

Перестраиваемая подкладка для МРТ брюшной полости

С.В. Горенкова, Г.А. Соломаха, А.В. Щелокова, С.Б. Глыбоский

Университет ИТМО

Аннотация: Настоящий доклад посвящен исследованию и разработке перестраиваемой подкладки для МРТ, которая позволит увеличить однородность и величину радиочастотного магнитного поля в теле человека и сможет адаптироваться под людей с различным высоким индексом массы тела.

Ключевые слова: магнитно-резонансная томография, магнитное поле, подкладка, диэлектрическая подкладка, управление свойствами

1. Введение

Магнитно-резонансная томография является одним из основных неинвазивных диагностических методов. На сегодняшний день в клинической практике есть тенденция перехода от высокопольных томографов к сверхвысокопольным томографам: от 1.5 Тл и 3 Тл к 7 Тл. Высокое постоянное магнитное поле томографа позволяет получать качественные МР-изображения и соответственно качественно проводить диагностику.

При выполнении МРТ брюшной полости в томографе 3 Тл у людей с высоким индексом массы тела на снимке имеются артефакты – области затемнения, которые затрудняют расшифровку снимка врачами-рентгенологами. Эти темные области возникают вследствие волновых эффектов в теле человека, происходящих из-за фазовой задержки и отражений радиочастотного сигнала, которые вызывают локальную деструктивную интерференцию магнитного поля и приводят к ухудшению качества изображения за счёт возникновения областей с низким и высоким уровнем радиочастотного магнитного поля. Существуют различные методы борьбы с данными артефактами, один из них - использование специальных подкладок, позволяющих улучшить однородность и величину магнитного поля в теле человека. Самыми распространенными на данный момент являются диэлектрические подкладки с высоким значением диэлектрической проницаемости. Такие подкладки изготавливаются из керамических материалов таких, как например, BaTiO_3 и CaTiO_3 . Их использование позволяет повысить однородность и амплитуду радиочастотного магнитного поля в области артефакта, тем самым повышая качество получаемого изображения. Эти подкладки имеют ряд недостатков: у них фиксированные свойства, то есть для различных людей необходим набор различных подкладок; свойства подкладки изменяются со временем, что ограничивает их срок использования; подкладки имеют большой вес, порядка 4 кг.

В работе [1] была предложена легкая и гибкая подкладка с фиксированными свойствами, создающая такое же распределение магнитного поля в теле человека, как и диэлектрическая подкладка. Подкладка представляет собой искусственный диэлектрик из последовательно-параллельно включенных конденсаторов. Однако для людей с различной комплекцией подкладка создает различное распределение магнитного поля в теле и не является оптимальной для каждого человека (рисунок 1).

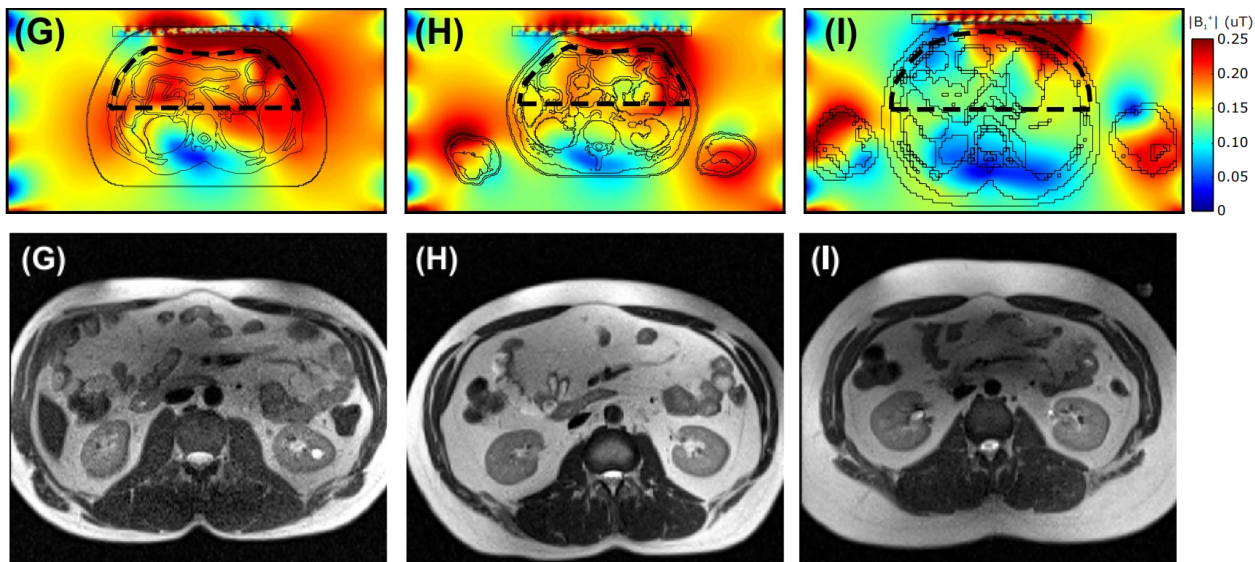


Рисунок 1. Численное моделирование распределения магнитного поля для трех воксельных моделей с метаповерхностью (верхние изображения), МР-изображения для эксперимента с добровольцами с метаповерхностью (нижние изображения).

