

Использование резонатора типа «птичья клетка» для беспроводной передачи энергии с помощью моды высокого порядка в МРТ

О. И. Бурмистров,* П. С. Серегин†

Национальный исследовательский университет ИТМО, физический факультет
Россия, 197101, Санкт-Петербург, Кронверкский проспект, д. 49
(Поступила в редакцию 17.05.2022; подписана в печать 08.06.2022)

Данная работа посвящена беспроводной передаче энергии в магнитно-резонансной томографии с помощью моды высокого порядка резонатора «птичья клетка». Параметры резонатора и фантомов к нему взяты от клинического аппарата МРТ Siemens Avanto 1.5 Т. В качестве системы приёмных антенн использовались две ортогонально расположенные петлевые антенны. В ходе численного моделирования напряжения на системе приёмных антенн, картины электрического и магнитного полей, а также удельного коэффициента поглощения электромагнитной энергии (в том числе с помощью подробной воксельной модели человека) получено, что оптимальная мода находится на частоте 44.2 МГц. Предложены варианты практического применения представленной в работе системы беспроводной передачи энергии.

PACS: 84.30.Jc

УДК: 537.86

Ключевые слова: МРТ, беспроводная передача энергии, моды, «птичья клетка», сбор энергии, безопасность.

ВВЕДЕНИЕ

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является востребованной и бурно развивающейся областью, так как позволяет получать медицинские изображения внутренних органов без инвазивного воздействия [1]. В основе МРТ лежит явление ядерного магнитного резонанса (ЯМР), базирующееся на уравнении (1) для нахождения Ларморовой частоты ω , включающее величину постоянного магнитного поля B_0 и гиромагнитное соотношение γ , зависящее от сорта ядер атомов.

$$\omega = \gamma \cdot B_0. \quad (1)$$

Например, для ядер водорода ^1H Ларморова частота 63.6 МГц соответствует величине поля 1.5 Тл. Подробнее ЯМР описан в [2, 3].

Основные узлы, необходимые для работы аппарата МРТ, представлены на рис. 1. Их назначение представлено в [3].

С помощью сверхпроводящего магнита формируется однородное постоянное поле B_0 , необходимое для возникновения эффекта ЯМР. При этом магнитные моменты ядер ориентируются вдоль направления поля B_0 . Градиентная катушка создаёт градиент постоянного магнитного поля, благодаря чему в каждой точке пространства внутри резонатора смещаются частоты ЯМР в соответствии с уравнением (1). Это позволяет с помощью алгоритмов реконструкции получить конечное МР-изображение, применяя дискретное преобразование Фурье. Во время сканирования есть фаза передачи и фаза приёма [4].

Во время фазы передачи формируется мощное импульсное однородное переменное магнитное поле B_1

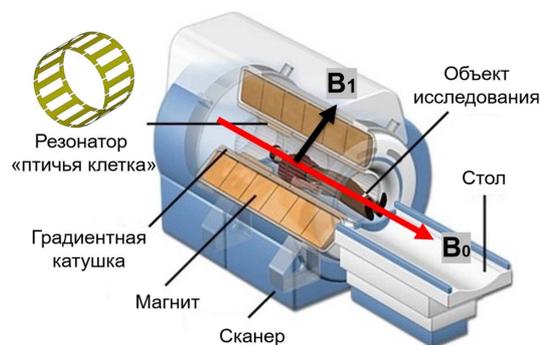


Рис. 1. Составные части МР-томографа и направление магнитных полей

на Ларморовой частоте [5], поворачивающее на определённый угол относительно постоянного поля B_0 магнитные моменты ядер. В значительной части аппаратов МРТ это происходит с помощью резонатора типа «птичья клетка». Резонатор имеет различные моды колебаний. Для формирования поля B_1 используется мода, магнитное поле которой однородно в центре «птичьей клетки». Такая мода называется фундаментальной или основной. Другие моды колебаний называются модами высшего порядка и не используются при сканировании, так как формируют неоднородное переменное магнитное поле в центре резонатора. Неоднородное поле B_1 ведёт к артефактам [3, 6], из-за которых постановка диагноза будет затруднена или невозможна.

