

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,  
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 616-71

**РАДИОЧАСТОТНЫЕ КАТУШКИ ДЛЯ МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО  
МИКРОСКОПА НА ОСНОВЕ БЕЗГЕЛИЕВОГО ТОМОГРАФА  
С ПОЛЕМ 1.5 Тл**

© 2021 г. Е. И. Демихов<sup>а,\*</sup>, А. В. Протопопов<sup>а</sup>, Д. С. Дмитриев<sup>а</sup>, А. Н. Багдинова<sup>а,\*\*</sup>,  
В. В. Лысенко<sup>а</sup>, А. С. Рыбаков<sup>а</sup>, М. В. Константинов<sup>а</sup>, Д. А. Ивлев<sup>а</sup>, В. И. Буякас<sup>а</sup>, А. А. Гиппиус<sup>а</sup>

<sup>а</sup> Физический институт им. П.Н. Лебедева РАН  
Россия, 119991, Москва, Ленинский просп., 53

\*e-mail: edemikhov@gmail.com

\*\*e-mail: anna.bagdinova@gmail.com

Поступила в редакцию 29.06.2020 г.

После доработки 16.07.2020 г.

Принята к публикации 18.08.2020 г.

Разработаны радиочастотные катушки для изучения малых объектов с использованием магнитно-резонансного микроскопа с полем 1.5 Тл. Получено изображение мозга крысы высокой диагностической ценности. Предложенный подход может быть использован при создании микроскопа на основе ядерного магнитного резонанса.

DOI: 10.31857/S0032816221010067

**ВВЕДЕНИЕ**

В последнее время магнитно-резонансная томография (м.р.т.) развивается одновременно по многим направлениям, одно из которых — улучшение пространственной разрешающей способности. Этим, в частности, объясняется разработка томографов со сверхсильными магнитными полями, вплоть до 7 Тл. Однако одного увеличения магнитного поля еще недостаточно для продвижения в субмиллиметровую область пространственного разрешения: чем меньше излучающий объем, тем слабее индукционный сигнал и тем более высокие требования должны предъявляться к регистрирующей аппаратуре.

В коммерческих томографах, предназначенных для обследования всего тела человека, добиться этого непросто, потому что приемно-передающие катушки, которыми комплектуются стандартные томографы, являются многоцелевыми и сконструированы для объектов размером не менее 30 см. Это означает, что в случае с объектами меньшего размера коэффициент заполнения катушки будет ниже значения, для которого она была сконструирована, и катушка будет работать неэффективно. Кроме того, использование катушек традиционного размера для сканирования относительно малых объемов затрудняется наличием сигнала от областей, которые находятся вне исследуемого объема, но в пределах чувствительности катушки.

Вместе с тем, существует класс объектов значительно меньших размеров, например малые животные, для обследования которых удастся сконструировать эффективные катушки малого размера, обеспечивающие субмиллиметровую разрешающую способность. На этом направлении, получившем название магнитно-резонансная микроскопия, удастся достигнуть разрешающей способности 100 мкм во всех направлениях и даже 10 мкм на неподвижных объектах [1]. При работе с такой высокой разрешающей способностью индукционный сигнал слабее в тысячу раз по сравнению с клиническими томографами, что требует катушек специальной конструкции.

Радиочастотные катушки для магнитно-резонансной микроскопии разделяются на два основных типа: поверхностные, состоящие из нескольких отдельных элементов, и объемные, например, сконструированные по принципу “птичьей клетки”. Они применяются для трех классов объектов: малых животных [2], кистей рук [3], пальцев [4]. Хотя ведущие производители томографов выпускают свои стандартные катушки для этих применений [5], исследователи продолжают предлагать все новые решения.

