; 169 p. (In Russ.) <https://clinic.ru/upload/medialibrary/7d2/7d242e282333111866c15d66e0aaf338.pdf>. Accessed November 25, 2024.

31. Koeun Lee, Ho Young Park, Kyung Won Kim, et al. Advances in whole body MRI for musculoskeletal imaging: Diffusion-weighted imaging. *Journal of Clinical Orthopaedics and Trauma*. 2019; 10: 680-6. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2019.05.018>.
32. Koh DM, Thoeny HC, editors. *Diffusion-Weighted MR Imaging Heidelberg*: Springer Berlin, Heidelberg; 2010. <https://link.springer.com/book/10.1007/978-3-540-78576-7>.
33. Vargas MI, Delattre BMA, Boto J, Gariani J, Dhoub A, Fitsiori A, et al. Advanced magnetic resonance imaging (MRI) techniques of the spine and spinal cord in children and adults. *Insights into Imaging*. 2018; 9: 549-57. <https://doi.org/10.1007/s13244-018-0626-1>.
34. Vivek Kalia, Leung DG, Sneag DD, Filippo Del Grande, Carrino JA. *Advanced MRI Techniques for Muscle Imaging*. *Seminars in Musculoskeletal Radiology*. 2017; 21 (4): 459-69. <https://doi.org/10.1055/s-0037-1604007>.
35. Шериев СР, Сидорина АС, Баев МС, и др. Современные методики магнитно-резонансной томографии в кардиологии. *Российский журнал персонализированной медицины*. 2023; 3 (6): 61-6. Sheriev SR, Sidorina AS, Baev MS, i dr.. *Sovremennye metodiki magnitno-rezonansnoj tomografii v kardiologii*. *Rossijskij zhurnal personalizirovannoj mediciny*. 2023; 3 (6): 61-6 (In Russ.) <https://doi.org/10.18705/2782-3806-2023-3-6-61-66>. Accessed January 9, 2025.
36. von Knobelsdorf-Brenkenhof F, Schulz-Menger J. Cardiovascular magnetic resonance Cardiovascular magnetic resonance of Cardiology: a comprehensive summary and update. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 2023; 25 (42): 28 p. <https://doi.org/10.1186/s12968-023-00950-z>.
37. Силин АЮ, Лесняк ВН. Магнитно-резонансная томография сердца в клинической практике. *Клиническая практика*. 2013; (1): 67-76. Silin AYu, Lesnyak VN. *Magnitno-rezonansnaya tomografiya serdca v klinicheskoy praktike*. *Klinicheskaya praktika*. 2013; (1): 67-76 (In Russ.) <https://clinpractice.ru/upload/iblock/50c/50c25b11ac0a26bd3ef77afa1712483a.pdf>. Accessed January 10, 2025.
