

Электромагнитное зондирование биологических сред

УДК 621.396

DOI: 10.18127/j15604128-202004-04

Приемо-передающие катушки для регистрации сигналов натрия на 0,5 Тл магнитно-резонансном томографе

© Авторы, 2020

© ООО «Издательство «Радиотехника», 2020

Н.В. Анисимов – д.ф.-м.н., ст. науч. сотрудник,
Факультет фундаментальной медицины, МГУ имени М.В. Ломоносова
E-mail: anisimovnv@mail.ru

А.А. Тарасова – студентка,
Физический факультет, МГУ имени М.В. Ломоносова
E-mail: arina.tarasova99@mail.ru

Ю.А. Пирогов – д.ф.-м.н., профессор,
Физический факультет, МГУ имени М.В. Ломоносова
E-mail: yuri937@gmail.com

Аннотация

Постановка проблемы. Перспективным ядром для мультаядерных МРТ-исследований является изотоп натрия ^{23}Na , который играет важную роль в организме человека. Так как ^{23}Na дает второй по интенсивности (после ^1H) ЯМР сигнал, то ^{23}Na МРТ, включая клинические применения, развивается более активно по сравнению с другими мультаядерными приложениями.

Цель. Разработать несколько типов приемо-передающих катушек для регистрации отдельных органов человека методом ^{23}Na МРТ в поле 0,5 Тл и провести оценку пространственной чувствительности этих датчиков по МРТ изображениям от фантома.

Результаты. Изучена возможность регистрации сигналов от ядер натрия-23 (^{23}Na) на низкочастотном МР-томографе для медико-диагностических приложений. Эксперименты проведены на клиническом 0,5 Тл томографе, в состав которого введены дополнительные катушки, настроенные на частоту ЯМР ^{23}Na . За основу взяты фирменные приемные катушки, предназначенные для регистрации протонных сигналов на частоте 21,1 МГц, модифицированные на регистрацию сигналов натрия ^{23}Na (5,6 МГц) за счет перестройки по частоте путем изменения их индуктивностей и емкостей. Изменение индуктивностей осуществлено удалением межвитковых емкостей. К тому же катушки, относящиеся к разным квадратурным каналам, соединялись последовательно, в результате чего квадратурные (двухканальные) катушки трансформировались в одноканальные. Кроме этого, катушки из чисто приемных были преобразованы в приемо-передающие. Для этого из электронных узлов катушек были удалены низковольтные и слаботочные элементы – варикапы и др., предназначенные для электронной настройки приемного контура. Они были заменены многооборотными высоковольтными конденсаторами. Модификации подверглись катушки разных типов – соленоидальная, поверхностная, а также два варианта объемных. Кроме того, была изготовлена рамочная четырехвитковая прямоугольная катушка размерами 20×20 см.

Сравнение чувствительности катушек производилось посредством измерения параметров фантомов в виде емкостей, заполненных 12%-ным солевым раствором. Три катушки апробированы в режиме *in vivo* применительно к сканированию органов трех здоровых добровольцев. Методом 2D-градиентного эхо с параметрами TR/TE = 44,7/12 мс, длительности РЧ импульса 6 мс, при времени сканирования 30 мин были получены изображения головы, печени и стопы с разрешением 6,6 мм³. Для повышения SNR перед 2D фурье-преобразованием проводилась экспоненциальная аподизация – обработка параметров К-пространства, дающая для полученных изображений значение SNR, равное 17.

Практическая значимость. Исследование показало, что для слабопольного ^{23}Na МРТ применение катушек большого размера малопродуктивно. В нашем случае к таковым относятся объемные катушки седловидного типа. Более перспективно применение катушек, витки которых можно разместить близко к зоне интереса, а также катушек малого размера. Адаптированные к органам катушки обеспечивают более высокий фактор заполнения за счет размещения органов внутри катушек. К этим типам относятся соленоидальная, поверхностная и рамочная катушки. Предполагается продуктивность применения ^{23}Na ЯМР спектроскопии для оценки содержания натрия в различных органах.

Ключевые слова

Магнитно-резонансная томография, ЯМР, мультаядерная МРТ, изотоп натрия, квадрупольный момент.

