

БЕСПРОВОДНАЯ ПЕРЕДАЧА ЭНЕРГИИ В МРТ НА МОДЕ ВЫСОКОГО ПОРЯДКА В РЕЗОНАТОРЕ ТИПА “ПТИЧЬЯ КЛЕТКА”

Бурмистров О. И. (Университет ИТМО)

Научный руководитель – к.т.н. Серегин П. С. (Университет ИТМО)

Аннотация. Представляемая работа посвящена исследованию беспроводной передачи энергии в аппаратах магнитно-резонансной томографии (МРТ) с помощью мод высокого порядка в резонаторе типа “птичья клетка”. Проведено численное моделирование картин электрического и магнитного полей для различных мод резонатора и значений напряжения на петлевых антеннах, расположенных внутри резонатора и представляющих собой приёмник для беспроводной передачи энергии. Определена оптимальная мода для беспроводной передачи энергии, а также исследованы варианты практического применения разработанной концепции.

Введение. Магнитно-резонансная томография на сегодняшний день является незаменимым методом неинвазивной диагностики для ряда заболеваний. Работа аппарата МРТ основана на явлении ядерного магнитного резонанса. Для этого создаётся постоянное магнитное поле B_0 , ориентирующее магнитные моменты атомов вдоль своего направления, после чего прикладывается мощное радиочастотное (РЧ) поле B_1 на Ларморовой частоте (63.6 МГц для аппаратов с величиной поля B_0 1.5 Тл), поворачивающее магнитные моменты атомов на определённый угол. Данное поле зачастую создаётся большой объёмной РЧ катушкой для всего тела типа “птичья клетка”. У этой катушки имеется основная мода колебаний, при которой распределение магнитного поля внутри объёма резонатора однородно в области интереса. Если данное поле будет неоднородно, то магнитно-резонансное изображение может содержать различные артефакты, которые усложнят или сделают невозможным постановку диагноза. После снятия РЧ поля B_1 регистрируется эхо-сигнал от ядер. Несмотря на большую пиковую мощность, используемую для возбуждения поля B_1 , которая может достигать 15 кВт в ряде аппаратов МРТ, эхо-сигнал достаточно слабый и необходимо использование локальных катушек для регистрации сигнала от ядер. В свою очередь, для работы локальных катушек необходимо снабжать их электроэнергией и обеспечивать обмен информацией с блоком обработки сигналов. Как правило, эти задачи решаются путём применения специальных РЧ кабелей, подключаемых к столу аппарата МРТ. Применение кабелей имеет существенные недостатки:

1. Износ и необходимость периодического обслуживания РЧ кабелей и разъёмов
2. Необходимость применения специальных фильтров для исключения возможности нагрева РЧ кабелей, приводящая к увеличению габаритов РЧ кабелей, которые могут располагаться на пациенте, уменьшая его комфорт во время сканирования, продолжительность которого может быть более часа, а также увеличивая время укладки пациента, что может быть критичным во время некоторых хирургических операций
3. В современных аппаратах часто увеличивается количество приёмно-передающих каналов, что, с одной стороны, позволяет с помощью алгоритмов параллельной реконструкции увеличить скорость сканирования и качество изображений, но с другой стороны также увеличивает габариты РЧ кабелей

Решением данной проблемы является применение беспроводных локальных катушек. Этого можно достичь, если питание локальных катушек, а также передача информации, осуществляются беспроводным способом. На настоящий момент опубликованы работы, описывающие беспроводную передачу информации в МРТ без

изменения качества изображения, а также беспроводное питание внутри тоннеля аппарата МРТ.

В опубликованных работах беспроводное питание осуществляется либо с помощью дополнительной передающей антенны, либо путём сбора энергии из поля B_1 . При этом не всегда возможна установка дополнительной антенны для передачи энергии, а сбор энергии из поля B_1 либо малоэффективен, либо сильно нарушает однородность поля, что приводит к снижению качества МР изображений. Использование большой РЧ катушки для всего тела типа “птичья клетка” на моде высокого порядка позволяет, с одной стороны, не использовать дополнительных антенн для передачи энергии, применяя для этого уже имеющийся в аппарате МРТ резонатор, с другой стороны, не изменять однородность РЧ поля B_1 , так как поля мод высокого порядка ортогональны полям основной моды, и эти моды отстроены по частоте.

Основная часть. Для численного моделирования процесса беспроводной передачи энергии использовались ортогонально расположенные петлевые антенны в форме рамок, с размерами 100x50 мм и 84x50 мм, соответственно. При этом меньшая петлевая антенна находится внутри большей. Данное решение позволяет исследовать магнитные поля как линейной, так и круговой поляризации. Петлевые антенны настраивались на резонансную частоту каждой из исследуемых мод резонатора типа “птичья клетка”. Положение петлевых антенн внутри резонатора неизменно. Численная модель, помимо петлевых антенн, включает в себя резонатор типа “птичья клетка”, размеры которого эквивалентны большой РЧ катушке для всего тела от клинического аппарата МРТ “Siemens Avanto 1.5 T”, экран для резонатора и фантом, параметры жидкости которого эквивалентны фантомам фирмы “Siemens”. Приёмные антенны находились на расстоянии 50 мм от поверхности фантома.

Численное моделирование электрического и магнитного полей показало, что, если система сбора энергии не настроена на Ларморову частоту, влияние на однородность поля B_1 отсутствует. Также показано, что для первых пяти мод электрическое поле сосредоточено вне фантома, что говорит об отсутствии нагрева тела человека ввиду отсутствия токов проводимости и, как следствие, безопасности предлагаемого решения. Были исследованы пять мод на частотах 68.8 МГц, 63.6 МГц (Ларморова частота), 52.5 МГц, 44.2 МГц и 38.9 МГц. Наибольшая мощность была собрана на модах с частотами 63.6 МГц и 44.2 МГц, которые имеют круговую поляризацию магнитного поля.

Заключение. Лучшей из исследованных мод для беспроводной передачи энергии является мода на частоте 44.2 МГц, так как электрическое и магнитное поле сосредоточено вне фантома, что говорит о безопасности для пациента, при возбуждении круговой поляризацией собранная энергия максимальна, отсутствует влияние на однородность поля B_1 , а также на ряде аппаратов возможно возбуждение моды на данной частоте без значительной модификации РЧ генератора и РЧ тракта. Данное решение позволит снабжать энергией одноканальные и многоканальные локальные катушки, датчики сердцебиения и дыхания, переключаемые метаповерхности и другие устройства внутри тоннеля аппарата МРТ.

Бурмистров О. И. (автор)

Подпись

Серегин П. С. (научный руководитель)

Подпись