38. Hartung MP, Grist TM, Francois CJ. Magnetic resonance angiography: current status and future directions. *Journal of Cardiovascular Magnetic Resonance*. 2011; 13: Article ID 192011, 11 p. <https://doi.org/10.1186/1532-429X-13-19>.
39. Шайдаков ЕВ, Санников А.Б. АБ, Емельяненко ВМ, и др.. Возможности МРТ-исследований в визуализации сосудистого русла нижних конечностей. *Русский медицинский журнал*. 2020; 13: 33-44. Shajdakov EV, Sannikov A.B. AB, Emel'yanenko VM, i dr.. *Vozmozhnosti MRT-issledovaniy v vizualizacii sosudistogo rusla nizhnih konechnostej*. *Russkij medicinskij zhurnal*. 2020; 13: 33-44 (In Russ.) https://www.rmj.ru/articles/khirurgiya/Vozmoghnosti_MRT-issledovaniy_v_vizualizacii_sosudistogo_rusla_nizhnih_konechnostey/. Accessed January 9, 2025.
40. Бузина АМ, Фатеев ИН. Исследование анатомического строения печени и внепеченочных желчных путей с использованием метода магнитно-резонансной томографии. *Фундаментальные исследования* № 4, 2014. 2014; (4): 419-23. Buzina AM, Fateev IN. *Issledovanie anatomiceskogo stroeniya pecheni i vnepechenochnyh zhelchnyh putej s ispol'zovaniem metoda magnitno-rezonansnoj tomografii*. *Fundamental'nye issledovaniya* № 4, 2014. 2014; (4): 419-23 (In Russ.). <https://fundamental-research.ru/ru/article/view?id=33858>. Accessed January 12, 2025.
41. Фишбах Ф, Фишбах К. МРТ печени. Диагностика, дифференциальная диагностика, принципы лечения. Иванишкин ВТ, (eds). Москва: "МЕДпресс-информ"; 2018: 256 с. Fishbah F, Fishbah K. *MRT pecheni. Diagnostika, differencial'naya diagnostika, principy lecheniya*. Ivanishkin VT, (eds). Moskva: "MEDpress-inform"; 2018: 256 p. (In Russ.). ISBN: 978-5-0003-0549-2. https://static-eu.insales.ru/files/1/7046/12401542/original/mrt_pecheni.pdf. Accessed January 16, 2025.
42. Chilla GS, Cher Heng Tan, Chenjie Xu, Chueh Loo Poh. Diffusion weighted magnetic resonance imaging and its recent trend - a survey. *Quantitative Imaging in Medicine and Surgery*. 2015; 5 (3): 407-22. <https://doi.org/10.3978/j.issn.2223-4292.2015.03.01>.

