

ОБЩАЯ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ
ТЕХНИКА

УДК 53.087

ПРИЕМНО-ПЕРЕДАЮЩАЯ СИСТЕМА С УЛУЧШЕННОЙ
ОДНОРОДНОСТЬЮ ПОЛЯ ДЛЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО
ТОМОГРАФА С ИНДУКЦИЕЙ МАГНИТНОГО ПОЛЯ 0.4 Тл

©2026 г. В. Л. Одиванов*, Я. В. Фаттахов, А. А. Баязитов,
А. Р. Фахрутдинов, В. А. Шагалов

Казанский физико-технический институт им. Е.К. Завойского
Казанского научного центра Российской академии наук
Россия, 420029, Казань Сибирский тракт, 10/7

*e-mail: odivanov@mail.ru

Поступила в редакцию 24.06.2025 г.

После доработки 27.11.2025 г.

Принята к публикации 12.01.2026 г.

Проанализированы требования, предъявляемые к датчикам низко- и среднеполевых магнитно-резонансных томографов. Описана конструкция катушки передающего контура приемно-передающей системы для томографа с индукцией магнитного поля 0.4 Тл, содержащая специальные элементы, обеспечивающие улучшение однородности создаваемого радиочастотного поля. Проведены численное моделирование и оптимизация размеров элементов катушки, приведены результаты расчетов распределения радиочастотного поля в объеме катушки и результаты эксперимента по его измерению с использованием макета катушки, изготовленного с оптимальными размерами. Проведены эксперименты на магнитно-резонансном томографе по оценке однородности радиочастотного поля.

1. ВВЕДЕНИЕ

В настоящее время томографические методы широко применяются как средство диагностики объектов различной природы. Среди таких методов, применяемых в медицинской практике, можно отметить магнитно-резонансную, компьютерную рентгеновскую, оптическую и ультразвуковую томографии. Постоянно ведутся исследования с целью повышения информативности магнитно-резонансной томографии (МРТ). Магнитно-резонансная томография является одним из наиболее информативных методов медицинской диагностики. Аппаратура МРТ в организациях здравоохранения представлена, в основном, установками с индукцией постоянного магнитного поля 1.5–3 Тл на базе сверхпроводящих магнитных систем.

Такие установки обходятся дорого как при развертывании, так и при эксплуатации, в связи с чем их использование оправдано только в организациях с большим потоком пациентов. В последнее время в мире получают распространение низко- и среднеполевые томографы с индукцией поля 0.05–0.5 Тл, в том числе на базе постоянных магнитов. Их стоимость существенно ниже, тогда как по диагностическим возможностям они приближаются к высокополевым установкам [1, 2].

Особенности применения таких низко- и среднеполевых томографов на постоянном магните по сравнению с установками со сверхпроводящими магнитами – это более низкая рабочая частота и другая ориентация основного магнитного поля по отношению к пациенту, что требует разработки специальных приемных радиочастотных датчиков, входящих в состав приемно-передающей системы, для обследования различных частей тела пациентов.

Низко- и среднеполевая МРТ переживает возрождение благодаря последним достижениям в области аппаратного и программного обеспечения, что делает ее более жизнеспособным и доступным вариантом медицинской визуализации [3–6]. Этот всплеск интереса обусловлен потребностью в доступных и экономически эффективных решениях для визуализации и для конкретных клинических применений. Технологические достижения как в аппаратном, так и в программном обеспечении значительно улучшили диагностические возможности и производительность МРТ с низкой и средней величиной магнитного поля. Эти достижения включают в себя оптимизированную последовательность импульсов, параллельный прием и сжатое зондирование, улучшенные алгоритмы калибровки и реконструкции, а также машинное обучение для последующей обработки изображений.

МРТ с низкой и средней величинами магнитного поля обладает такими преимуществами, как уменьшенная потребность в помещениях с радиочастотной защитой и уменьшенная потребность в дорогостоящем жидким гелием. Меньшие габариты и масса делают МРТ более простой и доступной по цене за счет более низких затрат на приобретение, установку и эксплуатацию, а также сервисное обслуживание.

