

Беспроводная передача энергии с помощью отстроенного резонатора типа «птичья клетка» в магнитно-резонансной томографии

О.И. Бурмистров, Н.А. Олехно

Университет ИТМО

Аннотация: в данной работе представлен принцип беспроводной передачи энергии с использованием отстроенного резонатора типа «птичья клетка». Было проведено численное моделирование картин электрического и магнитного полей, удельного коэффициента поглощения электромагнитной энергии, а также эффективности беспроводной передачи энергии на пяти модах отстроенного резонатора типа «птичья клетка». С учётом ограничений по безопасности человека и эффективности беспроводной передачи энергии, найдена мода, на которой можно передать наибольшее количество энергии. Предложены варианты внедрения данной системы.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, беспроводная передача энергии, объёмные резонаторы

1. Введение

На текущий момент магнитно-резонансная томография (МРТ) является одним из базовых методов диагностики внутренних органов человека без применения хирургического вмешательства, позволяющий врачам диагностировать рак, внутренние травмы, дегенеративные и некротические процессы в органах и тканях и многие другие заболевания. МРТ основывается на ядерном магнитном резонансе, поэтому во время сканирования существует фаза возбуждения атомов и фаза приёма сигнала от ядер.

Фаза возбуждения характеризуется большой амплитудой радиочастотной (РЧ) мощности в импульсе (до 25 кВт), однако из-за малого времени импульса (порядка десятков мс) и большой паузы между импульсами (порядка секунд) средняя мощность незначительна. Зачастую, используется резонатор типа «птичья клетка» в аппаратах МРТ с величиной поля 1 Тл и более для создания поля возбуждения. Примерами таких аппаратов являются Siemens Avanto, Toshiba Vantage, Siemens Espree. При этом, основную моду колебаний резонатора типа «птичья клетка» настраивают на Ларморову частоту во время фазы возбуждения. Чаще всего, это частота ядерного магнитного резонанса ядер водорода ^1H , а именно: для 1 Тл частота 40.45 МГц, для 1.5 Тл – 63.6 МГц, для 3 Тл – 128 МГц.

Чаще всего, для приёма сигнала от ядер используются приёмные ближнепольные антенны, традиционно называемые в области МРТ «локальными катушками» из-за того, что сигнал от ядер атомов слабый (с учётом локальной катушки отношение сигнал/шум обычно около 50 – 100). Эти катушки настраивают во время фазы приёма на Ларморову частоту, а во время фазы возбуждения отстраивают. Для того, чтобы не было связи между локальной катушкой и резонатором, который возбуждает ядра атомов, когда резонатор настроен на частоту сканирования, локальная катушка отстроена, и наоборот. Локальные катушки требуют электропитание, так как в их состав включены предусилители и система отстройки, как правило состоящей из пары встречно включенных диодов и подключённой параллельно к одной из ёмкостей приёмной антенны последовательно соединённых PIN-диода и катушки

индуктивности без сердечника так, чтобы индуктивность и ёмкость имели резонанс на Ларморовой частоте. Такое включение катушки индуктивности позволяет избавиться от резонанса на Ларморовой частоте у ближнепольной антенны во время фазы возбуждения, образуя при этом два побочных резонанса выше и ниже по частоте. Кроме того, локальные катушки требуют обмен информацией с томографом, а именно: когда включать и отключать PIN-диоды и предусилители, а также нужно передавать усиленный сигнал на Ларморовой частоте.

Электропитание локальных катушек и обмен информацией с ними осуществляется с помощью громоздких кабелей, что создаёт неудобства для пациента во время сканирования, длительность которого может превышать 1 час, увеличивается время укладки пациента медицинским персоналом, поскольку неверно уложенный кабель может снижать безопасность пациента во время сканирования, создавая местный нагрев тканей и органов [1], уменьшаются интервалы технического обслуживания из-за наличия сложных комбинированных разъёмов и кабелей с объёмными фильтрами, что приводит к простоям оборудования и несвоевременной диагностики заболеваний у пациентов.