43. Israel GM. MRI of the Kidney and Urinary Tract. *Journal of magnetic resonance imaging*. 2006; 24: 725-34. <https://doi.org/10.1002/jmri.20700>.
44. Chung AD, Schieda N, Shanbhogue AK, Di-lauro M, Rosenkrantz AB, Siegelman ES. MRI Evaluation of the Urothelial Tract: Pitfalls and Solutions. *American Journal of Roentgenology*. 2016; 207 (6). <https://doi.org/10.2214/AJR.16.16348>.
45. Nascimento D, Suchard G, Hatem M, de Abreu A. The role of magnetic resonance imaging in the evaluation of bone tumours and tumour-like lesions. *Insights Imaging*. 2014; (5): 419-40. <https://doi.org/10.1007/s13244-014-0339-z>.
46. Flores AP, Sanchez CV, Roda JM, et al. Assessment of Pre-operative Measurements of Tumor Size by MRI Methods as Survival Predictors in Wild Type IDH Glioblastoma. *Frontiers in Oncology*. 2020; 10: Article 1662, 12 p. <https://doi.org/10.3389/fonc.2020.01662>.
47. Federico Bruno, Vincenza Granata , Flavia Cobianchi Bellisari , et al. Advanced Magnetic Resonance Imaging (MRI) Techniques: Technical Principles and Applications in Nanomedicine. *Cancers* 2022; 14: Article ID 1626. 17 p. <https://doi.org/10.3390/cancers14071626>.
48. Бывальцев ВА, Дергилев АП, Кичигин АИ, Каныгин ВВ. Диффузионно-взвешенная магнитно-резонансная томография в дифференциальной диагностике доброкачественных и злокачественных опухолей головного мозга. *Современные проблемы науки и образования*. 2020; 3: 8 с. Byval'cev VA, Dergilev AP, Kichigin AI, Kanygin VV. Diffuzionno-vzveshennaya magnitno-rezonansnaya tomografiya v differencial'noj diagnostike dobrokachestvennyh i zlokachestvennyh opuholej golovnogogo mozga. *Sovremennye problemy nauki i obrazovaniya*. 2020; 3: 8 p. (In Russ.) <https://science-education.ru/article/view?id=29867>. Accessed January 10, 2025.
49. Nitesh Yadav , Prashant Kumar Jain. A Review Article on Brain Tumor Detection and Optimization using Hybrid Classification Algorithm. *International Journal for Research in Applied Science & Engineering Technology (IJRASET)*. 2021; 9 (XI): 763-7. <https://www.ijraset.com/best-journal/brain-tumor-detection-and-optimization-using-hybrid-classification-algorithm>. Accessed January 15, 2025.
50. Silva MA, See AP, Essayed WI, et al. Challenges and techniques for presurgical brain mapping with functional MRI. *NeuroImage: Clinical*. 2018; 17: 794-803. <https://doi.org/10.1016/j.nicl.2017.12.008>.
51. Щербань АЕ, Иванов ПИ, Черкашин МА, Желбунова ЕА. Стереотаксическая биопсия опухолей головного мозга с планированием в условиях магнитно-резонансной томографии. *Русский медицинский журнал*. 2017; 16: 1194-9. Shcherban' AE, Ivanov PI, Cherkashin MA, Zhelbunova EA. Stereotaksicheskaya biopsiya opuholej golovnogogo mozga s planirovaniem v usloviyah magnitno-rezonansnoj tomografii. *Russkij medicinskij zhurnal*. 2017; 16: 1194-9. (In Russ.) https://www.rusmedreview.com/upload/iblock/6c4/RMJ_16_2017_1194-1199.pdf. Accessed January 17, 2025.
52. Bates S, Dumoulin SO, Folkers PJM, et al. A vision of 14 T MR for fundamental and clinical science. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*. 2023; 36: 211-25. <https://doi.org/10.1007/s10334-023-01081-3>.
53. Platt T, Ladd ME, Paech D. 7 Tesla and Beyond. *Advanced Methods and Clinical Applications in Magnetic Resonance Imaging. Investigative Radiology*. 2021; 56: 705-25. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000820>.
54. Физические принципы устройств. *Fizicheskie principy ustrojstv*. [Online]. (In Russ.) <https://shtampik.com/photo/fizicheskieprintsipiy-ustrojstv/>. Accessed January 14, 2025.
55. Марусина МЯ, Казначеева АО. Современные виды томографии Санкт Петербург: СПбГУ ИТМО; 2006. 151 с. Marusina MYa, Kaznacheeva AO. *Sovremennye vidy tomografii Sankt Peterburg: SPbGU ITMO; 2006. 151 p (In Russ.) ISBN 5-7577-0283-4.* <https://books.ifmo.ru/file/pdf/118.pdf>. Accessed December 21, 2024.
56. Rinck PA. *Magnetic resonance in medicine*, 14th edition; 2024. ISBN: 978-628-01-2260-1. <https://www.magnetic-resonance.org/>. Accessed January 17, 2025.
57. Reiser MF, Semmler W, Hricak H, editors. *Magnetic Resonance Tomography Berlin Heidelberg: Springer-Verlag; 2008: 1510 p.*