Магнитно-резонансная томография с низким и средним полями находит эффективное применение для решения различных клинических задач, включая визуализацию головного мозга [7], процедуры под контролем МРТ [8, 9], визуализацию опорно-двигательного аппарата [10], визуализацию внутренних органов [11, 12].

Хотя МРТ с низким и средним полями обладает многочисленными достижениями, по-прежнему остаются задачи, решением которых занимаются разработчики и врачи. Решая поставленные задачи и используя свои сильные стороны, низкополевая магнитно-резонансная томография может произвести революцию в медицинской диагностике.

В лаборатории методов медицинской физики КФТИ ФИЦ КазНЦ РАН разрабатывается и изготовлен опытный образец специализированного магнитно-резонансного томографа на базе постоянного магнита с индукцией поля 0.4 Тл [13]. Магнитная система открытого типа У-образной формы имеет рабочий зазор 206 мм, что позволяет использовать установку для обследования различных суставов пациента. Ранее для этого томографа было разработано семейство приемных датчиков с внутренним диаметром от 20 до 150 мм, в том числе был разработан датчик “Сустав” [14], который обеспечивал достаточные диагностические возможности при обследовании кисти, лучезапястного, локтевого, голеностопного и коленного суставов. Внутренний диаметр этого датчика составляет 150 мм. Поэтому для обследования коленных суставов полных пациентов, а также для обследования суставов в различных фиксированных положениях возникла необходимость разработки датчика большего диаметра.

Кроме того, передающая катушка прежней приемно-передающей системы имела седловидную форму, что подразумевает более ограниченную область однородности радиочастотного поля по сравнению с соленоидом.

При разработке приемно-передающей системы для МРТ необходимо учитывать набор требований, которым она должна отвечать, а также схемы подключения ее элементов к аппаратуре установки, а именно, передающего контура, который формирует поле B_1 , и приемного контура, регистрирующего сигнал ядерного магнитного резонанса (ЯМР).

Катушка передающего контура должна обеспечивать эффективное формирование радиочастотного поля при передаче мощности от передатчика. Для этого входной импеданс передающего контура на резонансной частоте должен быть близок к выходному сопротивлению передатчика, а также к волновому сопротивлению соединительного кабеля, поскольку приемно-передающая система может находиться на значительном расстоянии от передатчика. Добротность передающего контура выбирается компромиссно между максимальной эффективностью формирования поля и достаточной полосой частот для перекрытия области наблюдения при амплитудах градиентов, используемых в томографе. Формируемое передающим контуром радиочастотное поле должно быть максимально однородным в области интереса, чтобы обеспечивать одинаковые углы вращения намагниченности спинов в различных точках этой области. Это позволяет избежать появления артефактов на томограммах, связанных с неточностью инверсии намагниченности в некоторых методиках сканирования.

Что касается приемных контуров датчика, то они должны обеспечивать максимальную чувствительность к сигналам ЯМР в заявленной полосе частот от исследуемого объекта. Это достигается выбором размера приемной катушки, близким к размеру объекта, а также мерами для увеличения добротности контура, которая также является компромиссом между

чувствительностью и полосой частот. Чувствительность приемного контура к сигналам из различных точек области наблюдения должна быть по возможности одинаковой, что обеспечивает однородность яркости различных частей получаемых изображений. Для этого поле, создаваемое катушкой приемного контура при подаче на нее сигнала на частоте резонанса, должно быть максимально однородным. Есть работы, посвященные решению данной проблемы с помощью катушек с соленоидальной матрицей, например [15].

В работах [16–18] рассматриваются приемные катушки, разработанные с целью приблизить витки к области исследования, в том числе при исследовании объектов сложной анатомической формы.

Схемотехника приемно-передающей системы должна обеспечивать исключение влияния передающего контура на резонансные характеристики приемных контуров. Возбуждающие радиочастотные импульсы на выходе передатчика имеют амплитуду порядка сотен вольт. При попадании сигнала большой амплитуды через катушку приемного контура на вход предварительного усилителя возможно повреждение предуслителя. Кроме того, приемные катушки с собственными резонансными контурами, настроенными на одну частоту с передающим контуром, могут экранировать поле передающей катушки и создавать собственные поля в результате переизлучения. Схемы подключения катушек приемных контуров должны минимизировать их влияние на возбуждающее поле от катушки передающего контура, а также максимально ослаблять прохождение сигнала с передающего контура на вход предуслителя в момент подачи возбуждающих импульсов.