За фазой передачи следует фаза приёма. После снятия поля B_1 магнитные моменты атомов возвращаются в исходное состояние, ориентируясь вдоль поля B_0 и излучая слабый сигнал на Ларморовой частоте [5]. Для приёма этого сигнала используются специальные ближнепольные антенны, традиционно называемые в МРТ локальными катушками, виды которых представлены в [7].

* oleg.burmistrov@metalab.ifmo.ru

† pavel.seregin@metalab.ifmo.ru

Локальные катушки подключаются к аппарату МРТ с помощью специального радиочастотного (РЧ) кабеля, что имеет ряд недостатков. В частности, длинный кабель, образующий замкнутую петлю, может вызывать дополнительный нагрев пациента, что снижает безопасность сканирования [8]. Кроме того, кабель из-за специальных РЧ фильтров, предотвращающих его нагрев, а также большого числа проводников для использования алгоритмов параллельной реконструкции, громоздкий. Это уменьшает скорость укладки пациента, что может быть критично во время некоторых операций с инвазивным воздействием. Также уменьшается и комфорт пациента во время сканирования, длительность которого может превышать 1 час. К тому же, сложные РЧ кабели и разъёмы требуют периодической замены из-за износа. Иногда используются аккумуляторы в МРТ для устройств с небольшим энергопотреблением. Однако, эти аккумуляторы дорогостоящие и также требуют периодической замены.

Решение перечисленных проблем состоит в создании беспроводных локальных катушек и устройств без аккумуляторов и кабелей, для чего требуется электропитание и обмен информации с МР-томографом без использования проводов. При этом не должны искажаться поля B_0 и B_1 . Беспроводная передача информации без искажения этих полей представлена в [9, 10]. В данной работе будет исследоваться беспроводная передача энергии (БПЭ).

БПЭ может осуществляться как на частоте сканирования, так и на другой частоте.

БПЭ на частоте сканирования представляет собой сбор энергии из поля B_1 . Нами с коллегами был подробно изучен данный метод. Ранее [11] энергия в МРТ собиралась только с помощью одной петлевой антенны, что не позволяет эффективно принимать энергию из поля B_1 круговой поляризации. А в значительной части аппаратов МРТ используется круговая поляризация поля B_1 . Мы разработали систему антенн, способную принимать две ортогональные линейные поляризации магнитного поля. Это позволило увеличить количество собранной энергии примерно в 2 раза вплоть до 400 мВт [12], что позволяет обеспечивать электропитанием некоторые устройства внутри тоннеля МР-томографа. Однако, есть ограничения по размеру антенны, и, как следствие, собранной энергии, поскольку при больших габаритах антенны поле B_1 искажается настолько, что возникают артефакты [11, 12]. Кроме того, поле B_1 импульсное с большим временем паузы, из-за чего количество собранной энергии небольшое. А поскольку во время сканирования используются различные импульсные последовательности, количество собранной энергии разное. Несмотря на ограничения, разработанная система сбора энергии легла в основу системы приёмных антенн для данной работы с рядом изменений.

БПЭ не на частоте сканирования осуществляется с помощью дополнительной передающей антенны [13, 14]. К сожалению, не всегда возможно раз-

мещение дополнительной передающей антенны рядом с аппаратом МРТ.

Отличием данной работы является использование резонатора «птичья клетка» на моде высокого порядка в качестве передающей структуры для БПЭ в МРТ. Это позволяет внедрить данную систему без значительной модификации МР-томографа, поскольку этот резонатор уже встроен в ряд томографов, и увеличить передаваемую мощность по сравнению со сбором энергии из поля B_1 , что позволит обеспечить электропитанием большинство устройств внутри тоннеля аппарата МРТ.

1. МЕТОДЫ

Исследование БПЭ осуществлялось с помощью численного моделирования в программе CST Microwave Studio 2021.