Исследование выполнено на оборудовании ЦКП и комплекса УНУ «Биоспектротомография» МГУ при поддержке грантами РФФИ и Лондонского Королевского общества 19-29-10015 и 20-52-10004.

Для цитирования

Анисимов Н.В., Тарасова А.А., Пирогов Ю.А. Приемо-передающие катушки для регистрации сигналов натрия на 0,5 Тл магнитно-резонансном томографе // Электромагнитные волны и электронные системы. 2020. Т. 25. № 4. С. 28–36. DOI: 10.18127/j15604128-202004-04

Введение

Магнитно-резонансная томография (МРТ) является одним из наиболее эффективных неинвазивных методов медицинской диагностики благодаря высокой информативности и безопасности исследования [1]. В МРТ обычно регистрируются сигналы от протонов (^1H), так как содержание атомов водорода в биологических тканях достаточно высокое. Дополнительную информацию дают мультаядерные исследования с целью регистрации сигналов ЯМР от ядер, отличных от протонов – ^{19}F , ^{23}Na , ^{31}P , ^{13}C и т.д. [2].

Перспективным ядром для мультаядерных исследований является изотоп натрия ^{23}Na [2]. Натрий играет важную роль в организме человека. В его функции входит регуляция осмотического давления и кислотно-щелочного баланса. Ионы натрия вместе с ионами калия и кальция принимают участие в создании мембранного потенциала клетки. Натрий используется при передаче нервных импульсов. Концентрация натрия очень чувствительна к изменениям метаболического состояния тканей и нарушениям целостности клеточных мембран. Отклонение содержания натрия в организме от оптимального является причиной таких патологий, как гипертония, диабет, почечная недостаточность и других социально значимых болезней. Поэтому измерение концентрации натрия в организме может дать ценную информацию о состоянии живых тканей и органов. Особенно важно осуществлять такие измерения в скрининговом режиме неинвазивно, без проведения биохимических процедур с забором образцов тканей или биопсий. Такую возможность предоставляет методика МРТ.

Изотоп ^{23}Na имеет спин $I = 3/2$. Его естественное содержание равно 100%, а гиромагнитное отношение $\gamma = 7,08 \cdot 10^7$ рад/Тл·с. Молярная чувствительность, характеризуемая величиной $\gamma^3 I(I+1)$, для натрия составляет 9,3% от протонной, а концентрация натрия *in vivo* на 3 порядка меньше концентрации протонов воды [3]. Поэтому ^{23}Na МРТ дает отношение сигнала к шуму (SNR) на 3–4 порядка меньшее, чем ^1H МРТ. Тем не менее, эта величина приемлема для регистрации современными методами ЯМР. Поскольку натрий чаще всего представлен в виде ионов, которые не образуют устойчивых соединений, то его спектр ЯМР обычно представлен одиночной линией при небольшом диапазоне химических сдвигов (до 72 м.д.). Поэтому для ^{23}Na МРТ нет проблем с артефактами химического сдвига. Это позволяет при регистрации сигнала ЯМР предельно сузить полосу пропускания приемника (BW) и за счет этого уменьшить вклад теплового шума, который пропорционален $BW^{1/2}$.

Ядро натрия обладает квадрупольным моментом, что характерно для ядер со спином $I > 1/2$. Это, в свою очередь, обуславливает не только дополнительный механизм релаксации, но и специфичность спада поперечной намагниченности, характеризуемого двумя постоянными T_2 : короткой $T_{2\text{short}} = 0,5 \dots 5$ мс и длинной $T_{2\text{long}} = 10 \dots 50$ мс. Этот эффект можно интерпретировать как релаксацию двухкомпонентной системы, где каждая компонента (длинная и короткая) характеризуется своим вкладом и временем T_2 . Поскольку $T_1 \sim T_{2\text{long}}$, то для рутинных приложений целесообразно ограничиться регистрацией лишь длинной компоненты. Для решения вопроса об эффективности регистрации короткой компоненты (как правило, в дополнение к регистрации длинной) необходимо учесть факторы, влияющие на SNR: увеличение вклада короткой компоненты в регистрируемый сигнал с одной стороны и увеличение шума из-за необходимости расширить BW с другой. Обычно вклады короткой и длинной компонент примерно равны, и поскольку $BW \sim 1/T_2$, то регистрация второй компоненты даст выигрыш в SNR, если разница между величинами $T_{2\text{short}}$ и $T_{2\text{long}}$ не очень велика, а именно: $4T_{2\text{short}} > T_{2\text{long}}$. Поскольку $T_{2\text{long}} > 10$ мс, то $T_{2\text{short}} > 2,5$ мс.