Витки обмоток не должны заметно экранировать переменные поля, создаваемые градиентными катушками в области наблюдения, чтобы избежать затягивание фронтов градиентных импульсов.

Есть подход, при котором передающая и приемная радиочастотные катушки совмещены в одной приемно-передающей катушке. Рассматриваются катушки соленоидального типа [19], в виде “птичьей клетки” для МРТ с полем 0.5 Тл [20], а также катушка, где четыре кольца действуют как две пары катушек Гельмгольца, расположенных близко друг к другу [21].

2. КОНСТРУКЦИЯ ПЕРЕДАЮЩЕЙ КАТУШКИ

Рассмотрим некоторые технические аспекты, связанные с передающими катушками. Резонансная частота протонов в поле 0.4 Тл составляет примерно 17.5 МГц. Для работы на такой частоте оптимальное количество витков катушки диаметром 150–160 мм и длиной 200–220 мм равно одному, потому что при большем числе витков установленная емкость контура будет слишком мала, и паразитные емкости, вносимые исследуемым объектом при его помещении в катушку, будут оказывать существенное влияние на резонансную частоту. Кроме

того, паразитные емкости с проводящим объектом будут вносить потери, приводящие к снижению добротности.

Оптимальная форма для передающей катушки – соленоидальная с параллельным включением витков (так называемая соленоидальная матрица витков или система витков). Заметим, что даже у многовиткового соленоида поле к краям катушки уменьшается, а у соленоида с параллельными витками этот эффект проявляется еще больше, поскольку ток через витки распределяется неравномерно и течет в основном через витки, которые находятся ближе к точке подключения.

Идея улучшить однородность поля состоит в том, чтобы подвести ток в первую очередь к крайним виткам катушки. Для этого данная система витков подключается к источнику тока через петли таким образом, что ток подводится к середине верхней стороны петель и при этом направляется по петле сначала к крайним виткам, а далее к центру [22]. На рис. 1 схематично показаны расположение и условные обозначения характерных элементов катушки.

Рис. 1. Схематичное изображение передающей катушки с условными обозначениями ...

Для проверки предложенной идеи было проведено численное моделирование электромагнитных полей в объеме области наблюдения, создаваемых током, подводимым к катушке. Для предварительного моделирования была использована разработанная нами оригинальная программа [23] для моделирования электромагнитных полей в упрощенных системах на основе закона Био–Савара–Лапласа.

Для основного моделирования и оптимизации использовалось приложение CST Studio [24]. Основой программы CST является метод FDTD (метод конечных разностей во временной области), основанный на решении уравнений Максвелла в трехмерном пространстве. Вычисление во временной области позволяет решать электромагнитную задачу для всего диапазона частот за одну итерацию. Это делает метод FDTD удобным для расчета сверхширокополосных устройств. Для расчета электромагнитных полей в программе метод FDTD применяет параллельные вычисления для ускорения моделирования, этот метод легко справляется со сложными геометриями. После завершения моделирования CST предоставляет инструменты для анализа результатов, среди которых визуализация электромагнитных полей. Данный метод широко применяется для расчета и оптимизации катушек для магнитно-резонансной томографии, например, для катушки МР-сканера с полем 0.18 Тл [25] и коленной катушки для аппарата МРТ с полем 0.5 Тл [26].

Приложение CST может использоваться для пространственного моделирования электромагнитных полей в системах как с размерами, соизмеримыми с длиной волны, так и с размерами, значительно меньшими длины волны. В нашем случае использовался второй

вариант, поскольку на частоте 17.5 МГц длина волны составляет 17 м, что значительно больше размеров катушки, равных примерно 200 мм.

Модель катушки имеет несколько характерных размерных параметров, которые требуют оптимизации для максимального соответствия требованиям к приемно-передающей системе. Оптимизация параметров катушки выполнялась посредством моделирования объемного распределения поля при различных значениях параметров, они изменялись с определенным шагом. В качестве критериев оптимизации использовались следующие параметры модели катушки:

- величина напряженности магнитного поля, создаваемого катушкой при подаче заданного тока на рабочей частоте 17.5 МГц;
- однородность распределения поля в объеме катушки;
- сохранение амплитуды и фазы внешнего низкочастотного поля (до 100 кГц), моделирующего градиентные воздействия.