В настоящей работе предложена легкая и гибкая подкладка на основе искусственного диэлектрика с управляемыми свойствами. Было проведено численное моделирование подкладки и подобраны оптимальные параметры для создания распределения магнитного поля в однородном фантоме, аналогичное полю диэлектрической подкладки. Продемонстрирован способ управления свойствами подкладки.

2. Численное моделирование подкладки из искусственного диэлектрика и определение ее параметров

Чтобы подобрать оптимальные параметры подкладки из искусственного диэлектрика, первоначально исследовалось распределение магнитного поля, которое создает диэлектрическая подкладка, а также его частотная зависимость. В программном пакете CST Microwave Studio была смоделирована диэлектрическая подкладка размером $28 \times 28 \times 1.5 \text{ см}^3$ с диэлектрической проницаемостью $\epsilon = 300$ и удельной проводимостью $\sigma = 0.2 \text{ См/м}$ [1], без зазора расположенная над однородным фантомом, имитирующий тело человека, со следующими параметрами: диэлектрическая проводимость $\epsilon = 34$, удельная проводимость $\sigma = 0.45 \text{ См/м}$. Подбором параметров искусственного диэлектрика (период сетки перпендикулярных проводников и емкость конденсаторов) достигалось соответствие частотных характеристик от обеих подкладок. Параметры, при которых амплитуды поля совпадали, получились равными: период сетки 2 см и емкость конденсаторов 25 пФ.

Чтобы оценить действие подкладок в приближенных к реальности условиях, была смоделирована передающая радиочастотная катушка томографа типа «птичья клетка» и однородный фантом с размерами и параметрами, соответствующие усредненным параметрам человеческого тела (рисунок 2). Катушка томографа настраивалась на частоту томографа с уровнем поля 3 Тл. Из результатов, приведенных на рисунке 3, можно сделать вывод, что подкладки сглаживают минимумы магнитного поля, повышая его амплитуду и однородность в области артефактов, а также, что распределения магнитных полей двух подкладок аналогичны.

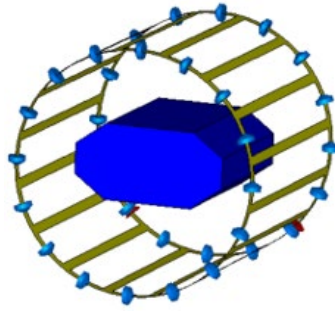


Рисунок 2. Модель катушки томографа с однородным фантомом.

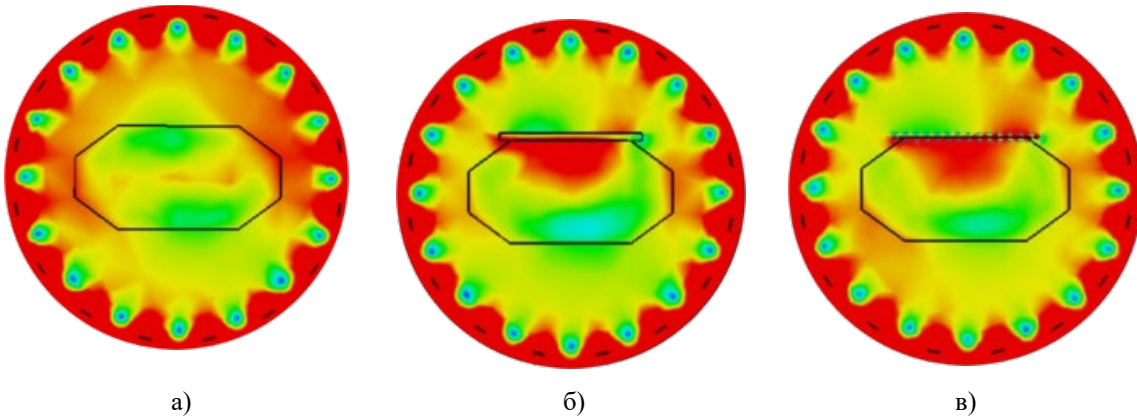


Рисунок 3. Распределение магнитных полей в фантоме, помещенного в радиочастотную катушку томографа; а) только фантом, б) фантом с диэлектрической подкладкой, в) фантом с подкладкой из искусственного диэлектрика.

Следующим этапом являлось исследование возможности управления свойствами подкладки. Управление свойствами подкладки подразумевает возможность изменения распределения магнитного поля в теле человека за счет изменения параметров подкладки, например за счёт изменения ёмкости конденсаторов. Это обеспечит возможность адаптации параметров подкладки под людей с различными комплекциями.