Среди магнитных изотопов, представленных в биологических тканях, ^{23}Na дает второй по интенсивности (после ^1H) ЯМР сигнал. Поэтому ^{23}Na МРТ, включая клинические применения, развивается более активно по сравнению с другими мультаядерными приложениями. Методы ^{23}Na МРТ дают полезную информацию об отложениях солей в организме, болезнях Альцгеймера и Хантингтона, рассеянном склерозе, инсульте, инфаркте миокарда, при анализе опухолей [3].

В настоящее время прогресс в ^{23}Na МРТ связывается с применением сильных магнитных полей B_0 , составляющих 3 Тл и выше [2], поскольку чувствительность ЯМР растет $\sim B_0^{3/2}$ [1]. Однако сильнопольные магниты сложно приспособить для интраоперационного МРТ, где обычно применяются постоянные магниты открытого типа или компактные переносные магнитные системы, у которых магнитные поля не превышают 1 Тл [4, 5]. Поэтому актуальной задачей является выявление потенциальных возможностей ^{23}Na МРТ для слабых полей. Однако на большинстве клинических томографов, ориентированных на регистрацию только протонного ЯМР, применение мультаядерных методов затруднено из-за администра-

тивных и/или технических ограничений. Тем не менее для некоторых моделей эти ограничения могут быть преодолены, и возможна их адаптация для регистрации ^{23}Na МРТ.

Ранее авторы имели успешный опыт адаптации клинического 0,5 Тл томографа для мультядерных приложений [6, 7]. В частности, удалось провести посегментное ^{23}Na МР-сканирование тела человека для получения образа, отображающего распределение натрия вдоль всего тела от головы до пяток – Whole Body MRI [8]. Эти эксперименты проводились для оценки потенциальных возможностей ^{23}Na МРТ в поле 0,5 Тл и сопоставления с результатами, полученными в работе [9] для поля 3 Тл. Несмотря на сравнительно простые технические и программные средства – в качестве датчика сигналов ЯМР использовалась рамочная катушка – для поля 0,5 Тл удалось получить достаточно информативные изображения различных органов: внутричерепных структур, почек, печени, желчного и мочевого пузырей и других. Однако для клинических приложений время сканирования оказалось слишком велико – сканирование лишь одного из 9 сегментов занимало 30 мин. При этом достигаемое SNR оказалось не очень большим – менее 30, а детализация изображений недостаточна – при отсутствии срезовой селекции разрешение в плоскости сканирования составило $6,6 \times 6,6$ мм. Это связано, в немалой степени, с низкой эффективностью рамочной катушки – ее чувствительность снижается по мере удаления источника сигнала от витковой плоскости. Поэтому для получения более полной информации об органах пришлось проводить сканирование для двух положений испытуемого – лежа на животе и на спине, что увеличило общее время исследования.

Наиболее высокая эффективность МРТ достигается, если для исследований отдельных органов используются специализированные катушки, пространственная чувствительность которых соответствует локализации конкретных органов. При их разработке в качестве элементной базы можно взять компоненты от фирменных катушек, имеющихся в типовой комплектации томографа. Это избавляет от расчетов пространственной чувствительности, проектирования дизайна, поиска материалов и инструментов, привлечения технических работников, и в конечном итоге – затрат времени на изготовление. Но поскольку фирменные катушки настроены на частоту ЯМР протонов (21,1 МГц), то их необходимо перестроить на частоту ЯМР ^{23}Na (5,6 МГц) и, по возможности, приспособить не только для приема сигнала ядерной индукции, но и передачи РЧ-мощности для возбуждения спинов.

Ц е л ь р а б о т ы – разработать несколько типов приемопередающих катушек для регистрации отдельных органов человека методом ^{23}Na МРТ в поле 0,5 Тл и провести оценку пространственной чувствительности этих датчиков по МРТ изображениям от фантома.