- <https://doi.org/10.1007/978-3-540-29355-2>.
58. United States Food and Drug Administration. [Online].; 2017 [cited 2024 10 11. Available from: <https://www.fda.gov/news-events/press-announcements/fda-clears-first-7t-magnetic-resonance-imaging-device>. Accessed January 14, 2025.
 59. Прогноз рынка сканеров магнитно-резонансной томографии на 2030 год. Prognoz rynka skanerov magnitno-rezonansnoj tomografii na 2030 god (In Russ.). Available from: <https://exactitudeconsultancy.com/ru/отчеты/38400/Рынок-сканеров-магнитно-резонансной-томографии/#description>. Accessed January 10, 2025.
 60. Moser E, Laistler E, Schmitt F, Kontaxis G. Ultra-High Field NMR and MRI—The Role of Magnet Technology to Increase Sensitivity and Specificity. *Frontiers in Physics*. 2017; Volume 5: Article 33, 15 p. <https://doi.org/10.3389/fphy.2017.00033>.
 61. Chang KJ, Kamel IR, Macura KJ, Bluemke DA. 3.0-T MR imaging of the abdomen: comparison with 1.5 T. *Radiographics* 28 (7), 2008; 28 (7): 1983-98. <https://doi.org/10.1148/rg.287075154>.
 62. Carr JC, Simonetti O, Bundy J, Li D, Pereles S, Finn JP. Cine MR angiography of the heart with segmented true fast imaging with steady-state precession. *Radiology*. 2001; 219 (3): 828-34. <https://doi.org/10.1148/radiology.219.3.r01jn44828>.
 63. Rajiah P, Bolen MA. Cardiovascular MR imaging at 3 T: opportunities, challenges, and solutions. *Radiographics*. 2014; 34 (6): 1612-35. <https://doi.org/10.1148/rg.346140048>.
 64. Пирадов МА, Танашян ММ, Кротенкова МВ, и др. Передовые технологии нейровизуализации. *Клиническая неврология*. 2015; 9 (4): 11-7.
Piradov MA, Tanashyan MM, Krotchenkova MV, i dr. Peredovye tekhnologii nejrovizualizacii. *Klinicheskaya nevrologiya*. 2015; 9 (4): 11-7. (In Russ.). <https://cyberleninka.ru/article/n/peredovye-tehnologii-nejrovizualizatsii/viewer>. Accessed January 17, 2025.
 65. Cosottini M, Roccatagliata L. Neuroimaging at 7 T: are we ready for clinical transition? *European Radiology Experimental*. 2021; 5 (37): 5 p. <https://doi.org/10.1186/s41747-021-00234-0>.
 66. Robitaille PML, Warner R, Jagadeesh J, et al. Design and Assembly of an 8 Tesla Whole-Body MR Scanner. *Journal of Computer Assisted Tomography*. 1999; 23 (6): 808-20. <https://doi.org/10.1097/00004728-199911000-00002>.
 67. Yacoub E, Shmuel A, Pfeuffer J, et al. Imaging Brain Function in Humans at 7 Tesla. *Magnetic Resonance in Medicine*. 2001; 45: 588-94. <https://doi.org/10.1002/mrm.1080>.
 68. Dimo Ivanov, Federico De Martino, Elia Formisa, et al. Magnetic resonance imaging at 9.4 T: the Maastricht journey. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine*. 2023; 36: 159-73. <https://doi.org/10.1007/s10334-023-01080-4>.
 69. Helthuis JHG, van der Zwan A, van Doormaal TPC, et al. High resolution 7T and 9.4T-MRI of human cerebral arterial casts enables accurate estimations of the cerebrovascular morphometry. *Scientific Reports*. 2018; 8: Article ID 14235. <https://doi.org/10.1038/s41598-018-32427-w>.
 70. Hoff MN, McKinney IV A, Shellock FG, et al. Safety Considerations of 7-T MRI in Clinical Practice. *Radiology*. 2019; 292 (3): 509-18. <https://doi.org/10.1148/radiol.2019182742>.
 71. Tomohisa Okada, Thai Akasaka, Dinh HD Thuy, Tadashi Isa. Safety for Human MR Scanners at 7T. *Magn Reson Med Sci*. 2022; 21: 531-7. <https://doi.org/10.2463/mrms.rev.2021-0063>.
 72. Сергунова КА, Ахмад ЕС, Петрякин АВ и др. Основы безопасности при проведении магнитно-резонансной томографии. Методические рекомендации №63. 2019. Департамент здравоохранения г. Москвы. ГБУЗ “НПКЦ ДиТ ДЗМ”. 67 с.
Sergunova KA, Ahmad ES, Petryakin AV i dr. Osnovy bezopasnosti pri provedenii magnitno-rezonansnoj tomografii. Metodicheskie rekomendacii №63. 2019. Departament zdravoohraneniya g. Moskvyy. GBUZ “NPKC DiT DZM”. 67 p. (In Russ.). https://telem-dai.ru/biblioteka-dokumentov/osnovi_bezopasnosti_mrt. Accessed January 27, 2025.
 73. Pazahr S, Nanz D, Sutter R. 7 T Musculoskeletal MRI Fundamentals and Clinical Implementation. *Investigative Radiology*. 2023; 58 (1): 88-98. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000896>.

