

**ФИЗИЧЕСКИЕ ПРИБОРЫ ДЛЯ ЭКОЛОГИИ,
МЕДИЦИНЫ, БИОЛОГИИ**

УДК 53.087

**ПРИЕМНЫЙ ДАТЧИК ДЛЯ СПЕЦИАЛИЗИРОВАННОГО
МАЛОГАБАРИТНОГО МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНОГО ТОМОГРАФА**

© 2020 г. А. А. Баязитов^{а,*}, Я. В. Фаттахов^а, А. Р. Фахрутдинов^а, В. А. Шагалов^а

^а Казанский физико-технический институт им. Е.К. Завойского Федерального исследовательского центра
“Казанский научный центр РАН”
Россия, 420029, Казань, Сибирский тракт 10/7

*e-mail: bayazitov.alfis@kfti.knc.ru

Поступила в редакцию 27.05.2020 г.

После доработки 31.05.2020 г.

Принята к публикации 10.06.2020 г.

Работа посвящена разработке приемного датчика для специализированного магнитно-резонансного томографа с индукцией магнитного поля 0.4 Тл на постоянном магните для получения томограмм суставов человека. В работе представлены результаты математического моделирования пространственного распределения магнитного поля в рабочей области датчика, определена его оптимальная конфигурация. С учетом моделирования изготовлен экспериментальный образец датчика, изучены его характеристики. С помощью данного датчика получены томограммы кисти руки на опытном образце магнитно-резонансного томографа.

DOI: 10.31857/S003281622006004X

ВВЕДЕНИЕ

Приемный радиочастотный датчик является важнейшим элементом всей приемной системы магнитно-резонансного томографа, поскольку от его характеристик во многом зависит качество получаемых изображений. Ключевыми параметрами являются соотношение сигнал/шум и однородность интенсивности сигнала в плоскости изображения. Кроме того, для удобства работы важно, чтобы при позиционировании исследуемого объекта в датчике, а особенно при обследовании пациентов, не происходило значительной перестройки резонансной частоты приемного контура датчика. Это требование обусловлено тем, что в томографе с постоянным магнитом индукция магнитного поля зафиксирована, а рабочая частота находится в строгом соответствии со значением индукции согласно условиям ядерного магнитного резонанса.

Для средних и высоких полей (например, для поля 1.5 Тл рабочая частота составляет около 60 МГц) наиболее распространен датчик типа “птичья клетка” [1]. Есть работы по развитию данного подхода, например [2]. Низкие поля магнитно-резонансной томографии ($0.1 < B_0 < 0.5$ Тл) соответствуют диапазону частот от единиц до десятков (примерно двадцати) мегагерц. В этом диапазоне применимы “классические” подходы в конструировании катушек резонансных контуров [3, 4].

Датчик с так называемой конформной соленоидальной катушкой и с параллельным соединением витков позволяет исследовать несколько областей: кисть руки, запястье и ногу [3]. Однако недостатком данного датчика является то, что равномерно распределенные проводники не могут создать однородное радиочастотное поле в большом объеме. Из-за этого при диагностике на магнитно-резонансном томографе может потребоваться многократное перемещение датчика. Неоднородное поле, кроме того, искажает изображение, вследствие чего ухудшается достоверность диагностики.

Также разработан датчик, предназначенный для магнитно-резонансной томографии одного сустава – голеностопа [4]. Данное решение позволяет проводить диагностику конкретных анатомических областей, но оказывается неприемлемым для диагностики других частей тела человека: кисть, локоть, колено.

Поэтому нами в данной работе предпринята попытка разработать датчик как с большей областью однородности, так и пригодный для обследования различных суставов.