Материалы и методы

Эксперименты проводились на 0,5 Тл МР томографе Tomikon S50 (Bruker, Ettlingen, Germany). В состав этого томографа входят сверхпроводящий магнит (MagneX, Oxford, UK) с диаметром отверстия 60 см, РЧ-передатчик LPPA 2120 на 2 кВт (Dressler, Stolberg, Germany) и градиентная система S630 с максимальной мощностью 16,7 мТ/м при времени нарастания 0,5 мс. Управление томографом и первичная обработка данных производились с помощью программ XWinNMR v.1 и ParaVision v.1. Последующая обработка данных – расчет карт, отображающих пространственное распределение SNR, производилась с помощью открытого программного пакета ImageJ [10]. Для вокселя с координатами (i, j) значение SNR рассчитывалось по формуле

$$\text{SNR}(i, j) = (S(i, j) - S_N) / \sigma_N,$$

где $S(i, j)$ – сигнал, измеренный на МР-изображении от пикселя с координатами (i, j) ; S_N , σ_N – среднее значение сигнала и его стандартное отклонение, измеренные вне зоны объекта, то есть на периферии МР-изображения [7, 8].

Диапазон перестройки передающей катушки, встроенной в зазор магнита, ограничен диапазоном 20...22 МГц. Таким же является и декларируемый фирмой-изготовителем рабочий диапазон передатчика, хотя реально он шире – 10...100 МГц. Помимо этого, частотные настройки переключателя прием-передача (T/R Switch) оптимизированы для диапазона 12...32 МГц. Таким образом, частота резонанса натрия 5,6 МГц лежит на периферии частотной характеристики передающего тракта. По этим причинам получить приемлемую РЧ-мощность для возбуждения ядер ^{23}Na , используя фирменную конфигурацию, весьма проблематично.

Однако практика показала, что можно обеспечить приемлемый угол отклонения намагниченности FA (Flip Angle) при длительности РЧ-импульса ~5 мс, если в качестве передающей использовать не фирменную цилиндрическую катушку диаметром 60 см, а рамочную, содержащую 4 витка, небольшого размера 20×20 см. Поскольку примерно такие же размеры имеют разрабатываемые авторами катушки, было предусмотрено их использование в качестве приемо-передающих.

Для регистрации сигналов ^{23}Na МРТ была модифицирована рамочная катушка и изготовлено еще несколько типов катушек: соленоидальная, поверхностная и два варианта объемных на основе комбинации седловидных катушек. Все они сделаны на базе фирменных приемных катушек, которые были преобразованы в приемо-передающие. Это было достигнуто за счет удаления низковольтных и слаботочных варикапов, применяемых для электронной настройки РЧ-контура, и установки вместо них высоковольтных многооборотных конденсаторов фирмы Voltronics (Salisbury, Maryland, USA) с диапазоном перестройки 8...68 пФ.

Для увеличения индуктивностей катушек (в связи с перестройкой катушек с частоты ЯМР протонов 21,08 МГц на более низкую частоту ^{23}Na 5,58 МГц) индуктивности катушек были увеличены. Это осуществлялось закорачиванием межвитковых разделительных емкостей. Помимо этого, для квадратурных катушек проводилось соединение их внутренних катушек, относящихся к разным каналам, в последовательную цепь, и подключение суммарной индуктивности только к одному из каналов. Наконец, с целью увеличения индуктивности поверхностной катушки к ее одновитковым квадратурным компонентам были домотаны по два витка медного провода с диаметром сечения 1 мм.

Коммутация катушек от передатчика к приемнику и обратно осуществлялась фирменными средствами – через пассивный переключатель прием–передача.

Дадим описание модифицированных катушек с приведением каталожных номеров (P/N) для их фирменных прототипов.

CI. Рамочная катушка – прямоугольная рамка размером 20×20 см из 4 витков медного провода диаметром 1 мм. Она присоединена гибкими проводниками к частотно задающим конденсаторам, расположенным в специально изготовленном для этого алюминиевом корпусе. Поскольку этот корпус легкий и компактный, то размещение рамки относительно объекта исследования не представляет проблем. Близким фирменным аналогом является кольцевая катушка с внутренним диаметром 16 см (PN 5973) для исследования плечевого сустава. В отличие от нее у рамочной катушки форма витка жестко не фиксирована – гибкость намоточного провода позволяет трансформировать форму витка из прямоугольной в округлую, овальную и любую другую, учитывающую анатомическую специфику исследуемого органа. При этом данная катушка может применяться и как поверхностная, и как рамочная.