Система приёмных антенн представляет собой две петлевые антенны с размерами 100 мм на 50 мм и 84 мм на 50 мм соответственно, ортогонально расположенные в пространстве (рис. 2, а). Такая конструкция позволяет эффективно принимать круговую поляризацию магнитного поля. В качестве эквивалента выпрямителя и нагрузки выступает резистор на 2 Ом в каждой антенне. Последовательно с этим резистором включён конденсатор, предназначенный для настройки антенны на требуемую частоту. Эта система антенн работает по такому же принципу, как и антенны в работе [12], однако в [12] используется одна петлевая антенна и одна антенна типа «бабочка», что позволяет несколько сократить размеры структуры. В данной работе не стоит цель сделать систему максимально компактной, а качественно исследовать возможность сбора энергии. Система приёмных антенн в полной численной модели находится на расстоянии 50 мм от поверхности объекта исследования.

Численная модель резонатора «птичья клетка» имеет размеры клинической большой объёмной приёмно-передающей катушки для всего тела от аппарата МРТ «Siemens Avanto 1.5 T» (рис. 2, б). Этот резонатор оснащён РЧ экраном, диаметр которого на 45 мм больше диаметра резонатора, а его длина составляет 1000 мм. Питание резонатора осуществляется с помощью двух портов с волновым сопротивлением 50 Ом. При исследовании различных мод колебаний резонатора создавалась отдельная модель для каждой моды и использовалось согласование с помощью LC-цепи на резонансной частоте моды на волновое сопротивление 50 Ом. Это необходимо, чтобы не было потерь на согласование при БПЭ. Для модели, в которой выполнялся поиск резонансных частот мод, согласование не выполнялось, чтобы оставались неизменными эти частоты и значения на зависимости параметров рассеяния от частоты. Порты для питания резонатора находятся под углом 90° относительно изоцентра резонатора (красные маркеры на рис. 2, в, г). На каждый порт подаётся 1 Вт

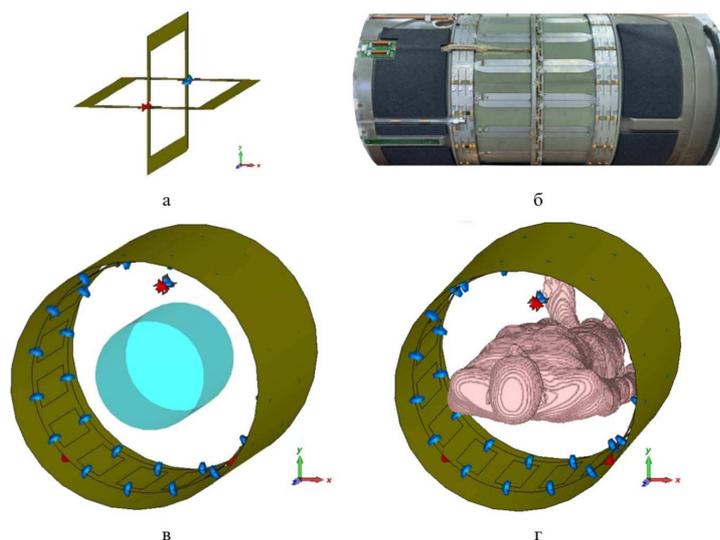


Рис. 2. Численные модели для БПЭ: *а* — модель системы приёмных антенн, *б* — резонатор «птичья клетка» от МР-томографа Siemens Avanto 1.5 T, *в* — полная численная модель с фантомом, *г* — полная численная модель с подробной воксельной моделью человека

мощности в виде синусоидального сигнала со смещением по фазе в 90° .

Фантом представляет собой цилиндр (рис. 2, *в*) с диаметром 300 мм, длиной 500 мм и параметрами жидкости такими же, как и в фантомах фирмы Siemens для клинических аппаратов МРТ с величиной поля 1.5 Тл, а именно: диэлектрической проницаемостью 80, проводимостью 1 См/м, магнитной проницаемостью 1, плотностью 1000 кг/м^3 . Он используется для оценки однородности электрического и магнитного полей, а также при оценке полученного напряжения на системе приёмных антенн.

Подробная воксельная модель человека (рис. 2, *г*) содержит все ткани и органы с их электромагнитными и физическими параметрами, требуемыми для исследования распределения удельного коэффициента поглощения (УКП) электромагнитной энергии, в частности: диэлектрической и магнитной проницаемости, проводимостью, плотностью. Эта модель является встроенной в CST Microwave Studio 2021 моделью «Gustav». Она используется для оценки безопасности.