Моделирование с варьированием ширины витка a и зазора между ними b показало, что влияние этих параметров на амплитуду и однородность поля при заданном подводимом токе незначительно.

В то же время предполагается, что зазор между витками должен быть минимальным, чтобы уменьшить эффективное сопротивление катушки и увеличить добротность контура. Моделирование с использованием внешнего низкочастотного поля показало, что заметное влияние на амплитуду и фазу низкочастотного поля в центре области наблюдения возникает при ширине витка более 15 мм. Поэтому в качестве оптимальных параметров были выбраны $a = d = 10$ мм, $b = 2$ мм. Принималось во внимание также то, что изготовление катушки с большим числом витков и малым зазором между ними без погрешностей при использовании доступных технологий затруднительно.

Петли, подводящие ток к виткам катушки, имеют собственную индуктивность и взаимодействуют друг с другом. За счет этого возможно влияние их размеров на однородность поля катушки. При моделировании с варьированием зазоров c и h оценивалась однородность магнитного поля вдоль центральной оси, а также вдоль оси, но при смещении на 50 мм и 80 мм по радиусу (рис. 2). Было показано, что самая высокая однородность достигается при максимальной высоте петель c и минимальном зазоре между ними h . На практике оптимальная однородность поля достигается при отношении $c/h > 2$. В конечной модели выбраны размеры $c = 5$ мм, $h = 2$ мм.

Рис. 2. Расчетное распределение поля оптимизированной передающей катушки ...

Такая же конструкция может быть использована и при построении приемной катушки. Это обеспечит лучшую равномерность чувствительности к сигналам от различных точек области наблюдения.

По результатам расчетов был изготовлен макет передающей катушки приемно-передающей системы со следующими оптимизированными размерами:

- внешний диаметр 195 мм, длина 220 мм;
- на внешней поверхности несущего каркаса из полистирола закреплена обмотка из 18 параллельных витков шириной 10 мм из листовой меди толщиной 0.2 мм;
- зазоры между витками 2 мм;
- ширина соединительных шин витков и петель подвода тока 10 мм;
- высота петель 5 мм, зазор между петлями 2 мм.

Были измерены электрические характеристики разработанной катушки. Добротность контура с новой катушкой порядка 30, т. е. примерно такая же, как и для прежнего варианта с седловидной катушкой. Для проверки полученных характеристик передающей катушки также был проведен эксперимент по измерению распределения радиочастотного поля в объеме катушки при подведении к ней сигнала от генератора на частоте 17.5 МГц. Контроль наведенного сигнала осуществлялся с помощью измерительного зонда, представляющего собой катушку диаметром 8 мм из 15 витков медного провода, подключенную к осциллографу через симметрирующий трансформатор. Зонд перемещался вдоль продольной оси катушки, а также со смещениями от оси на 50 мм и 80 мм. Шаг перемещения зонда равен 10 мм. Результаты измерений амплитуды сигнала показаны на рис.3.

Рис. 3. Измеренное распределение радиочастотного поля макета передающей ...

Таким образом, из анализа полученных сигналов видно, что результаты измерений качественно совпадают с расчетными графиками. Отклонения могут быть обусловлены влиянием зонда и его подводящих проводов на поле катушки.

3. ОЦЕНКА ОДНОРОДНОСТИ РАДИОЧАСТОТНОГО ПОЛЯ ПО РЕЗУЛЬТАТАМ ЯМР-ИЗМЕРЕНИЙ

На базе макета передающей катушки был построен макет приемно-передающей системы, включающий также приемную катушку седловидной формы диаметром 160 мм, помещаемую внутрь передающей. С использованием макета приемно-передающей системы в составе аппаратуры МРТ был проведен эксперимент по получению зависимости амплитуды спада сигнала свободной индукции (ССИ) ЯМР от амплитуды возбуждающего радиочастотного импульса. В качестве объекта использовалась емкость с водным раствором CuSO_4 диаметром

100 мм и высотой 150 мм. Критерием оценки однородности возбуждающего поля является минимальная амплитуда сигнала при воздействии 180-градусным импульсом возбуждения.