74. Stockmann JP, Arango NS, Witzel T, et al.. A 31-channel integrated “AC/DC” B0 shim and radiofrequency receive array coil for improved 7T MRI. *Magn Reson Med.* 2022; 87: 1074–92. <https://doi.org/10.1002/mrm.29022>.
75. Kraff O, Bitz AK, Dammann P, et al. An eight-channel transmit/receive multipurpose multipurpose coil for musculoskeletal MR imaging at 7 T. *Med Phys.* 2010; 37: 6368-76. <https://doi.org/10.1118/1.3517176>.
76. Wei Zhao , Julien Cohen-Adad , Polim JR, et al. Nineteen-Channel Receive Array and Four-Channel Transmit Array Coil for Cervical Spinal Cord Imaging at 7T. *Magnetic Resonance in Medicine.* 2014; 72: 291-300. <https://doi.org/10.1002/mrm.24911>.
77. Bruschi N, Boffa G, Inglese M. Ultra-high-field 7-T MRI in multiple sclerosis and other demyelinating diseases: from pathology to clinical practice. *European Radiology Experimental.* 2020; 4(59): 13 p. <https://doi.org/10.1186/s41747-020-00186-x>.
78. Oezotemiz C, White M, Elvendahl W, et al. Use of a Commercial 7-T MRI Scanner for Clinical Brain Imaging: Indications, Protocols, Challenges, and Solutions - A Single-Center Experience. *American Journal of Roentgenology.* 2023; 221: 788-805. <https://doi.org/10.2214/AJR.23.29342>.
79. Behroze Vachha , Susie Huang Y. MRI with ultrahigh field strength and high-performance gradients: challenges and opportunities for clinical neuroimaging at 7 T and beyond. *European Radiology Experimental.* 2021; 5: Article ID 35. <https://doi.org/10.1186/s41747-021-00216-2>.
80. Rutland JW, Delman BN, Gill CM, et al. Emerging use of ultra-high-field 7T MRI in the study of intracranial vascularity: state of the field and future directions. *Am J Neuroradiol.* 2020; 41: 2-9. <https://doi.org/10.3174/ajnr.A6344>.
81. Mohamed L. Seghier. 7 T and beyond: toward a synergy between fMRI based presurgical mapping at ultrahigh magnetic fields, AI, and robotic neurosurgery. *European Radiology Experimental* (2024) 8:73. 2024; 8 (1): 73. <https://doi.org/10.1186/s41747-024-00472-y>.
82. Lakhani DA, Sabsevitz DS, Chaichana KL, et al. Current state of functional MRI in the presurgical planning of brain tumors. *Radiol Imaging Cancer.* 2023; 5: Article ID e230078. <https://doi.org/10.1148/rycan.230078>.
83. Ekert JO, Kirkman MA, Seghier ML, et al. A data-based approach for selecting pre- and intra-operative language mapping tasks. *Front Neurosci.* 2021; 15: Article ID 743402. <https://doi.org/10.3389/fnins.2021.743402>.
84. Elin K, Malyutina S, Bronov O, et al. A new functional magnetic resonance imaging localizer for preoperative language mapping using a sentence completion task: validity, choice of baseline condition, and test-retest reliability. *Front Hum Neurosci.* 2022; 16: Article ID 791577. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2022.791577>.
85. Su H, Kwok KW, Cleary K, et al. State of the art and future opportunities in MRI-guided robot-assisted surgery and interventions. *Proc IEEE Inst Electr Electron Eng.* 2022; 110: 968-92. <https://doi.org/10.1109/jproc.2022.3169146>.
86. Soloukey S, Collee E, Verhoef L, et al. Human brain mapping using co-registered fUS, fMRI and ESM during awake brain surgeries: a proof-of-concept study. *Neuroimage.* 2023; 283: Article ID 120435. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2023.120435>.
87. Laader A, Beiderwellen K, Kraff O, et al. 1.5 versus 3 versus 7 Tesla in abdominal MRI: A comparative study. *PLoS ONE.* 2017; 12 (11): Article ID e0187528. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0187528>.
88. Remi Patriat, Tara Palnitkar, Jayashree Chandrasekaran, et al. DiMANI: diffusion MRI for anatomical nuclei imaging - Application for the direct visualization of thalamic subnuclei. *Front. Hum. Neurosci.* 2024; 18: Article ID 1324710. <https://doi.org/10.3389/fnhum.2024.1324710>.
89. Morel A, Magnin M, Jeanmonod D. (1997). Multiarchitectonic and stereotactic atlas of the human thalamus. *J. Comp. Neurol.* 1997; 387: 588-630. [https://doi.org/10.1002/\(sici\)1096-9861\(19971103\)387:4<588::aid-cne8>3.0.co;2-z](https://doi.org/10.1002/(sici)1096-9861(19971103)387:4<588::aid-cne8>3.0.co;2-z).
90. Pohmann R, Speck O, Scheffler. Signal-to-noise ratio and MR tissue parameters in human brain imaging at 3, 7, and 9.4 tesla using current receive coil arrays. *Magn Reson Med.* 2016; 75: 801-9. <https://doi.org/10.1002/mrm.25677>.
91. Urbil K, Auerbach E, Moeller S, et al. Brain imaging with improved acceleration and SNR