В настоящей работе описывается катушка, представляющая собой серию соосных, параллельно соединенных соленоидов, которая позволяет измерять малые объемы и при этом имеет высокую степень однородности высокочастотного

**Таблица 1.** Базовые размеры соленоидов

Катушка	Диаметр, мм	Длина намотки, мм	Число витков	Частота собственного резонанса обычного соленоида, МГц
№ 1	36	60	8	76
№ 2	60	90	12	30

**Таблица 2.** Положение витков катушек, оптимизированных для достижения максимальной равномерности поля в рабочей области

Номер катушки	Параметры катушки	Координаты положения витков относительно центра соленоида, мм					
		$w_1$	$w_2$	$w_3$	$w_4$	$w_5$	$w_6$
№ 1	36 × 60 мм, 8 витков	6.5	17.9	25.4	29.2	—	—
№ 2	60 × 90 мм, 12 витков	3.6	17.1	28.0	36.1	41.5	44.2

поля. Использование такой катушки может представлять интерес как в клинической практике для диагностики патологий фаланг пальцев, так и в научных экспериментах на лабораторных животных малого размера, таких как крысы и мыши. В перспективе разработанная нами катушка могла бы найти применение в настольных безгелиевых томографах [6]. В этой работе использован безгелиевый томограф со сверхпроводящим магнитом на 1.5 Тл, представленный в работах [7–11].

## ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Для клинической м.р.т. характерна высокая частота колебаний резонансного сигнала. Так, для томографа с силой поля 1.5 Тл частота колебаний сигнала от атомов водорода будет составлять ~64 МГц. Однако применение соленоидальной катушки на таких высоких частотах ограничено. Так, 12-витковый соленоид диаметром 60 мм и с длиной намотки 90 мм имеет частоту собственного резонанса около 31 МГц, что не позволяет его использовать в качестве объемной катушки для томографа с полем 1.5 Тл. В связи с этим использование соленоидальных приемно-передающих катушек в магнитно-резонансных томографах с полем  $\geq 1.5$  Тл предполагает решение следующих задач:

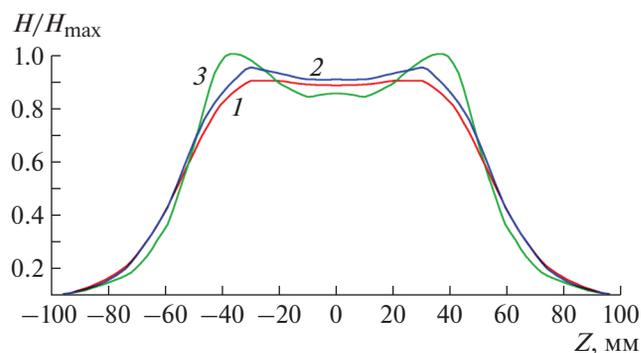
- оптимизация положения витков для получения максимальной зоны однородности в заданном объеме;
- оптимизация конструкции соленоида, позволяющей использовать его на высоких частотах;
- согласование с малошумящим усилителем.

В данной работе описаны две катушки соленоидального типа, в которых решены все вышеперечисленные задачи. Базовые параметры этих катушек представлены в табл. 1.

## ЧИСЛЕННОЕ МОДЕЛИРОВАНИЕ

В процессе оптимизации катушек была достигнута наилучшая равномерность магнитного поля в рабочей области путем варьирования межвитковых зазоров. Для этого использовался пакет трехмерного моделирования CST (<http://cst.com>), в котором в качестве изменяемых параметров использовались координаты витков относительно середины катушки. Положение крайних витков, а также диаметр соленоида были фиксированы, так как эти параметры определяются общими габаритами катушки. Минимальное расстояние между витками ограничивалось диаметром провода. При этих условиях была проведена параметрическая оптимизация, результаты которой, а именно координаты витков, указаны в табл. 2. В качестве начала координат выбран геометрический центр катушки. В табл. 2 приведены координаты только половины витков, так как катушки симметричны относительно центра.

Результаты расчета силы поля приведены на рис. 1.



**Рис. 1.** Графики нормированной напряженности магнитного поля соленоида вдоль прямых, параллельных оси соленоида  $Z$ . Координаты оси: 1 –  $X=0, Y=0$ ; 2 –  $X=0, Y=10$ ; 3 –  $X=0, Y=20$ .