Известно, что в таком эксперименте при воздействии на спиновую систему π -импульсом все спины поворачиваются на угол, близкий к 180° . Угол поворота определяется амплитудой радиочастотного поля. Чем однороднее это поле, тем более синхронно (при изменении амплитуды импульса) будут поворачиваться спины. В идеальном случае при определенной амплитуде радиочастотного импульса все спины повернутся на 180° и результирующий сигнал будет равен нулю. В реальной ситуации спины в разных областях образца (пространства) поворачиваются на 180° при немного разных амплитудах радиочастотного импульса и мы наблюдаем не нуль сигнала, а минимум. Таким образом, чем ближе величина сигнала ЯМР в минимуме к нулю при изменении амплитуды импульса, тем лучше однородность радиочастотного поля. По результатам наших экспериментов установлено, что отношение минимума сигнала (при π -импульсе) к максимуму сигнала (при $\pi/2$ -импульсе) составляет порядка 16% для новой разработанной передающей катушки, в то время как для прежнего варианта оно составляет порядка 21% [14]. При этом зависимость амплитуды сигнала ЯМР от угла импульса имеет более четко выраженный минимум при приближении угла импульса к 180° . Оба этих факта свидетельствуют о том, что во вновь разработанной передающей катушке однородность радиочастотного поля улучшилась.

На рис. 4 показаны графики зависимостей амплитуды сигнала ССИ от амплитуды возбуждающего импульса для двух датчиков. Для удобства сравнения амплитуды сигнала ССИ были нормированы на максимальную амплитуду для каждого датчика, поскольку они, естественно, разные. Единицы амплитуды импульса передатчика были переведены в формат угла радиочастотного импульса, поскольку для разных датчиков амплитуды импульсов также различаются по абсолютной величине. В экспериментах по измерению амплитуды сигнала ССИ применялось накопление, равное 4 (при возбуждении фаза импульса менялась на 90°). За счет накоплений ошибка в определении амплитуды не превышает размер точек, приведенных на рис. 4.

Рис. 4. Графики изменения амплитуды ССИ (нормировано на максимальный сигнал) при различных амплитудах возбуждения

Для проверки работоспособности вновь разработанной приемно-передающей системы применительно к МРТ было получено томографическое изображение на магнитно-резонансном томографе с индукцией поля 0.4 Тл тестового объекта – фантома. В данном эксперименте фантом представляет собой конструкцию из полиметилметакрилата с набором отверстий диаметрами 1, 2 и 3 мм, обрамленных кольцевой проточкой шириной 5 мм. Все полости

заполнены водным раствором CuSO₄. Полученное изображение приведено на рис. 5, на котором видно, что отверстия диаметром 1 мм уверенно разрешаются.

Рис. 5. Томограмма тестового объекта.

4. ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Представленная приемно-передающая система обладает лучшей однородностью радиочастотного поля (B_1) по сравнению с системой, содержащей передающую катушку седловидной конструкции. Это продемонстрировано в эксперименте с зависимостью амплитуды сигнала ЯМР от амплитуды (угла) радиочастотного импульса.

С применением разработанной приемно-передающей системы в составе аппаратуры специализированного МРТ с полем 0.4 Тл получены тестовые изображения фантома. Пространственное разрешение составляет 1 мм.

Вновь разработанный вариант приемно-передающей системы с соленоидальной системой витков и повышенной однородностью радиочастотного поля позволяет получать томограммы без яркостных артефактов на изображении, что повышает достоверность медицинской диагностики.

На представленное техническое решение авторами получен патент Российской Федерации на изобретение.

ФИНАНСИРОВАНИЕ

Работа выполнена в рамках государственного задания ФИЦ КазНЦ РАН "Разработка физических основ, материалов и элементной базы квантовых оптических и спиновых технологий".