CII. Поверхностная катушка (P/N 5974) для исследования грудного и поясничного отделов позвоночника. Ее квадратурные компоненты образованы соосными катушками – овальной (длины осей – 11 и 28 см) и ∞-образной (butterfly) с внешними размерами 20×30 см. По сравнению с рамочной такая конфигурация позволяет несколько расширить зону чувствительности в направлении, перпендикулярном плоскости витков, и повысить SNR в 1,4 раза [1].

CIII. Соленоидальная катушка (P/N 5970) для исследования женской груди. Катушка содержит 5 витков овальной формы с длинами осей 12 и 35 см, разнесенных относительно друг друга по высоте на 2 см.

CIV. Малая объемная катушка (P/N 5973) для исследований конечностей – коленного сустава, голени, стопы, кисти. Каждый квадратурный канал образован парой двухвитковых седловидных катушек, разнесенных на расстояние 18 см. Благодаря незначительной модификации – установки расширительных пластин, ее объем был увеличен так, чтобы эту катушку можно было использовать и для исследования головы [8], то есть использовать ее как аналог фирменной катушки P/N 5976.

CV. Объемная катушка (P/N 5968) для исследования брюшной полости и малого таза. Каждый квадратурный канал образован парой двухвитковых седловидных катушек, разнесенных на расстояние 25,5 см (с экстендерами – до 31,5 см) для первого канала и 41,5 см для второго канала.

В итоге, вместо одноканальных (CI, CIII) и двухканальных (CII, CIV, CV) приемных катушек, настроенных на частоту протонного резонанса, были изготовлены одноканальные приемо-передающие катушки, настроенные на частоту резонанса ^{23}Na . Важно, что их пространственные характеристики остались идентичными фирменным прототипам.

Проверка характеристик катушек – пространственное распределение чувствительности и их сравнение по максимальным значениям SNR – проводилась путем анализа изображений, полученных от фантомов. В качестве фантомов использовались пластиковые цилиндрические емкости из-под питьевой воды, заполненные 12% раствором поваренной соли NaCl. Для катушек CI, CII, CIII и CV применялся 4-литровый баллон. Разместить такой фантом в малообъемной катушке CIV было невозможно, так что для исследования этой катушки использовалась 2-литровая емкость. Измерялись также нагруженные добротности катушек в присутствии фантомов и параметры 90° импульса методом ЯМР спектроскопии. Эти значения учитывались при задании параметров сканирующей импульсной последовательности на основе 3D-градиентного эхо. Ее основные параметры имели следующие значения: TR/TE = 70/9 мс, FOV = 30×30×30 см, матрица = 32×32×32. Время сканирования при двух накоплениях сигнала составило 13 мин 39 с.

Для каждой катушки были получены изображения фантома в ортогональных проекциях. Затем для каждой проекции рассчитывался образ, получаемый попиксельным суммированием интенсивностей для изображений, представленных от всех срезов. Для всех полученных образов были рассчитаны карты SNR [7, 8].

С использованием катушек CIV, CI и CIII было проведено сканирование ряда органов человека. Для этого были привлечены здоровые добровольцы – женщины 22 и 24 лет, а также мужчина 28 лет. Методом градиентного эха (GRE) были получены ^{23}Na и ^1H изображения головы, печени и стопы для зоны FOV = 26,5×26,5 см без срезовой селекции. Для ^1H MPT параметры сканирования были следующие: TR/TE = 400/7 мс, FA = 90°, матрица 80×80. Время сканирования при двух накоплениях сигнала составило 1 мин. Параметры сканирования для ^{23}Na составили TR/TE = 44,7/12 мс, FA = 64° (прямоугольный импульс 5 мс), матрица 40×40. Время сканирования при 512 накоплениях сигнала составило 30 мин 30 с. Для подавления шума на изображении проводилась предварительная обработка сигнала – его сглаживание в K -пространстве путем умножения на спадающую (относительно точки максимума для этого пространства) временную функцию (аподизация) согласно формуле [8]

$$K(i,j) = S(i,j) \times \exp [-(|i - i_0| - |j - j_0|)/(kN)],$$

где $S(i,j)$ – исходные значения сигнала; N – размер матрицы; $i_0 = N/4$; $j_0 = N/2$; $k = 0,1$.