На протяжении ряда лет в лаборатории Методов медицинской физики КФТИ ФИЦ КазНЦ РАН велись работы по разработке низкочастотных магнитно-резонансных томографов с резистивными магнитами [5]. В настоящее время коллектив лаборатории ведет разработку специализиро-

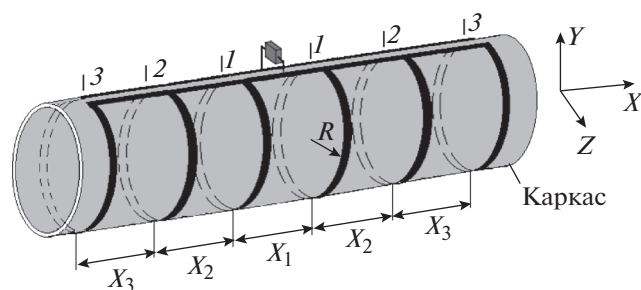


Рис. 1. Схематичный вид цилиндрической катушки приемного контура датчика с параллельно включенными шестью витками. Номерами 1, 2, 3 обозначены симметричные витки, X_1 , X_2 , X_3 – расстояния между центрами соответствующих витков.

ванного магнитно-резонансного томографа с постоянным магнитом с индукцией магнитного поля 0.4 Тл. Особенность данной разработки в том, что малогабаритный томограф имеет магнит с небольшим зазором (около 200 мм). Это накладывает определенные ограничения при разработке радиочастотных датчиков, поскольку в непосредственной близости от приемного контура оказываются передающий контур и полюса магнита с градиентными катушками.

Данная работа посвящена разработке цилиндрического приемного датчика для малогабаритного магнитно-резонансного томографа на постоянном магните с индукцией магнитного поля 0.4 Тл. Внешними ограничивающими параметрами являются размеры зазора магнита, длина датчика, требуемая зона однородности (рабочая зона), рабочая частота. На конструкцию датчика накладываются также ограничения, определяемые медицинскими требованиями.

Датчик выполнен на цилиндрическом каркасе, витки катушки – из медной ленты толщиной 200 мкм. Непосредственному макетированию датчика предшествует этап математического моделирования с целью определить оптимальное расположение витков катушки приемного контура с точки зрения наилучшей однородности поля в рабочей области датчика.

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДАТЧИКА

Ранее нами для моделирования конструкции катушек датчиков применялась программа, разработанная в среде “maple” [6], в которой для расчета индукции магнитного поля катушек датчиков использовался закон Био–Савар–Лапласа:

$$B = \frac{I\mu_0}{4\pi r^2},$$

где B – индукция магнитного поля, μ_0 – магнитная постоянная, I – ток в проводнике, r – длина радиус-вектора.

В работе [7] представлены результаты математического расчета датчика описанным выше методом. На основе выполненных расчетов разработана конструкция и изготовлен макет приемного датчика для специализированного магнитно-резонансного томографа. Измерение радиочастотных характеристик экспериментального образца датчика показало хорошее совпадение измеренных параметров с расчетными, полученными в ходе математического моделирования.

Однако математические модели катушек датчиков, применяемые для проведения расчетов описанным выше способом, имеют существенные упрощения по сравнению с реальными катушками датчиков. Основные упрощения, используемые в данном расчете, следующие:

- расчеты выполнялись в предположении бесконечно тонких проводников, из которых выполнены катушки;

- расчеты выполнялись для постоянного тока.

Реальные катушки изготавливаются из проводников, имеющих конечные геометрические размеры. Кроме того, реальные датчики должны работать на высоких частотах (в нашем случае на частоте 17.5 МГц). Поэтому для получения более достоверных результатов расчетов желательно использование программ, учитывающих отмеченные параметры катушек датчиков.

Одной из таких программ, которая использовалась нами в расчетах, является программный пакет CST Studio Suite Student Edition, разработанный компанией Computer Simulation Technology [8].

Моделирование проводилось для цилиндрической катушки с параллельно включенными шестью витками. Схематически катушка представлена на рис. 1. Шаг перебора значений положений витков составлял 5 мм. Расчет проводился для частоты 17.5 МГц при токе источника сигнала 1 А.

В качестве критерия однородности выбрана максимальная протяженность области однородности вдоль оси X при отклонении амплитуды сигнала не более 10% от максимального значения. По нашему предыдущему опыту проведения приемочных технических и клинических испытаний при сертификации разработанных ранее низкочастотных томографов известно предъявляемое требование, чтобы неоднородность изображения однородного объекта была не хуже 20%. Неоднородность в 10% выбрана, чтобы гарантированно соответствовать этому условию при предстоящей сертификации специализированного томографа.