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Arnold T.C., Freeman C.W., Litt B., Stein J.M.* // J Magn. Reson. Imaging. 2023. V. 57. № 1. P. 25. <https://doi.org/10.1002/jmri.28408>
2. *Hori M., Hagiwara A., Goto M., Wada A., Aoki S.* // Invest Radiol. 2021. V. 56. № . 11. P.669. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000810>.
3. *Sarracanie M., LaPierre C., Salameh N. et al.* // Sci. Rep. 2015. V. 5. P. 15177. <https://doi.org/10.1038/srep15177> .
4. *Hennig J.* // Magn. Reson. Mater. Phys., Biol. Med. 2023. V. 36. P. 335. <https://doi.org/10.1007/s10334-023-01104-z> .
5. *Arnold T.C., Freeman C.W., Litt B., Stein J.M.* // J. Magn. Reson. Imaging. 2023. V. 57. P. 25. <https://doi.org/10.1002/jmri.28408> .

6. *Hori M., Hagiwara A., Goto M., Wada A., Aoki S.* // *Invest. Radiol.* 2021. V. 56. № 11. P. 669. <https://doi.org/10.1097/RLI.0000000000000810>
7. *Mateen F.J., Cooley C.Z., Stockmann J.P., Rice D.R., Vogel A.C., Wald L.L.* // *Multiple Sclerosis and Related Disorders Correspondence.* 2021. V. 51. P. 102903. <https://doi.org/10.1016/j.msard.2021.102903>
8. *Mutic S., Dempsey J.F.* // *Semin. Radiat. Oncol.* 2014. V. 24. № 3. P. 196. <https://doi.org/10.1016/j.semradonc.2014.02.008>.
9. *Chaga M., Chen T., Feng W., et al.* // *Cureus.* 2024. V. 16. № 12. P. e75600. <https://doi.org/10.7759/cureus.75600>.
10. *Lee K., Parkb H.Y., Kim K.W. et al.* // *J. Clin. Orthop. Trauma.* 2019. V. 10. № 4. P. 680. <https://doi.org/10.1016/j.jcot.2019.05.018>.
11. *Heiss R., Grodzki D.M., Horger W., Uder M., Nagel A.M., Bickelhaupt S.* // *Magn. Reson. Imaging.* 2021. V. 76. P.49. <https://doi.org/10.1016/j.mri.2020.11.004>
12. *Campbell-Washburn A.E., Suffredini A.F., Chen M.Y.* // *Radiology.* 2021. V. 299. № 2. P. E246. <https://doi.org/10.1148/radiol.2021204155>
13. *Fattakhov Ya.V., Anikin A.N., Bayazitov A.A. et al.* The first results of using a specialized MRI system with magnetic field of 0.4 T. Modern Development of Magnetic Resonance, Abstracts of the International conference and workshop “Diamond-based quantum systems for sensing and quantum information”, 2020. Kazan: FRC Scientific Center of RAS. P. 184. <https://elibrary.ru/item.asp?id=44208125>
14. *Баязитов А.А., Фаттахов Я.В., Фахрутдинов А.Р., Шагалов В.А.* // *ПТЭ.* 2020. № 6. С. 89. <https://doi.org/10.31857/s003281622006004x>
15. *Su S., Zou M.X., Murphy-Boesch J.* // *Magn. Reson. Med.* 2002. V. 47. P. 794. <https://doi.org/10.1002/mrm.10121>.
16. *Takashi Minemura.* U.S. Patent 5185577 A, 1993.
17. *Randall W. Jones.* U.S. Patent 5543710 A, 1996.
18. *Архангельский В.А., Комкин А.Л., Лыков В.В.* РФ Патент 2192165 С1, 2002.
19. *Мишикинис А.Б.* РФ Патент 2417746 С1, 2011.
20. *Giovannetti G., Frijia F., Flori A.* // *Electronics.* 2022. V. 11. P. 4233. <https://doi.org/10.3390/electronics11244233>
21. *Meng Bin, Huang Kai-Wen, Wang Wei-Min* // *Chin. Phys. B.* 2010. V. 19. № 7. P.076103. <https://doi.org/10.1088/1674-1056/19/7/076103>
22. *Одиванов В.Л., Баязитов А.А., Фаттахов Я.В., Фахрутдинов А.Р., Шагалов В.А.* РФ Патент 2795364 С1, 2023.