Результаты

На рис. 1,а представлены фото корпусов для датчиков сигналов ^{23}Na ЯМР. На рис. 1,б приведены схемы обмоток для разных катушек. Катушки CI и CIII содержат одну обмотку, а катушки CII, CIV, CV, которые в фирменном варианте выполнены как квадратурные, две обмотки. На рис. 1,в для каждой катушки представлены изображения фантома в трех ортогональных проекциях. Каждый набор располагается под соответствующей катушкой из рис. 1,б. Изображения представлены в единой шкале яркости, которая изображена над ними. Во избежание субъективного похода к выбору демонстрационных срезов все представленные на рис. 1 изображения получены суммированием образов от всех срезов для определенной проекции.

Форма фантома близка к цилиндрической, поэтому для отображения его образа достаточно и двух проекций. Необходимость представления его в трех проекциях обусловлена желанием убедиться в том, что чувствительность катушек слабо меняется в азимутальном направлении (относительно вертикальной оси). Это предположение подтвердилось – карты SNR в аксиальной и сагиттальной проекциях визуально мало различимы. Что касается коронарной проекции, то по ней трудно сравнивать пространственное распределение чувствительности катушек – от поверхностной и объемной катушек получаются схожие образы. Поэтому на рис. 1,г представлены изображения фантома только в сагиттальной проекции. При этом они представлены в более крупном масштабе, а шкала яркости подобрана под каждый образ индивидуально – субординация яркостных оттенков такая же, как для представленной шкалы, но ее верхняя граница соответствует максимальной яркости пикселей данного изображения. Для каждого изображения эта величина обозначена в его левом верхнем углу.