Параметры приемного контура: диаметр катушки 153 мм; толщина ленты $d = 200$ мкм; шири-

на витков 1 – 10 мм, витков 2 и 3 – 15 мм. Ширина витков 1 была уменьшена с целью снизить вклад сигнала в центральной области для выравнивания профиля поля во всей области наблюдения. Расположение витков отсчитывается от оси симметрии, перпендикулярной продольной оси цилиндра. В ходе расчетов варьировались расстояния между центрами витков (X_1 , X_2 и X_3) для получения возможно большей зоны однородности. Оптимальные расстояния между витками, полученные в ходе расчетов: $X_1 = X_2 = 40$ мм, $X_3 = 20$ мм.

На рис. 2а представлен вариант наилучшего распределения поля с учетом накладываемых граничных условий для оптимизированного положения витков. Кривая 1 на графике соответствует распределению поля компоненты сигнала H_x в катушке вдоль оси X , т.е. вдоль продольной оси катушки. Кривая 2 соответствует компоненте сигнала H_x параллельно оси X со сдвигом на 50 мм в сторону по радиусу катушки. Для принятого нами условия отклонения амплитуды сигнала не более чем на 10% размер области однородности для кривой 1 составляет 116 мм, а для кривой 2 – 161 мм. Волнистый характер зависимости распределения магнитного поля (кривая 2) обусловлен приближением к виткам катушки, хотя заявленное отклонение в 10% выдерживается даже в большей области, чем строго по оси.

Если рассчитать поле при большем смещении от оси, например на 60 мм, то амплитуда “волн” еще больше возрастет и перестанет выполняться критерий 10% в такой широкой области. Исходя из этого, мы заключаем, что область однородности в направлении, перпендикулярном оси X , составляет 100 мм.

При создании датчиков для малогабаритных томографов возникает проблема существенного уменьшения добротности контура при помещении его между полюсов магнита. Поэтому в ходе расчетов параметров датчиков в программе CST MICROWAVE STUDIO также моделировалось влияние электромагнитного экрана, располагаемого между датчиком и полюсами постоянного магнита. Основное назначение такого экрана уменьшить влияние полюсов магнита на поле рассеяния катушек датчика.

Моделируемый экран представлял собой замкнутый цилиндр диаметром 200 мм из меди толщиной 0.2 мм, расположенный поверх катушек датчика. Применение экрана из сплошной ленты или экрана с замкнутыми витками недопустимо, поскольку это приводит к существенному затягиванию поля градиентного импульса, что в свою очередь отрицательно сказывается на качестве получаемых изображений. Поэтому в экспериментах применялся экран, выполненный из медной сетки (толщина проволоки – 200 мкм).

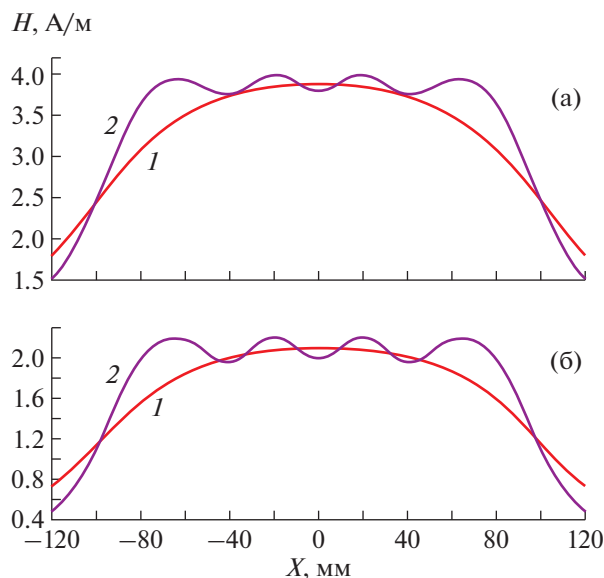


Рис. 2. Расчет пространственного распределения поля для цилиндрической катушки (**а** – без экрана; **б** – с экраном): 1 – распределение компоненты поля H_x вдоль оси X по центру катушки, 2 – распределение компоненты поля H_x вдоль оси X со сдвигом по оси Z на 50 мм.