2. РЕЗУЛЬТАТЫ

Для нахождения частот собственных мод резонатора «птичья клетка» из полной численной модели с фантомом (рис. 2, *в*) исключалась система приёмных антенн, после чего получена зависимость параметров рассеяния от частоты (рис. 3), на основе которой найдены частоты мод для дальнейшего исследования: 68.8 МГц, 63.6 МГц (основная мода колебаний), 52.5 МГц, 44.2 МГц и 38.9 МГц. Расположение мод определялось по минимуму параметра отражения (S_{11} и S_{22}). При этом наблюдается на соответствующей ча-

стоте или на близкой к ней экстремум параметра прохождения (S_{21} и S_{12}). Поскольку система взаимна, то на всех частотах параметры отражения у обоих портов равны ($S_{11} = S_{22}$). При этом параметр прохождения из первого порта во второй равен параметру прохождения из второго порта в первый ($S_{21} = S_{12}$).

После нахождения частот мод исследовалось напряжение (табл. 1) на системе приёмных антенн (рис. 2, *а*) с помощью полной численной модели с фантомом (рис. 2, *в*). Получено наибольшее суммарное напряжение на моде с частотой 44.2 МГц. Эта мода имеет круговую поляризацию магнитного поля, как и основная мода колебаний (63.6 МГц). Моды с частотами 52.5 МГц и 38.9 МГц имеют линейную поляризацию магнитного поля, которая ортогональна одной из приёмных петлевых антенн.

Таблица 1. Полученное напряжение на различных модах резонатора «птичья клетка»

Частота, МГц	Напряжение на первой, петлевой антенне, В	Напряжение на второй, петлевой антенне, В
68.8	0.084	0.080
63.6	0.458	0.537
52.5	0.510	0.010
44.2	0.851	0.936
38.9	0.014	0.468

Моделирование картины электрического и магнитного полей показало, что мода с частотой 44.2 МГц оптимальна для БПЭ (рис. 4).

На частоте 44.2 МГц электрическое поле сосредоточено только в небольшой области на поверхности

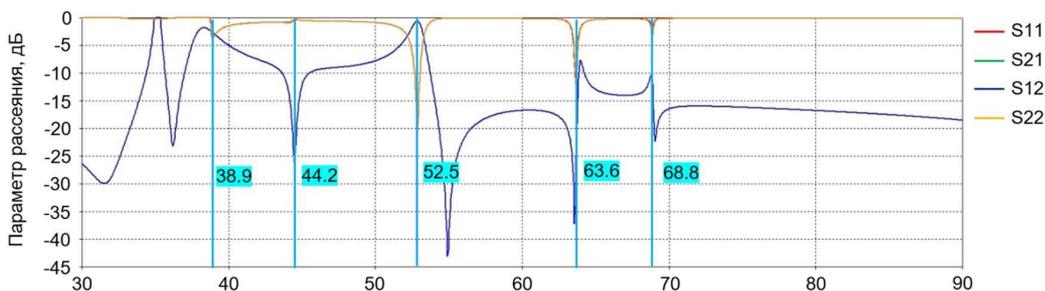


Рис. 3. Параметры рассеяния резонатора «птичья клетка»

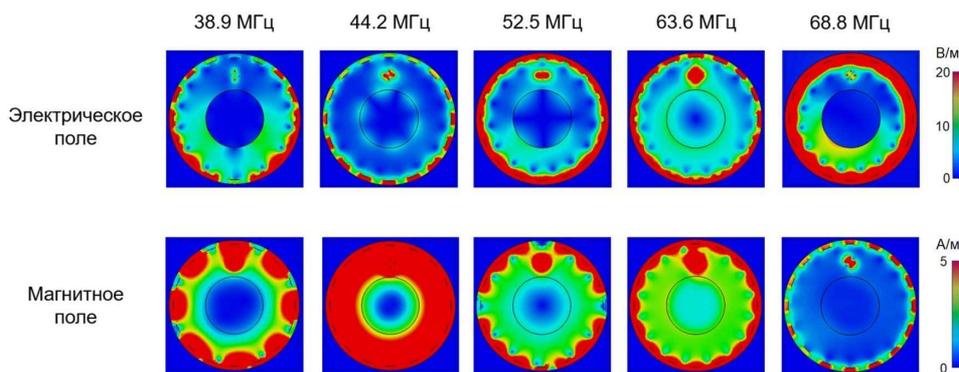


Рис. 4. Численное моделирование картины электрического и магнитного полей на разных модах резонатора «птичья клетка»