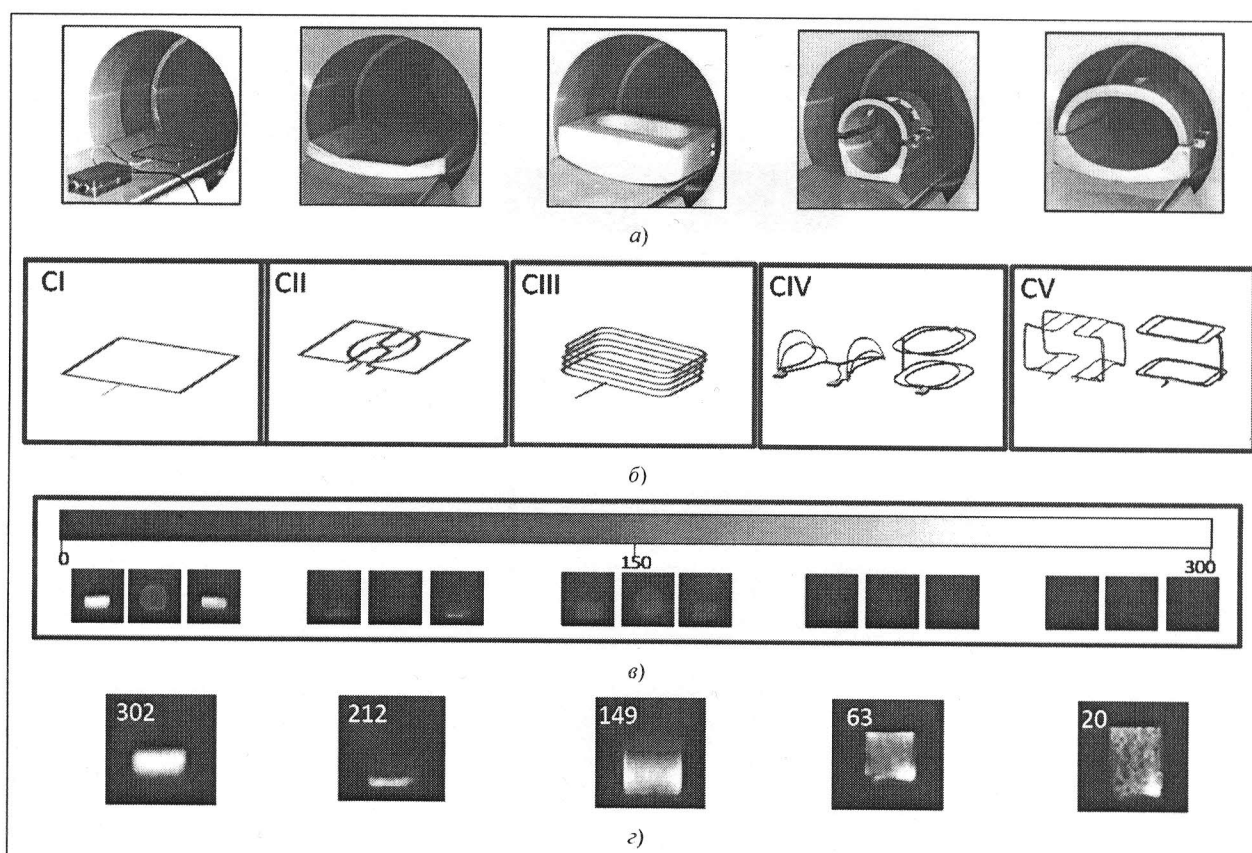


Рис. 1. Фото корпусов датчиков для регистрации ^{23}Na MPT (а), схемы их обмоток (б), карты SNR, полученные от ^{23}Na MPT фантома в ортогональных проекциях с использованием катушек CI-CV, шкала яркости соответствует значениям SNR (в), карты SNR в сагиттальных проекциях, верхняя граница шкалы яркости для каждой карты указана в левом верхнем углу (г)

Fig. 1. Photo of sensor bodies for ^{23}Na MRI registration (first row), diagrams of their windings (second row), SNR maps obtained from a ^{23}Na MRI phantom in orthogonal projections using CI-CV coils, the brightness scale corresponds to the SNR values (third row), SNR maps in sagittal projections, the upper limit of the gray scale for each map is indicated in the upper left corner (fourth row)

Результаты измерений добротностей катушек CI-CV с применением программы ParaVision v.1 составили 62, 66, 47, 59 и 20, соответственно. Длительности импульсов, обеспечивающие максимальный сигнал от фантома для этих катушек (аналоги 90° импульса) при ослаблении на 8 дБ амплитуды РЧ-напряжения, поступающего от передатчика, составили соответственно 6, 6,5, 9, 8,3 и 16 мс. Соотносить их с 90° импульсами можно лишь условно, поскольку их длительности соизмеримы с временами релаксации ядерных спинов, а РЧ-поле катушек весьма неоднородное, особенно для катушки CII. При заданных параметрах GRE скважность следования подобных импульсов весьма низкая (порядка 14), из-за чего возможен нагрев элементов передающего тракта, в частности, переключателя прием-передача. Это, в свою очередь, может вызвать неконтролируемое снижение поля B_1 в процессе сканирования. Чтобы эти факторы одинаково влияли на результат сканирования для разных катушек, задавалась одна и та же длительность импульса $\tau = 6$ мс. В этом случае для всех катушек, кроме CV, значение FA было близко к 90° , а для катушки CV – примерно 24° .

Полученные карты позволяют сравнивать значения SNR в пределах зоны, соответствующей локализации конкретного исследуемого органа. Исходя из этого, наиболее обоснованно выбирать необходимую катушку. Три катушки были апробированы для регистрации органов человека.