На рис. 2б представлен результат наилучшего распределения поля для моделирования приемного контура с использованием электромагнитного экрана в виде цилиндра из меди.

Из сравнения рис. 2а и 2б видно, что применение экрана не уменьшает области однородности датчика, а ведет лишь к снижению амплитуды электромагнитного поля, что находится в согласии с литературными данными [9] и было подтверждено нами экспериментально при измерениях добротности (см. таблицу 1).

РЕЗУЛЬТАТЫ ИЗМЕРЕНИЙ ХАРАКТЕРИСТИК ДАТЧИКА

По проведенным расчетам был изготовлен экспериментальный образец приемного датчика и получены некоторые характеристики. В частности, были проведены измерения пространственного распределения амплитуды радиочастотного поля внутри приемного контура (X -компоненты сигнала вдоль оси X) с помощью измерительного щупа, содержащего в качестве измерительного элемента катушку со средним диаметром 18 мм, толщиной 3.5 мм и числом витков, равным 100 [10], ось которой совпадает с направлением поляризации измеряемого поля.

Кривая 1 (рис. 3) соответствует распределению сигнала вдоль оси X (положение 0 мм). Кривая 2 соответствует распределению сигнала вдоль оси X со сдвигом от оси по радиусу на 50 мм. Под гра-

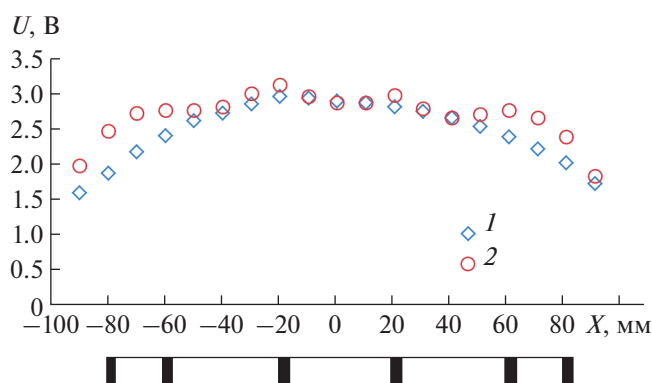


Рис. 3. Измеренное пространственное распределение радиочастотного сигнала внутри катушки экспериментального образца датчика: 1 – распределение X -компоненты сигнала вдоль оси X по центру катушки, 2 – распределение X -компоненты сигнала вдоль оси X со сдвигом по оси Z на 50 мм. В нижней части рисунка изображены положения центров витков датчика.

фиком отмечено расположение центров витков катушки.

Видно, что результаты экспериментальных измерений радиочастотного поля (рис. 3) находятся в хорошем согласии с модельными расчетами (рис. 2б). Для принятого нами условия отклонения амплитуды сигнала не более 10% размер области однородности для кривой 1 на рис. 3 составляет 105 мм, а для кривой 2 – 155 мм. Некоторую несимметричность кривых относительно центра можно объяснить влиянием выводов катушки и проводников близко расположенного передающего контура, который не был учтен в модельных расчетах.

Другой важнейшей характеристикой датчика является добротность приемного контура. В таблице 1 представлены результаты измерения добротности датчика вне магнита и при помещении его в магнит, без использования экрана и с экраном из медной сетки. Объектом служила реальная кисть руки. Напомним, что внешний диаметр датчика практически совпадает с величиной зазора магнита, и поле рассеяния катушки взаимодействует как с полюсами магнита, так и с градиентными катушками, закрепленными на них.

Из приведенных результатов в таблице 1 видно, что добротность приемного контура с экраном в магните сохраняется на том же уровне, что и вне магнита, а уменьшение добротности от близко расположенного экрана хорошо соотносится с результатами расчетов (рис. 2).