23. *Баязитов А.А., Фаттахов Я.В., Фахрутдинов А.Р., Хабипов Р.Ш., Шагалов В.А., Чумаров П.И.* РФ Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2019618088, 2019.
24. CST studio suite, 2015. CST – Computer Simulation Technology AG.
https://eurointech.ru/store/CST_STUDIO_SUITE_Getting_Started_Rus.pdf .
25. *Giovannetti G., Frijia F., Hartwig V., Viti V., Landini L.* // Appl. Magn. Reson. 2010. V. 39. P. 225. <https://doi.org/10.1007/s00723-010-0150-z> .
26. *Hartwig V., Tassano S. Mattii A. Vanello N. Positano V. Santarelli M. F. Landini L. Giovannetti G.* // Appl. Magn. Reson. 2013. V. 44. P. 389.
<https://doi.org/10.1007/s00723-012-0388-8> .

ПОДПИСИ К РИСУНКАМ

Рис. 1. Схематичное изображение предающей катушки с условными обозначениями ключевых элементов: **а** – вид со стороны образующих цилиндра, **б** – вид со стороны торца цилиндра. Число витков показано условно.

Рис. 2. Расчетное распределение поля оптимизированной передающей катушки вдоль продольной оси с различными смещениями по радиусу.

Рис. 3. Измеренное распределение радиочастотного поля макета передающей катушки вдоль оси с различными смещениями от продольной оси катушки. Точки соединены для наглядности.

Рис. 4. Графики изменения амплитуды ССИ (нормировано на максимальный сигнал) при различных амплитудах возбуждения: 1 – приемно-передающая система с седловидной передающей катушкой (светлые точки); 2 – новая приемно-передающая система (черные точки). На вставке точки соединены для наглядности.

Рис. 5. Томограмма тестового объекта. Параметры сканирования: время повтора 500 мс, время эха 20 мс, толщина слоя 3 мм, числа накоплений 4.

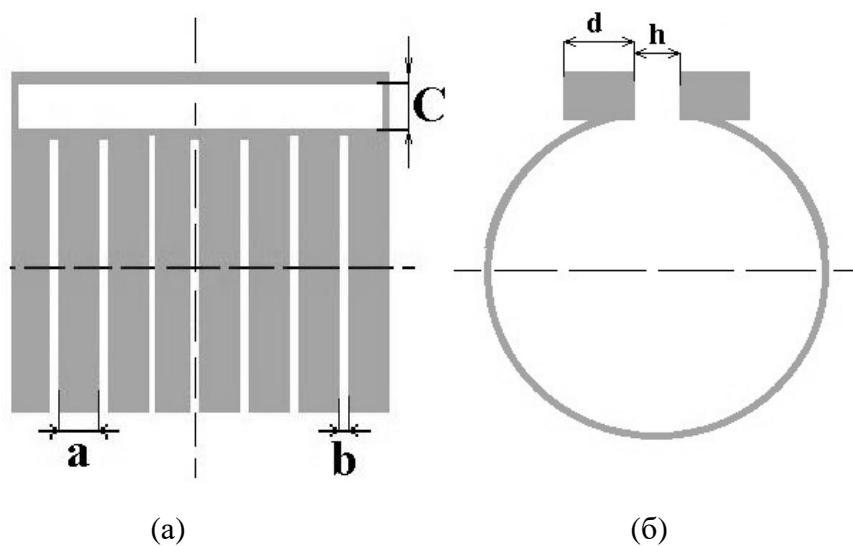


Рис.1.

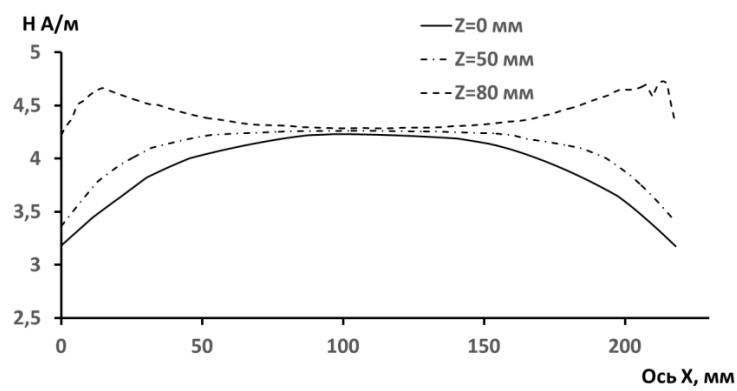


Рис.2.