- at 7 Tesla obtained with 64 channel receive array. *Magn Reson Med.* 2019; 82: 495-509. <https://doi.org/10.1002/mrm.27695>.
92. Wiesinger F, Boesiger P, Pruessmann KP. Electrodynamics and ultimate SNR in parallel MR imaging. *Magn Reson Med.* 2004; 52: 376-90. <https://doi.org/10.1002/mrm.20183>.
93. Ladd ME, Bachert P, Meyerspeer M, et al. Pros and cons of ultra-high-field MRI/MRS for human application. *Prog Nucl Magn Reson Spectrosc* 109. 2018; 109: 1-50. <https://doi.org/10.1016/j.pnmrs.2018.06.001>.
94. Zaiss M, Jin T, Kim SG, Gochberg DF. Theory of chemical exchange saturation transfer MRI in the context of different magnetic fields. *NMR Biomed.* 2022; 35: Article ID e4789. <https://doi.org/10.1002/nbm.4961>.
95. Ertuerk MA, Xiaoping Wu, Yi itcan Eryaman, Van de Moortele PF, Auerbach EJ, Lagore RL, et al. Towards imaging the body at 10.5 tesla. *Magn Reson Med.* 2017; 77 (1): 434-43. <https://doi.org/10.1002/mrm.26487>.
96. Boulant N, Quettier L. Commissioning of the Iseult CEA 11.7 T whole body MRI: current status, gradient-magnet interaction tests and first imaging experience. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine.* 2023; 36: 175-89. <https://doi.org/10.1007/s10334-023-01063-5>.
97. 10.5 Tesla/88 cm bore Passively Shielded. In: University of Minnesota, Center for Magnetic Resonance Research, Department of Radiology. Available from: <https://www.cmrr.umn.edu/magnets/105t88.shtml>. Accessed January 17, 2025.
98. Yacoub E, Grier MD, Auerbach EJ, et al. Ultra-high field (10.5 T) resting state fMRI in the macaque. *Neuroimage* 223. 2020; 223: Article ID 117349. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2020.117349>.
99. Grier MD, Yacoub E, Adriany G, et al. Ultra-high field (105T) diffusion-weighted MRI of the macaque brain. *Neuroimage* 255. 2022; 255: Article ID 119200. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2022.119200>.
100. Wu X, Grant A, Ma X, et al. Susceptibility-weighted imaging and quantitative susceptibility mapping of the human brain at 10.5 Tesla: an initial experience. In: *Proceedings of the Joint Annual Meeting ISMRM-ESMRMB.* London. 2022. <https://archive.ismrm.org/2022/0647.html>. Accessed January 11, 2025.
101. He X, Ertuerk MA, Grant A, et al. First in-vivo human imaging at 10.5T: Imaging the body at 447 MHz. *Magn Reson Med.* 2020; 84: 289-303. <https://doi.org/10.1002/mrm.28131>.
102. Boulant N, Mauconduit F, Gras V, et al. In vivo imaging of the human brain with the Iseult 11.7-T MRI scanner. *Nature Methods.* 2024; 21: 2013-6. <https://doi.org/10.1038/s41592-024-02472-7>.
103. Ladd ME, Quick HH, Speck O, et al. Germany's journey toward 14 Tesla human magnetic resonance. *Magnetic Resonance Materials in Physics, Biology and Medicine.* 2023; 36(2): 20 p. <https://doi.org/10.1007/s10334-023-01085-z>.
104. Iseult: The World's Most Powerful MRI Reveals Its First Images of the Human Brain. [Online]. 2023. Available from: <https://emag.directindustry.com/2024/04/02/project-iseult-the-worlds-most-powerful-mri-reveals-its-first-images-of-the-human-brain/>. Accessed December 17, 2024.
105. Medical and Life Science Studies (MRI, fMRI, MRS) Enabled by 20 Tesla. In *High Magnetic Field Science and Its Application in the United States: Current Status and Future Directions.*; 2013. p. 80-99. <https://web.archive.org/web/20150223114124/http://www.nap.edu/catalog/18355/high-magnetic-field-science-and-its-application-in-the-united-states>. Accessed December 15, 2024.
106. Budinger TF, Bird MD. MRI and MRS of the human brain at magnetic fields to 20T: Technical feasibility, safety, and neuroscience horizons. *Neuroimage.* 2018; 168: 509-31. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2017.01.067>.
107. Wang Y, Wang Q, Wang H, et al. Actively-shielded ultrahigh field mri/nmr superconducting magnet design. *Superconductor science and technology.* 2021; 35 (1): Article ID 014001. <https://doi.org/10.1088/1361-6668/ac370e>.
108. Liu XG, Wu F, Wu K, et al. 27th International Conference on Magnet Technology. In *Mechanical Analysis of a 14 T Whole-Body MRI Magnet*; 2021. p. Contribution ID: 673 Contribution code: WED-OR2-703-07. <https://indico.cern.ch/event/975584/>