Следующей важной характеристикой датчика является сохранение его резонансной частоты при внесении в него исследуемого объекта – кисти руки. Измерения показали, что для экранированного датчика, помещенного в магнит, уход резонансной частоты составляет 7 кГц: с 17.626 до 17.619 МГц. Такая перестройка частоты контура при помещении объекта в рабочую область датчика происходит за счет внесения дополнительной паразитной емкости в контур, что вполне приемлемо и может быть оперативно скомпенсировано с помощью соответствующих аппаратных средств томографа.

Для получения томограмм на разрабатываемом в лаборатории томографе применялись отдельные передающий и приемный контура. Седловидная катушка передающего контура создает радиочастотное поле, направленное вдоль оси Y , ось приемной катушки направлена вдоль оси X .

Хотя приемная и передающая катушки создают магнитные поля в ортогональных направлениях, существует паразитная связь между контурами за счет неидеальности реальных экспериментальных образцов. Одной из причин возникновения паразитной связи между передающей и приемной катушек является наличие подводов: мест подключения конденсаторов и кабелей, вносящих асимметрию в систему двух катушек. Другой причиной может быть некоторое несовпадение осей каркасов, на которых размещены указанные катушки. Из-за указанной неидеальности возникает компонента поля, соосная с вектором поля от передающей катушки, что объясняет появление связи между катушками. Эту паразитную связь можно минимизировать путем вращения внешней (передающей) катушки относительно внутренней (приемной) на небольшие углы (рис. 4). В эксперименте для настройки развязки сигнал подавался на один контур, а снимался с другого. В поло-

Таблица 1. Влияние магнита на добротность датчика без экрана и в присутствии экрана (объект – кисть руки человека)

Датчик	Датчик вне магнита		Датчик в магните	
	Без объекта	С объектом	Без объекта	С объектом
Датчик без экрана	344	204	73	65
Датчик с экраном	167	156	157	147

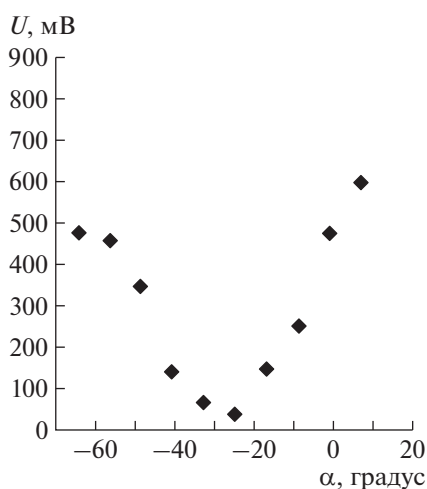


Рис. 4. Развязка приемного и передающего контуров путем вращения внешней (передающей) катушки относительно внутренней (приемной) на угол α . За условные 0° оси X выбрано положение контуров, при котором совпадают их контактные линии.

жении минимального наведенного сигнала считается, что развязка оптимальна [11].

На настроенном таким образом датчике получены экспериментальные томограммы кисти руки волонтера. На рис. 5 приведены томограммы в корональном сечении (параллельно плоскости стола) в режиме T1-взвешенных изображений. Параметры, при которых получены изображения: время повтора $TR = 500$ мс, время образования эха $TE = 20$ мс, толщина среза 5 мм.

Видно, что на рис. 5а хорошо визуализируются пястные кости, на рис. 5б хорошо видны сухожилия в виде темных тонких структур, проходящих через запястную область к пальцам.

Таким образом, разработанный экспериментальный образец датчика проявил себя как высококачественное средство для получения я.м.р.-томограмм.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе работы была рассчитана конфигурация приемной катушки датчика для магнитно-резонансного томографа. Моделирование было проведено как для свободного контура, так и для контура в присутствии электромагнитного экрана. Показано, что наличие экрана не уменьшает размеры области однородного сигнала, определенной нами на уровне изменений амплитуды в 10%.