Чтобы изменить распределение магнитного поля внутри фантома, необходимо изменить величину ёмкостей, включенных в подкладку. Был предложен метод, заключающийся в параллельном включении рpn-диодов и конденсаторов в крайнем контуре подкладки, на который подается разность потенциалов, где максимален ток, текущий по подкладке. В режиме обратного смещения диоды выступают в качестве дополнительной (2.2 пФ) емкости к конденсаторам. В режиме прямого смещения диоды шунтируют конденсаторы, выступая в качестве резисторов с сопротивлением 0.2 Ом.

В реальных условиях подкладка будет располагаться на человеке с зазором равным 5 мм. При наличии зазора между подкладкой и фантомом, поле в нем становится меньше по амплитуде из-за уменьшения связи между подкладкой и фантомом, что демонстрирует рисунок 4.

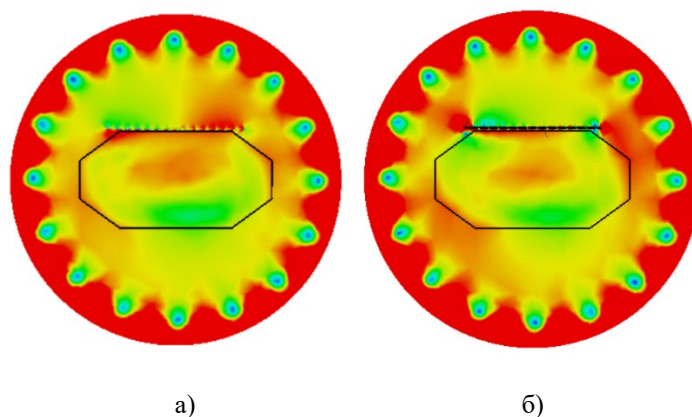


Рисунок 4. Распределение магнитных полей в фантоме, помещенного в радиочастотную катушку томографа при емкости конденсаторов подкладки 25 пФ; а) подкладка с диодами в режиме обратного смещения б) подкладка с диодами в режиме прямого смещения.

Для повышения поля в фантоме, необходимо увеличить емкость конденсаторов подкладки. На рисунке 5 показано, что для емкости конденсаторов подкладки 36 пФ магнитное поле в фантоме в случае а) увеличивается, как и для емкости конденсаторов для подкладки 25 пФ без зазора с фантомом.

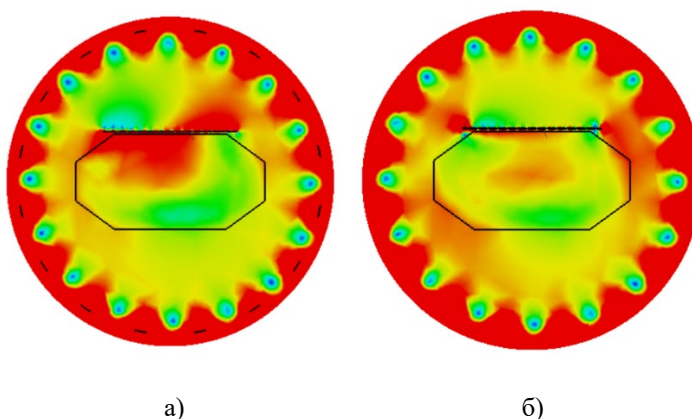


Рисунок 5. Распределение магнитных полей в фантоме, помещенного в радиочастотную катушку томографа для емкости конденсаторов подкладки 36 пФ; а) подкладка с диодами в режиме обратного смещения б) подкладка с диодами в режиме прямого смещения.

Также продемонстрировано, что распределение магнитного поля в фантоме меняется, где в случае а) заметно повышается амплитуда магнитного поля, а для случая б) увеличивается однородность магнитного поля.

3. Заключение

В данной работе была смоделирована подкладка на основе искусственного диэлектрика, представляющая собой сетку перпендикулярных проводников с шагом 2 см, с включенными в нее конденсаторами 36 пФ. Показана эквивалентность разрабатываемой подкладки и диэлектрической подкладки. Продемонстрирована возможность управления свойствами подкладки, и как следствие распределением магнитного поля внутри фантома, посредством включения рpn-диодов в крайние проводники параллельно к конденсаторам и переключения диодов между двумя режимами.

Исследование выполнено за счет **гранта Российского научного фонда (проект № 21-79-30038)**. Светлана Горенкова благодарит грант НИРМА Физико-технического мегафакультета Университета ИТМО.

Список литературы

1. V. Vorobyev, A. Shchelokova, A. Efimtcev, J. D. Baena, R. Abdeddaim, P. Belov, I. Melchakova, and S. Glybovski, “Improving b1 homogeneity in abdominal imaging at 3 t with light and compact metasurface,” arXiv preprint arXiv:2102.01384, 2021.
2. Webb AG. Dielectric materials in magnetic resonance. Concepts in Magnetic Resonance Part A 2011;38A(4):148–184.
3. J. Thomas Vaughan, John R. Griffiths. RF coils for MRI - John Wiley & Sons Ltd, 2012.