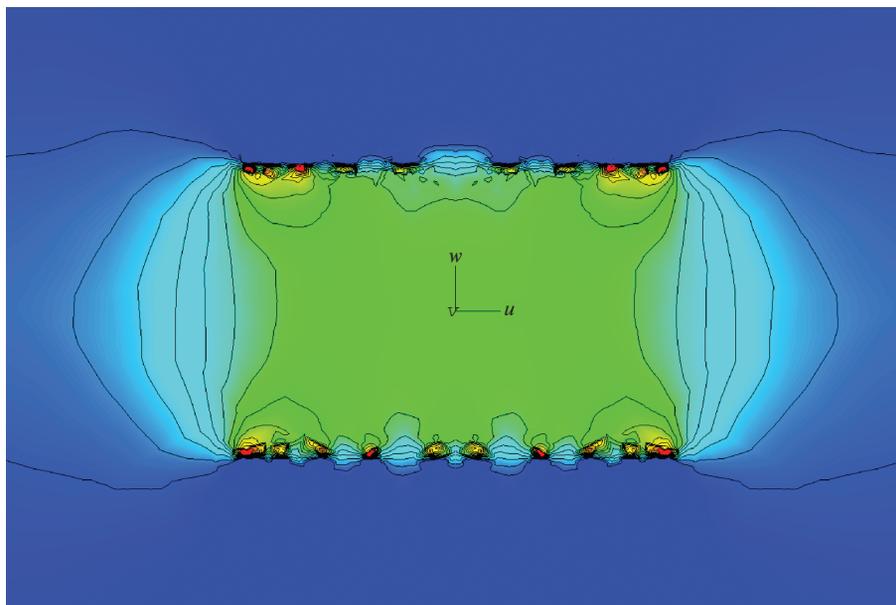


Рис. 2. Результаты моделирования магнитного поля внутри 12-виткового соленоида  $60 \times 90$  мм.

Двумерная карта магнитного поля внутри 12-виткового соленоида  $60 \times 90$  мм изображена на рис. 2.

### КОНСТРУКЦИЯ КАТУШКИ

Для реализации заданного расположения витков и возможности согласования на высоких частотах каждая катушка была разделена на секции с равным числом витков, которые затем включались параллельно. Так, 12-витковая катушка была разделена на шесть секций, а 8-витковая – на че-

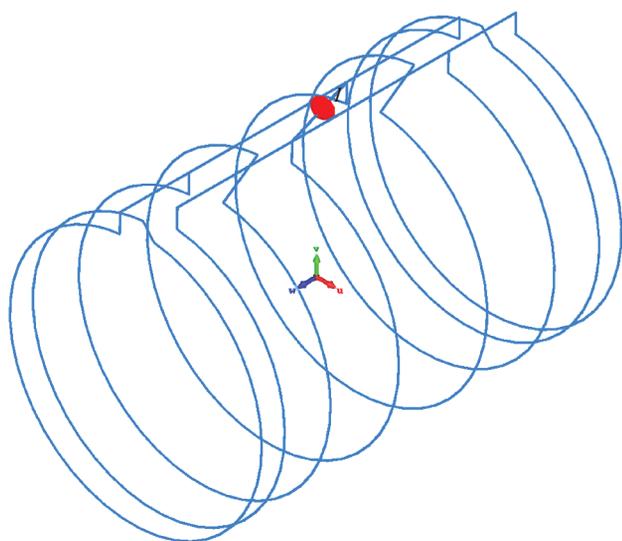


Рис. 3. Схематическое изображение 8-витковой катушки.

тыре. Геометрия 8-витковой катушки и соединение ее секций показаны на рис. 3.

Такое включение витков катушки дало возможность понизить собственную индуктивность соленоида до уровня, когда согласование на рабочей частоте 64 МГц не вызывает технических трудностей. На рис. 4 на диаграмме Смита показан коэффициент отражения 12-витковой катушки № 2 (см. табл. 1), измеренный анализатором цепей. Комплексное входное сопротивление катушки на рабочей частоте составляет  $1.1 + j78.2$  Ом. Эквивалентная индуктивность 195 нГн.