Решением выше озвученной проблемы является использование беспроводных технологий для локальных катушек, а именно передача информации и обеспечение электропитанием. Беспроводная передача информации является решённой проблемой на текущий момент [2, 3]. Для обеспечения электропитанием локальных катушек используют 2 подхода [4]: сбор энергии на частоте сканирования и беспроводная передача энергии не на Ларморовой частоте. Недостатком сбора энергии является низкая принимаемая мощность и зависимость мощности от протокола сканирования [5, 6], а для беспроводной передачи энергии либо требуется дополнительная передающая антенна [7, 8, 9, 10], либо передаваемая мощность мала, так как время приёма сигнала от ядер атомов на несколько порядков больше времени возбуждения ядер атомов [11].

Научной новизной данной работы является использование резонаторы типа «птичья клетка» во время фазы приёма сигнала от ядер, когда он отстроен. Обычно, для отстройки резонатора используют PIN-диоды без катушек индуктивности, тем самым «разрывая» резонатор на две части, когда диоды закрыты (как это происходит в резонаторе Siemens Avanto Body Coil). Предлагается добавить параллельно таким PIN-диодам ещё одни с последовательно включенной индуктивностью, что позволит не «разрывать» резонатор, а смещать его рабочую частоту, что позволит, с одной стороны, не образовывать связь на частоте сканирования между локальной катушкой и резонатором во время фазы приёма, с другой – использовать отстроенный резонатор в качестве передающей структуры для обеспечения электропитанием локальных катушек.

2. Методы

Для численного моделирования использовался программный пакет CST Microwave Studio 2022. Численная модель состоит из резонатора типа «птичья клетка» с РЧ экраном, системы приёмных антенн, фантома или, вместо фантома, воксельной модели человека.

Модель резонатора составлена на основе Siemens Avanto Body Coil, используемого в медицине, путём переноса геометрии и электронных компонентов (конденсаторов и питающих РЧ портов) этого резонатора. Размеры резонатора 575 на 636 мм. Через РЧ порты подключаются Г-образные схемы согласования (с учётом потерь в элементах) в виде двух конденсаторов. Потери учитывались на основе данных, измеренных с помощью Keysight E4991B Impedance Analyser (у всех конденсаторов в резонаторе Siemens Avanto Body Coil эквивалентное последовательное сопротивление в

резонаторе не превышало 0.1 Ом). РЧ экран в форме боковой поверхности цилиндра, диаметром 685 мм и длиной 1 000 мм. Система приёмных антенн (рисунок 1а) состоит из двух ортогонально расположенных плоских петлевых антенн в форме рамок, размерами 100 мм на 50 мм. Каждая из приёмных антенн содержит схему согласования, аналогичной той, которая в резонаторе. Для построения модели РЧ фантома были измерены при температуре 24 градуса по Цельсию диэлектрическая проницаемость (80) и проводимость (1 См/м) фантома Siemens plastic bottle PN 5512608, имитирующего усреднённые параметры тела человека на Ларморовой частоте, с помощью анализатора жидкостей SPEAG DAK 12 и векторного анализатора цепей Planar Obzor S5048. Для того, чтобы масса фантома была схожей с массой человека внутри томографа, а также чтобы отсутствовали дополнительные источники неоднородности, фантом имеет форму цилиндра, диаметром 300 мм и длиной 500 мм. В качестве воксельной модели тела человека использовалась модель Gustav, являющаяся частью CST Bio Library. Для расчётов с РЧ фантомом (рисунок 1б) использовался модифицированный метод конечных элементов (Frequency Domain), а для расчётов с воксельной моделью (рисунок 1в) – модифицированный метод конечных элементов (Time Domain).