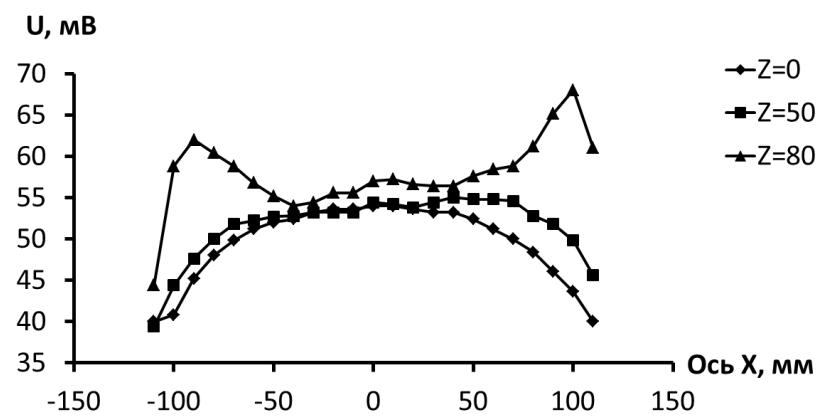


Рис.3.

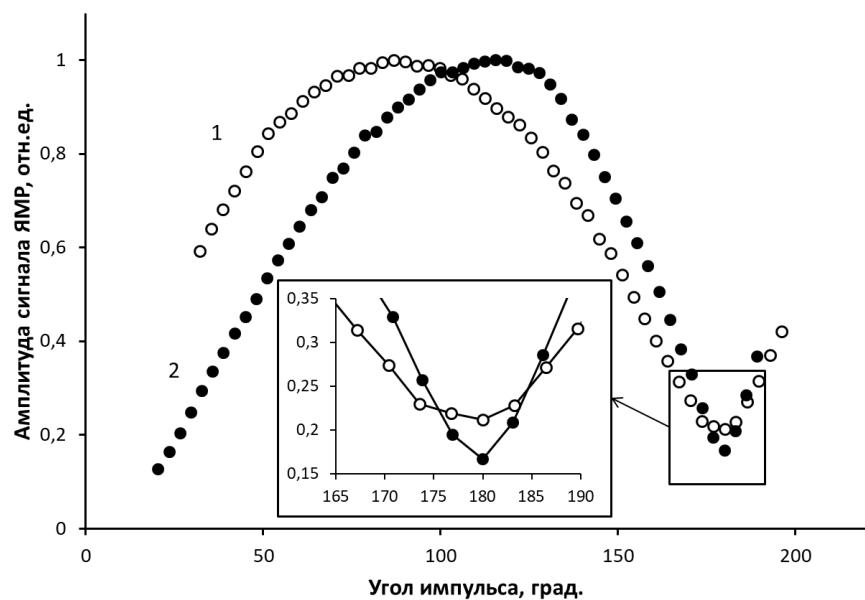


Рис.4.

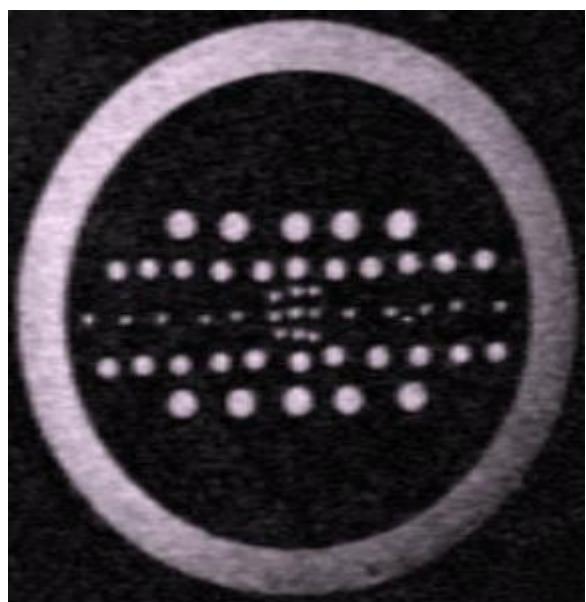


Рис. 5.