Согласно полученным результатам, входное сопротивление катушки носит индуктивный характер и далеко от собственного резонанса. Вели-

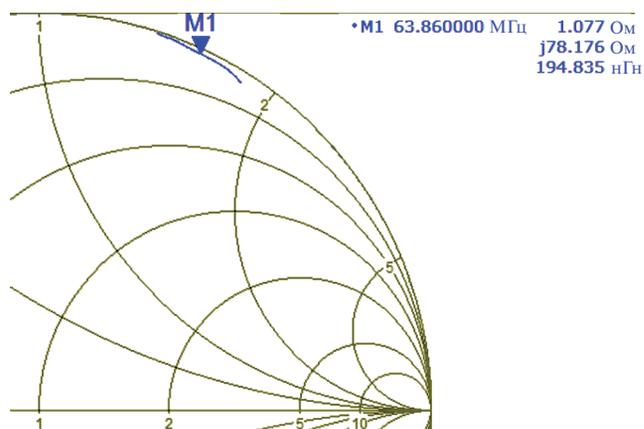


Рис. 4. Коэффициент отражения  $S_{11}$  12-витковой катушки, измеренный на анализаторе цепей.

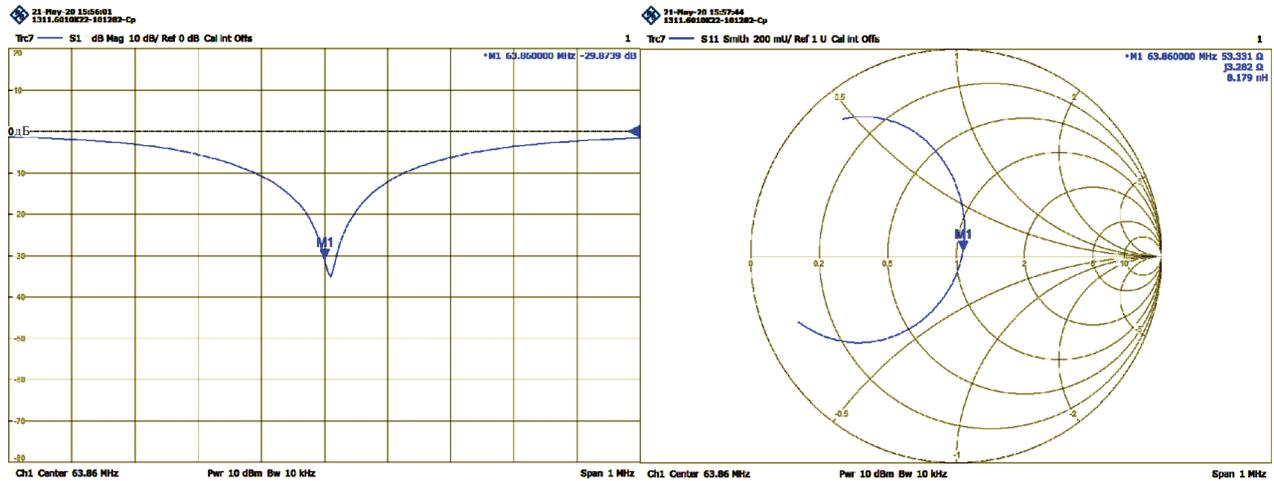


Рис. 5. Коэффициент отражения  $S_{11}$  согласованной катушки № 2: слева – магнитуда в децибелах, справа –  $S_{11}$  на диаграмме Смита.



Рис. 6. Внешний вид катушек: слева – катушка № 2,  $D = 60$  мм; справа – катушка № 1,  $D = 36$  мм.

чина индуктивности позволяет применить простую схему емкостного делителя для согласования входного сопротивления катушки на 50 Ом, как описано в следующем разделе.

### СОГЛАСОВАНИЕ КАТУШКИ

Схема согласования катушки с входным сопротивлением 50 Ом осуществляется с помощью емкостного делителя. Плечи катушки подключены симметрично через конденсаторы, параллельно подключен конденсатор связи. Для катушки № 2 диаметром 60 мм контурная емкость составляет около 36 пФ, а емкость связи – 300 пФ. Измеренная добротность катушки № 2 составила 280. Коэффициент отражения  $S_{11}$  согласованной катушки показан на рис. 5.