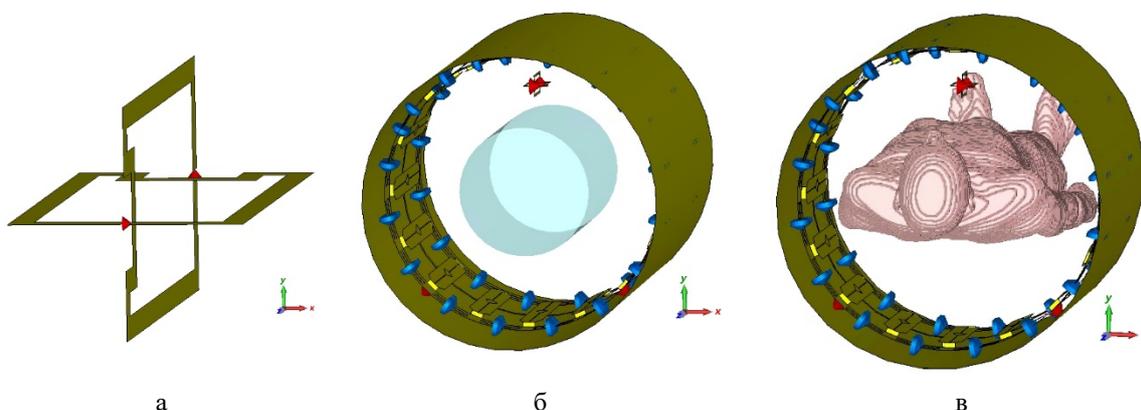


Рисунок 1. Численная модель: а – системы приёмных антенн; б – полной численной модели с фантомом; в – полной численной модели с воксельной моделью человека.

3. Результаты

В ходе работы численная модель Siemens Avanto Body Coil с РЧ экраном и фантомом была верифицирована путём сравнения параметров рассеяния и пересчёта их в Z-параметры у модели и резонатора от МРТ. Получено, что отличие по частотам первых пяти мод не более 4%. После верификации в модель была добавлена система отстройки и система приёмных антенн. Выбрана частота IV моды (частота 31.21 МГц) и подобраны индуктивности в системе отстройки так, чтобы частота III моды имела ту же величину, что и IV в не отстроенном резонаторе.

Численное моделирование картины электрического поля (рисунок 2) в отстроенном резонаторе на пяти модах показало, что чем больше номер моды, тем больше электрическое поле сосредотачивается у поверхности фантома, не проникая глубоко внутрь. Аналогично для картины магнитного поля (рисунок 2). Из этого следует, что для беспроводной передачи энергии следует использовать моды высокого порядка, а не фундаментальную, так как нагрев тела на них будет ниже (электрическое поле не проникает глубоко внутрь), а передаваемая мощность больше (магнитное поле сосредоточено вне фантома).

Для получения картины распределения удельного коэффициента поглощения электромагнитной энергии использована воксельная модель человека Gustav. Основным ограничением при беспроводной передаче энергии является нагрев тела

человека, причём отдельных его областей (должно быть не более 2 Вт/кг). С учётом моделирования эффективности (РЧ-РЧ, от портов резонатора к портам системы приёма энергии, получена эффективность 48.7%) беспроводной передачи энергии получено, что максимально передаваемая мощность на III моде (116 Вт) в непрерывном режиме.

