

УДК 53.537

**СБОР ЭНЕРГИИ ЭЛЕКТРОМАГНИТНОГО ПОЛЯ ВОЗБУЖДЕНИЯ ДЛЯ
БЕСПРОВОДНОГО ПИТАНИЯ КАТУШЕК МРТ**

Бурмистров О. И. (ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
"НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИТМО)

Научный руководитель – к.т.н. Серёгин Павел Сергеевич
(ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ АВТОНОМНОЕ ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ
УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ "НАЦИОНАЛЬНЫЙ
ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ ИТМО)

Представляемая работа посвящена разработке антенны, позволяющей осуществлять беспроводное питание локальных приёмных катушек МРТ за счёт сбора энергии из радиочастотного поля возбуждения МРТ. В работе также исследована специфика применения разработанной антенны в аппаратах МРТ и приведены возможные варианты применения.

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является одним из ключевых современных видов медицинской неинвазивной диагностики. Принцип работы МРТ основан на использовании различных радиочастотных и магнитных полей, работа с которыми разделяется на фазу передачи и фазу приема. Во время фазы передачи создается мощное радиочастотное поле (B1) вокруг объекта исследования, которое вызывает поворот собственных магнитных моментов (спинов) ядер атомов водорода. В ходе фазы приема происходит регистрация отклика от объекта в радиочастотном диапазоне 63,5 МГц (для МРТ с величиной постоянного магнитного поля 1,5 Тесла). Так как исследуемый в фазе приёма сигнал очень слабый, для его регистрации используют локальные приемные катушки, располагаемые рядом с объектом исследования. МРТ в клинической практике применяется для исследования различных органов, что требует применения различных катушек. При смене типа исследования часто необходима смена соответствующей локальной катушки. При этом подключение катушки осуществляется с помощью кабеля к столу МРТ. Однако, такая реализация проводных катушек имеет ряд недостатков:

- ограниченный срок службы радиочастотных разъемов и гибких кабелей;
- возможность нагрева кабеля, для предотвращения которого применяют специальные кабельные фильтры. Данные фильтры зачастую громоздкие и располагаются на пациенте, что некомфортно для пациента;
- с каждым годом растет число приемных каналов в МРТ(для улучшения алгоритмов параллельной реконструкции изображений и снижения времени сканирования), что приводит к необходимости увеличения числа коаксиальных линий в кабелях катушки, делая кабели более сложными и громоздкими.

Таким образом, исключение кабелей способно увеличить удобство МРТ-сканирования и сократит время подготовки к нему. Для достижения данной цели необходимо решение ряда технических задач: организация беспроводного питания катушек и передачи МР-сигналов, а также обеспечение синхронизации. В ряде опубликованных в последнее время работ, продемонстрированы беспроводные способы передачи МР-сигналов без нарушения качества изображения в МРТ, а также реализации беспроводного питания в МРТ.

Подобные беспроводные решения, как правило, используют линейную поляризацию радиочастотного излучения для сбора энергии. Однако, в МРТ поле возбуждения имеет круговую поляризацию. Поэтому использование круговой

поляризации для приема энергии позволяет увеличить эффективность преобразования энергии. Целью научной работы является создание компактного устройства для конвертации электромагнитной энергии (в постоянное напряжение) радиочастотного поля возбуждения В1 в МРТ, не вызывающей искажения изображений. Процесс конвертации электромагнитной энергии из поля возбуждения МРТ получил обозначение «харвестинг» (от англ. harvesting -- извлечение). Система для харвестинга состоит из приемной антенны (в виде катушки) и выпрямителя.

Нами были исследованы различные варианты антенн для харвестинга. Конструкции антенны на плоскости предъявляет жесткие требования к развязке двух независимых каналов, что уменьшает эквивалентную поверхность антенн (при использовании геометрической развязки) и приводит к ухудшению эффективности системы харвестинга.

Оптимальным решением оказалось использование седловидной катушки. Нами было проведено численное моделирование в программном пакете CST Microwave Studio, на основании которого изготовлен прототип с геометрическими размерами 110x62x37 мм. Экспериментальные исследования были проведены на широко распространённых томографах Siemens Avanto 1.5T и Siemens Espreo 1.5T.

Предлагаемая катушка должна быть расположена на некотором расстоянии от пациента, чтобы не вносить искажения в радиочастотное поле возбуждения (так как искажение поля возбуждения МРТ приводит к искажению качества изображения). Было проведено исследование зависимости принятой энергии от положения системы харвестинга внутри аппарата МРТ. Численное моделирование и эксперименты показали, что существует оптимальное положение системы внутри аппарата МРТ для обеспечения эффективной конвертации энергии. Также, определены зоны, при расположении в которых система харвестинга будет минимально влиять на качество изображений МРТ. Для этого в программном пакете CST были построена карта поля возбуждения В1 и карта удельного коэффициента поглощения.

Экспериментальные исследования показали, что получаемая мощность составляет 50-400 мВт (зависит от типа используемой в ходе МРТ-сканирования последовательности радиочастотных импульсов) при размере структуры 110x62x37 мм.

Увеличение числа приемных элементов системы харвестинга, либо площади антенного элемента позволяет существенно увеличить данное значение. Принятой энергии достаточно для питания схемы локальной МРТ катушки на основе фазированных массивов с небольшим числом каналов. Дальнейшее совершенствование системы харвестинга позволит осуществить беспроводное питание многоканальных локальных приемных катушек МРТ с еще большим числом каналов.

Бурмистров О. И. (автор)

Подпись

Серёгин П. С. (научный руководитель)

Подпись