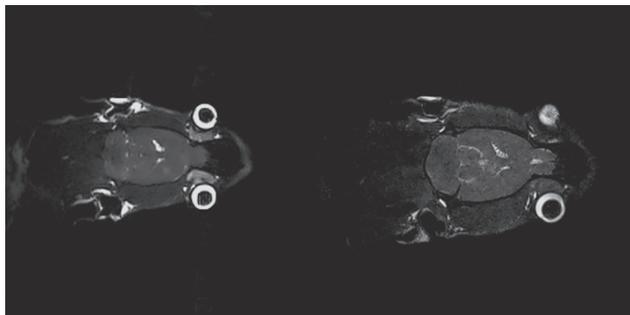
Слева на рис. 5 показан модуль коэффициента отражения в децибелах. На рабочей частоте  $S_{11}$  составляет почти  $-30$  дБ. Справа показано поведение коэффициента отражения на диаграмме

Смита. Как видно из рис. 5, никаких паразитных резонансных явлений не наблюдается.

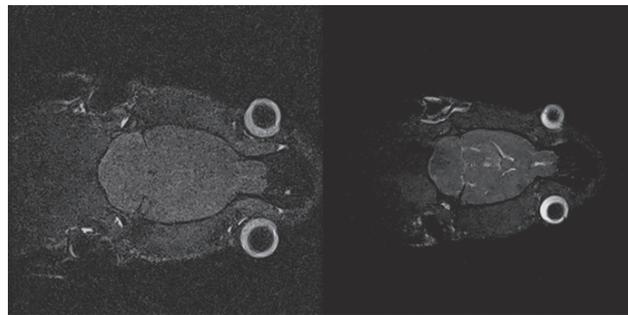
Согласующая цепь включает в себя цепь защиты малошумящего усилителя. При включении томографа в режим передачи параллельно одному из контурных конденсаторов через  $p-i-n$ -диод подключается катушка, образующая параллельный резонансный контур на рабочей частоте, тем самым размыкая контур основной катушки. Необходимое постоянное напряжение для включения  $p-i-n$ -диода подается через дроссели, слабо влияющие на резонансную частоту контура.

### РЕЗУЛЬТАТЫ ИСПЫТАНИЙ КАТУШЕК НА ТОМОГРАФЕ С ПОЛЕМ 1.5 Тл

Следует отметить одну особенность использования соленоидальных катушек в сверхпроводящих томографах, где поле  $\mathbf{B}_0$  ориентировано вдоль оси  $Z$ . Поле  $\mathbf{B}_1$  соленоидальной катушки всегда направлено вдоль ее продольной оси, а в



**Рис. 7.** Изображение головы крысы, полученное с помощью катушки № 2, последовательность GE 3D FISP/FLASH: слева – поле зрения 80 мм, толщина слоя 3.2 мм; справа – поле зрения 64 мм, толщина слоя 2.5 мм.



**Рис. 8.** Изображение головы крысы, полученное с помощью катушки № 1, последовательность GE 3D FISP/FLASH: слева – поле зрения 50 мм, толщина слоя 2.5 мм; справа – поле зрения 64 мм, толщина слоя 2.5 мм.

томографе поле  $\mathbf{B}_1$  должно быть направлено перпендикулярно полю  $\mathbf{B}_0$ . Поэтому в томографах, где поле  $\mathbf{B}_0$  ориентировано вдоль оси  $Z$ , соленоидальная катушка также должна быть ориентирована перпендикулярно оси  $Z$ . Однако вследствие небольших габаритов сконструированных катушек и исследуемых с их помощью объектов это не доставляет неудобств. Внешний вид катушек показан на рис. 6.

На рис. 7 и 8 приведены изображения голов крыс, полученные с помощью сконструированных катушек.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработанные макеты приемно-передающих катушек позволяют получать м.р.т.-изображения малых объектов с хорошей диагностической ценностью. Подход к проектированию таких катушек может быть использован при создании магнитно-резонансного микроскопа, что является одной из целей этого исследования в будущем. При использовании последовательности GE 3D на обычном томографе с полем 1.5 Тл удалось получить поле зрения до 50 мм без потери диагностической ценности изображения.