фантома и проникает не так глубоко, как на основной моде колебаний. Из-за этого уменьшаются потери на проводимость, благодаря чему больше энергии может быть передано в систему приёмных антенн. Кроме того, токи проводимости нагревают объект исследования, а их отсутствие или уменьшение ведёт к большей безопасности для человека. Хотя стоит отметить, что на частотах 38.9 МГц и 68.8 МГц электрическое поле вообще отсутствует в фантоме.

Численное моделирование с подробной воксельной моделью человека также показало, что нагрев тела незначителен в том числе на частоте 44.2 МГц. Из этого следует, что система БПЭ также безопасна для человека.

На моде с частотой 44.2 МГц магнитное поле имеет наибольшее значение в объёме резонатора и сосредоточено во всём объёме резонатора, кроме центра фантома. Это позволяет размещать систему приёмных антенн в любой области резонатора, кроме его центра, поскольку в центре находится объект исследования. Кроме того, это повышает эффективность сбора энергии с помощью петлевых антенн, так как амплитуда магнитного поля больше, чем на фундаментальной моде. На моде с частотой 38.9 МГц магнитное поле имеет локальные максимумы в объёме резонатора и это ограничивает положения системы приёмных антенн.

Кроме вышеперечисленного, мода на частоте 44.2 МГц не искажает МР-изображения, так как поля мод ортогональны друг другу, моды находятся на раз-

ных частотах, а также магнитное и электрическое поле сосредоточено только на поверхности фантома. Эффективность БПЭ можно увеличить, увеличив габариты приёмных антенн. Тем самым возрастёт связь между петлевыми антеннами и резонатором «птичья клетка».

Применение предложенной системы БПЭ возможно в клинических и исследовательских МР-томографах, содержащих большую объёмную приёмно-передающую катушку типа «птичья клетка». Это позволяет внедрить данную систему без значительной модификации аппарата МРТ, так как не требуется размещать дополнительную передающую антенну. Также возможно обеспечение электропитанием локальных катушек и устройств внутри тоннеля МР-томографа беспроводным способом, что позволяет, в совокупности с системой беспроводной передачи информации, представленной в [9, 10] полностью избавиться от громоздких кабелей, сложных РЧ разъёмов и дорогостоящих аккумуляторов, что упрощает конструкцию МР-томографа.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате численного моделирования получено, что оптимальная мода для беспроводной передачи энергии резонатора «птичья клетка» от клинического МР-томографа Siemens Avanto 1.5 T находится на частоте 44.2 МГц. По сравнению со сбором энергии из поля B_1 на основной моде колебаний (63.6 МГц), мож-

но передавать большую мощность, потому что на предложенной моде БПЭ:

1. Безопаснее за счёт уменьшения глубины проникновения электрического поля в объект исследования, благодаря чему уменьшается нагрев объекта исследования, а также уменьшения УКП при исследовании с подробной воксельной моделью человека;
2. Эффективнее за счёт уменьшения потерь на токи проводимости и большей величины магнитного поля вне объекта исследования (фантома);
3. Не искажает МР-изображения за счёт ортогональности мод, существования мод на разных частотах, а также отсутствия электрического и магнитного полей в центре фантома.

Предложенную систему возможно внедрить в клинические и исследовательские аппараты МРТ, содержащие большую приёмо-передающую катушку типа «птичья клетка», так как:

1. не потребуется серьёзная модификация томографа, поскольку передающая катушка уже содержится в нём;
2. позволяет питать большинство локальных катушек и устройств внутри тоннеля аппарата МРТ;
3. в дальнейшем возможно упрощение конструкции томографа за счёт полного отказа от аккумуляторов, кабелей и разъёмов внутри тоннеля МР-томографа.