- contributions/4427139/contribution.pdf. Accessed December 18, 2024.
109. Barskiy DA, Coffey A, Nikolaou P, et al. NMR Hyperpolarization Techniques of Gases. *Chemistry*, 2017; 23: 725-51. <https://doi.org/10.1002/chem.201603884>.
110. Eddy RL, Parraga G. Pulmonary xenon-129 MRI: new opportunities to unravel enigmas in respiratory medicine. *Eur Respir J*. 2020; 55(2): Article ID 1901987. <https://doi.org/10.1183/13993003.01987-2019>.
111. Григорьев ГЮ, Лагутин АС. Методы получения поляризованного ксенона для магнитно-резонансной томографии (обзор). *Журнал технической физики*. 2022; 92 (9): 1277-99.
Grigoriev Gyu, Lagutin AS. Metody polucheniya polarizovannogo ksenona dlya magnitno-rezonansnoj tomografii (obzor). *Zhurnal tekhnicheskoy fiziki*. 2022; 92 (9): 1277-99. <https://doi.org/10.21883/JTF.2022.09.52919.65-22>.
112. Khan AS, Harvey RL, Birchall JR, et al. Enabling Clinical Technologies for Hyperpolarized Xenon-129 MRI and Spectroscopy. *Angew Chem Int Ed Engl*. 2021; 609 (41): 22126-47. <https://doi.org/10.1002/anie.202015200>.
113. Ya-Jun Ma, Saeed Jerban, Hyungseok Jang, et al. Quantitative Ultrashort Echo Time (UTE) Magnetic Resonance Imaging of Bone: An Update. *Front Endocrinol (Lausanne)*. 2020; 11: Article 567417. <https://doi.org/10.3389/fendo.2020.567417>.

Конфликт интересов. Авторы заявляют об отсутствии конфликта интересов.

Финансирование. Работа выполнена в рамках Программы деятельности федерального государственного бюджетного учреждения "Национальный исследовательский центр "Курчатовский институт" на 2023–2027 годы по направлению 4 "Исследования и разработки по развитию применения ядерных технологий в медицине" – Прикладные исследования в области разработки новых технологий наработки перспективных радионуклидов и стабильных изотопов.

Участие авторов. Статья подготовлена с равным участием авторов.

Поступила: 17.02.2025. Принята к публикации: 10.06.2025.

Conflict of interest. The authors declare no conflict of interest.

Financing. The work was carried out within the framework of the Program of Activities of the Federal State Budgetary Institution "National Research Center "Kurchatov Institute" for 2023-2027 in the direction 4 "Research and development for the development of the application of nuclear technologies in medicine" – Applied research in the field of development of new technologies for the production of promising radionuclides and stable isotopes.

Contribution. Article was prepared with equal participation of the authors.

Article received: 17.02.2025. Accepted for publication: 10.06.2025.