Разработанные катушки имеют следующие достоинства по сравнению с другими катушками, используемыми в магнитно-резонансной томографии:

1) высокую степень однородности радиочастотного поля и хорошо подходят для сканирования малоразмерных объектов, таких как пальцы рук, лабораторные животные и т.п.;

2) катушки просты в изготовлении и настройке, что делает их пригодными для коммерческого использования;

3) катушки имеют сравнительно малые габариты, что позволяет использовать их в различных клинических томографах;

4) катушки легко масштабируются по длине, что позволяет адаптировать их конструкцию для измерения длинномерных объектов в случае необходимости.

При этом катушки не лишены недостатка: в случае использования соленоидальных катушек в сверхпроводящих томографах, где поле  $\mathbf{B}_0$  ориентировано вдоль оси  $Z$ , в силу особенностей принципов м.р.т. продольная ось катушки должна быть расположена перпендикулярно продольной оси просвета томографа, что ограничивает максимальную длину исследуемого объекта диаметром просвета томографа. Однако этот недостаток непринципиален, поскольку катушка предназначена для измерения малогабаритных объектов, для которых такое ограничение не играет большой роли.

## ФИНАНСИРОВАНИЕ РАБОТЫ

Исследование выполнено при финансовой поддержке РФФИ в рамках научного проекта № 19-29-10007.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Driehus B., Nouls J., Badea A., Bucholz E., Ghagheda K., Petiet A., Hedlund L.W.* // International Journal of Cancer Research and Treatment. 2008. V. 49. № 1. P. 35. <https://doi.org/10.1093/ilar.49.1.35>
2. *Abraham C.B., Loree-Spacek J., Drainville R.A., Pichardo S., Curiel L.* // International Journal of Hyperthermia. 2018. V. 35. № 1. P. 348. <https://doi.org/10.1080/02656736.2018.1503344>
3. *Gornitzky A.L., Lin I.C., Carrigan R.B.* // Hand. 2018. V. 13. № 2. P. 143. <https://doi.org/10.1177/1558944717695752>
4. *Laisler E., Dymerska B., Sieg J., Gobuch S., Frass-Kriegel R., Kuehne A., Moser E.* // Magnetic Resonance in Medicine. 2018. V. 79. № 1. P. 588. <https://doi.org/10.1002/mrm.26645>
5. *Mazurkevitz P.C., Leussler C., Keupp J., Schaeffter T.* // Proceedings of International Society of Magnetic Resonance in Medicine. 2006. V. 14. P. 2596.

6. *Park D.K., Choi Y., Li Y., Lee W.S., Tanaka H., Bascunan J., Ackerman J.L., Tanaka H., Iwasu Y.* // IEEE Transactions on Applied Superconductivity. 2020. V. 30. № 4. 4401505.  
<https://doi.org/10.1109/TASC.2020.2981295>
7. *Багдинова А.Н., Чехонин В.П., Абакумов М.А., Мажуга А.Г., Рыбаков А.С., Демихов Е.И., Демихов Т.Е., Лысенко В.В.* // ПТЭ. 2019. № 2. С. 149.  
<https://doi.org/10.1134/S0032816219020198>
8. *Demikhov T., Kostrov E., Lysenko V., Demikhov E., Piskunov N.* // IEEE transactions on applied superconductivity. 2012. V. 22. № 3. Article Number 9501004.  
<https://doi.org/10.1109/TASC.2011.2178994>
9. *Bagdinov A., Demikhov E., Kostrov E., Lysenko V., Piskunov N., Rybakov A., Tsyachnykh Y.* // IEEE transactions on applied superconductivity. 2018. V. 28. № 3. Article Number 4400704.  
<https://doi.org/10.1109/TASC.2017.2784402>
10. *Rybakov A., Bagdinov A., Demikhov E., Kostrov E., Lysenko V., Piskunov N., Tsyachnykh Y.* // IEEE transactions on applied superconductivity. 2016. V. 26. № 4. Article Number 4400403.  
<https://doi.org/10.1109/TASC.2016.2517328>
11. *Naumov P.G., Lyubutin I.S., Frolov K.V., Demikhov E.I.* // Instruments and Experimental Techniques. 2010. V. 53. № 5. P. 770.  
<https://doi.org/10.1134/S0020441210050301>