-
- | | |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| <p>[1] <i>Beek E., Kuhl C., Anzai Y., Desmond P., Ehman R., Gong Q., Gold G., Gulani V., Hall-Craggs M., Leiner T., Lim C.</i> // <i>Journal of Magnetic Resonance Imaging</i>. 2019. 49, e14.</p> <p>[2] <i>Bovey F., Mirau P., Gutowsky H.</i> <i>Nuclear magnetic resonance spectroscopy</i>. Elsevier, 1988.</p> <p>[3] <i>Hornak J.</i> <i>The basics of MRI. Czynnościowe obrazowanie RM (сRM) myzgu</i>, 2000.</p> <p>[4] <i>Mispelter J., Lupu M., Briguët A.</i> <i>NMR probeheads for biophysical and biomedical experiments: theoretical principles and practical guidelines</i>. World Scientific Publishing Company, 2015.</p> <p>[5] <i>Brown R., Cheng Y., Haacke E., Thompson M., Venkatesan R.</i> <i>Magnetic resonance imaging: physical principles and sequence design</i>. John Wiley & Sons, 2014.</p> <p>[6] <i>Erasmus L., Hurter D., Naude M., Kritzing H., Aho S.</i> // <i>SA Journal of Radiology</i>. 2004. 8.</p> <p>[7] <i>Vaughan J., Griffiths J.</i> (ed.) <i>RF coils for MRI</i>. John Wiley & Sons, 2012.</p> <p>[8] <i>Dempsey M., Condon B.</i> // <i>Clinical radiology</i>. 2001. 56, P. 457.</p> | <p>[9] <i>Wei J., Liu Z., Chai Z., Yuan J., Lian J., Shen G.</i> // <i>Journal of Magnetic Resonance</i>. 2007. 186. P. 358.</p> <p>[10] <i>Aggarwal K., Joshi K., Rajavi Y., Taghivand M., Pauly J., Poon A., Scott G.</i> // <i>IEEE transactions on medical imaging</i>. 2016. 36. P. 574.</p> <p>[11] <i>Venkateswaran M., Kurpad M., Brown J., Fain S., van der Weide D.</i> <i>Wireless power harvesting during MRI</i>. 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). 2020. P. 1469.</p> <p>[12] <i>Seregin P., Burmistrov O., Solomakha G., Kretov E., Olekhno N., Slobozhanyuk A.</i> // <i>Phys. Rev. Applied</i>. 2022. 17. 044014.</p> <p>[13] <i>Ganti A., Lin J., Wynn T., Ortiz T.</i> // <i>Wirel. Power Transf.</i> 2019. 6, P. 138.</p> <p>[14] <i>Byron K., Winkler S., Robb F., Vasanaawala S., Pauly J., Scott G.</i> // <i>IEEE transactions on microwave theory and techniques</i>. 2019. 67. P. 1717.</p> |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|

Using a birdcage resonator for wireless power transfer at higher-order mode in MRI

O.I. Burmistrov^a, P.S. Seregin^b

¹National Research University ITMO, Faculty of Physics. St. Petersburg, 197101, Russia

E-mail: ^aoleg.burmistrov@metalab.ifmo.ru, ^bpavel.seregin@metalab.ifmo.ru

This work is devoted to a wireless power transfer in magnetic resonance imaging (MRI) at a higher-order mode of a birdcage coil. A numerical model of the coil with a phantom and the Siemens Avanto 1.5 T clinical MRI scanner have equal parameters. We use two orthogonally located loop antennas as a system of receiving antennas. In the course of numerical simulations of the voltage on the receiving antenna system, electric and magnetic field distribution, and the specific absorption rate (with a detailed voxel model of a human), we found that the optimal mode is at a frequency of 44.2 MHz. Ways of the practical application of the wireless power transfer system presented.

PACS: 84.30.Jc

Keywords: MRI, wireless power transfer, mode, birdcage, energy harvesting, safety.

Received 17 May 2022.

Сведения об авторах

1. Бурмистров Олег Ильич — магистр техн. наук, инженер; e-mail: oleg.burmistrov@metalab.ifmo.ru.

2. Серегин Павел Сергеевич — канд. техн. наук, инженер; e-mail: pavel.seregin@metalab.ifmo.ru.