По результатам расчетов был изготовлен экспериментальный образец датчика и изучены его характеристики. Получено хорошее соответствие между расчетным и экспериментально измерен-

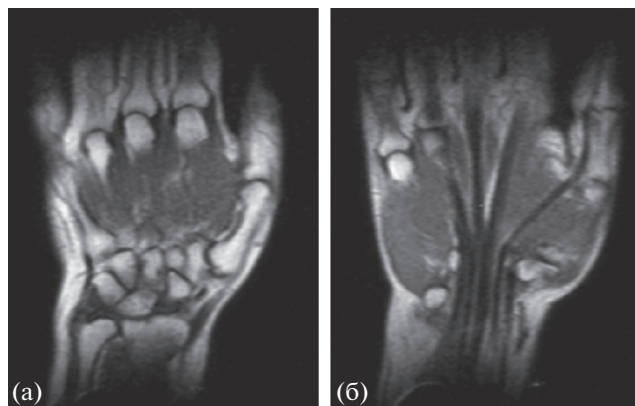


Рис. 5. Томограммы кисти руки в корональном сечении в режиме T1-взвешенных изображений (а – срединный срез, б – срез ближе к ладони). Время повтора $TR = 500$ мс, время образования эха $TE = 20$ мс, толщина среза 5 мм.

ным пространственным распределением поля внутри катушки приемного датчика.

Показано позитивное влияние электромагнитного экрана на такие параметры датчика, как добротность и изменение резонансной частоты контура при помещении внутрь катушки объекта исследований.

С помощью макета датчика получены томограммы на специализированном магнитно-резонансном томографе с индукцией магнитного поля 0.4 Тл и отмечено их высокое качество для проведения диагностических мероприятий.

СОБЛЮДЕНИЕ ЭТИЧЕСКИХ СТАНДАРТОВ

Авторы подтверждают, что от всех людей, ставших объектами исследования, было получено письменное информированное согласие, и что в отношении людей были соблюдены применимые стандарты и нормы исследований.

БЛАГОДАРНОСТИ

Авторы выражают благодарность Д.И. Абдулганиевой, О.Ш. Даутову, В.Е. Хундирякову, В.Л. Одиванову за полезное обсуждение отдельных положений статьи.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Hayes C.E., Edelstein W.A., Schenck J.F., Otward M.M., Eash M. // J. Magnetic Resonance. 1985. V. 63. P. 622.
2. Темников А.Н. // ПТЭ. 2005. № 5. С. 81.
3. Jones R.W. US Patent 5,543,710 A. <https://patents.google.com/patent/US5543710A>
4. Коткин А.Л., Лыков В.В. Патент на изобретение 2192165 РФ // Оpubл. 10.11.2002. Бюл. № 31. <https://patents.google.com/patent/RU2192165C1>

5. Салихов К.М., Фаттахов Я.В., Фахрутдинов А.Р., Анашкин В.Н., Шагалов В.А., Биктимиров Э.Ф., Муртазина Е.М., Колесникова Н.В. // Медицинская техника. 2007. № 5. С. 39.
<https://doi.org/10.1007/s10527-007-0059-5>
6. Баязитов А.А., Фаттахов Я.В., Фахрутдинов А.Р., Хабилов Р.Ш., Шагалов В.А., Чумаров П.И. Свидетельство о государственной регистрации программ для ЭВМ № 2019618088 РФ // Оpubл. 26.06.2019.
7. Баязитов А.А., Фаттахов Я.В., Хундиряков В.Е. // Научное приборостроение. 2019. Т. 29. № 1. С. 92.
<https://doi.org/10.18358/np-29-1-i9298>
8. <https://academy.3ds.com/en/software/cst-studio-suite-student-edition>
9. Полонский Н.Б. Конструирование электромагнитных экранов для радиоэлектронной аппаратуры. М.: Сов. радио, 1979.
10. Ред Э. Справочное пособие по высокочастотной схемотехнике: схемы, блоки, 50-омная техника. М.: Мир, 1990.
11. Баязитов А.А., Фаттахов Я.В., Чумаров П.И. // ПТЭ. 2018 № 4. С. 125.
<https://doi.org/10.1134/S0032816218040031>