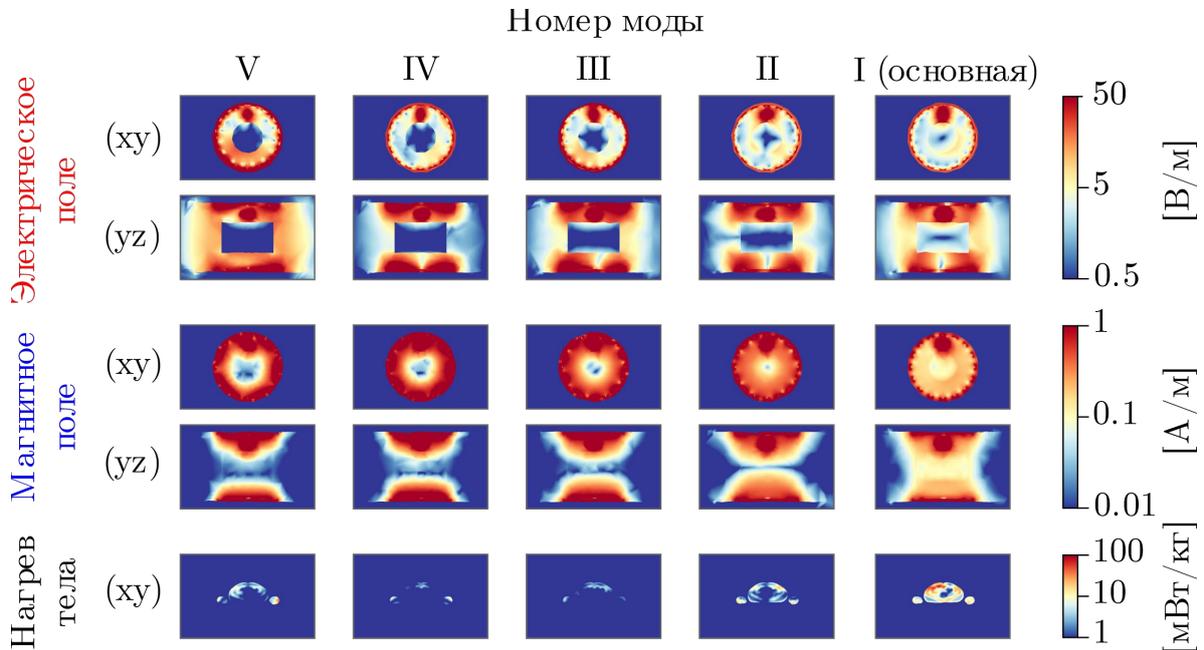


Рисунок 2. Картина электрического и магнитного полей, а также удельный коэффициент поглощения электромагнитной энергии на различных модах отстроенного резонатора.

4. Заключение

Был показан принцип беспроводной передачи энергии с помощью отстроенного резонатора типа «птичья клетка», что позволяет передавать энергию во время фазы приёма сигнала от ядер атомов, что позволяет передавать мощность с минимальными паузами (паузы порядка десятков мс каждые несколько секунд). Для этого была создана и верифицирована численная модель резонатора Siemens Avanto Body Coil, после чего в неё добавлены система отстройки и система приёмных антенн. Также были получены картины электрического и магнитного полей, которые показали, что для беспроводной передачи энергии нужно использовать моды высокого порядка, а не фундаментальную, так как эти поля сосредоточены на поверхности фантома на модах высокого порядка. Моделирование с использованием воксельной модели человека показало, что, с учётом эффективности беспроводной передачи энергии (48.7%) максимально допустимая передаваемая мощность (в непрерывном режиме) составляет 116 Вт.

Такой мощности достаточно для обеспечения электропитанием большинства видов современных многоканальных приёмных катушек и медицинских датчиков, использующихся внутри тоннеля аппарата МРТ. Данную систему можно внедрить в аппараты Siemens Avanto, а сам принцип использовать для любых аппаратов МРТ, где в качестве структуры, возбуждающей ядерный магнитный резонанс, используется резонатор типа «птичья клетка».

Исследование выполнено за счёт гранта Российского научного фонда (проект № 21-79-30038).

Список литературы

1. 1. M. Dempsey, *et al.*, Thermal Injuries Associated with MRI, *Clin. Radiol.* **56**, 457 (2001)
2. 2. J. Wei, *et al.*, A realization of digital wireless transmission for MRI signals based on 802.11b, *J. Magn. Reson.* **186**, 358 (2007)
3. 3. K. Aggarwal, *et al.*, A millimeter-wave digital link for wireless MRI, *IEEE Trans. Med. Imaging* **36**, 574-583 (2017)
4. 4. L. Nohava, *et al.*, Perspectives in wireless radio frequency coil development for magnetic resonance imaging, *Front. Phys.* **8**, 11 (2020)
5. 5. P. Seregin, O. Burmistrov, *et al.*, Energy-Harvesting Coil for Circularly Polarized Fields in Magnetic Resonance Imaging, *Phys. Rev. Appl.* **17**, 044014 (2022)
6. 6. A. Ganti, *et al.*, A novel energy harvesting circuit for RF surface coils in the MRI system, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* **15**, 791 (2021)
7. 7. K. Byron, *et al.*, An RF-gated wireless power transfer system for wireless MRI receive arrays, *Concepts Magn. Reson. Part B Magn. Reson. Eng.* **47B**, e21360 (2017)
8. 8. K. Byron, *et al.*, An MRI compatible RF MEMs controlled wireless power transfer system, *IEEE Trans. Microw. Theory Tech.* **67**, 1717 (2019)
9. 9. A. Ganti, *et al.*, Achieving electromagnetic compatibility of wireless power transfer antennas inside MRI system, *Wirel. Power Transf.* **6**, 138 (2019)
10. 10. S. Ullah, *et al.*, Wireless, battery-free, and fully implantable micro-coil system for 7 T brain MRI, *IEEE Trans. Biomed. Circuits Syst.* **16**, 430 (2022)
11. 11. O. Burmistrov, *et al.*, Wireless power transfer in magnetic resonance imaging at a higher-order mode of a birdcage coil, *Phys. Rev. Appl.* **21**, 014047 (2024)