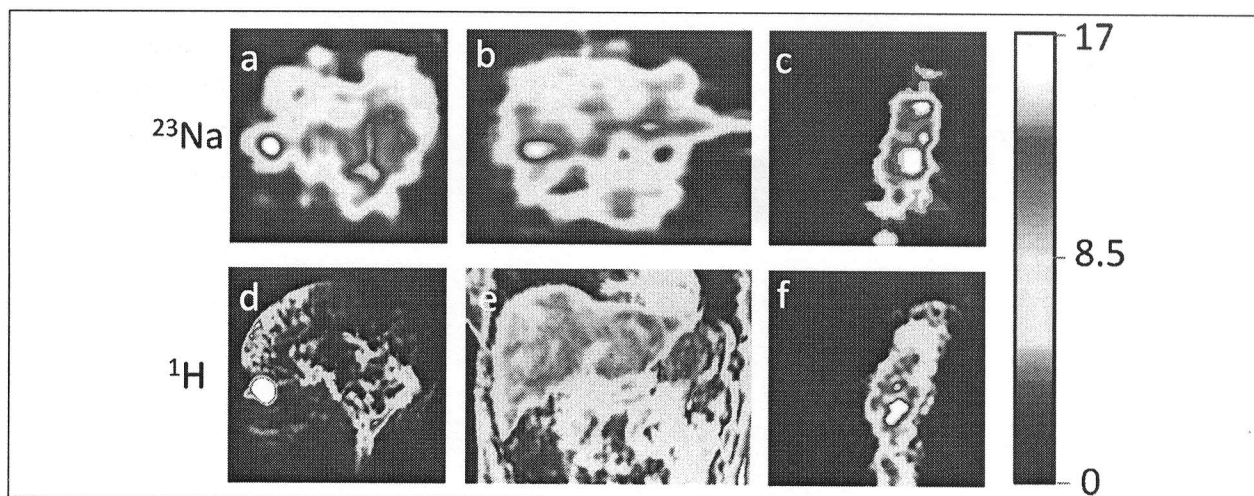


Рис. 2. Карты SNR, полученные посредством ^{23}Na (верхний ряд) и ^1H (нижний ряд) МРТ от органов человека – головы (a, d), печени (b, e) и стопы (c, f), с использованием катушек CIV, CI и CIII, соответственно (шкала яркости соответствует значениям SNR)

Fig. 2. SNR maps obtained by ^{23}Na (top row) and ^1H (bottom row) MRI from human organs - head (a, d), liver (b, e) and foot (c, f), using coils CIV, CI and CIII, respectively (the gray scale corresponds to the SNR values)

На рис. 2 представлены фрагменты ^{23}Na и ^1H МР-изображений органов человека – головы, печени и стопы, полученные методом GRE при использовании катушек CIV, CI и CIII. Размеры фрагментов составили 20×20 см (a, d), 26,5×20 см (b, e), 26,5×26,5 см (c, f).

Обсуждение

Проведенные исследования подтвердили предположение, что пространственное распределение чувствительности катушек зависит от геометрии витков, а субординация максимальных значений SNR среди них зависит от размера катушки и ее близости к сканируемому объекту. Поэтому для катушек CI и CII получены высокие значения SNR, но они охватывают не всю зону сканирования, что особенно касается катушки CII.

У катушек CIV и CV распределение SNR более однородно, но его значение меньше, чем у вышеперечисленных. Это связано с их большими размерами, что обуславливает меньший фактор заполнения и более слабое поле B_1 , которое они генерируют в режиме передачи РЧ-мощности для возбуждения спинов. Последнее обстоятельство особенно актуально для катушки CV. При ее использовании пришлось ограничиться $\text{FA} = 24^\circ$, что снижает сигнал индукции на 57%. Для задания $\text{FA} = 90^\circ$ потребовались бы импульсы длительностью $\tau = 16$ мс, что сопоставимо с временами релаксации ядер ^{23}Na . При увеличении τ сложнее оптимизировать параметры TR и TE, поскольку их увеличение снижает скорость сканирования. Кроме того, с увеличением длительности РЧ-импульсов уменьшается скважность их следования, из-за чего возрастает разогрев (с риском перегрева) элементов передающего тракта. Поэтому более продуктивным представляется повышение FA не за счет увеличения τ , а за счет увеличения амплитуды переменного поля B_1 . Это оказывается возможным за счет настройки элементов передающего тракта (передатчика и переключателя прием/передача) на частоту ^{23}Na ЯМР – 5,6 МГц, хотя в нынешней (фирменной) конфигурации они оптимизированы для частоты ^1H ЯМР – 21,1 МГц. Такой подход весьма продуктивен – чем больше B_1 , тем короче РЧ-импульсы, которые можно использовать в импульсных последовательностях, и, как следствие, выше эффективность сканирования, причем для любой катушки.

При модификации фирменных квадратурных катушек не планировалось их преобразование в одноканальные, поскольку при этом возможно снижение SNR в 1,4 раза. Но после их трансформации для работы на более низкой частоте проявились эффекты взаимной индукции катушек из разных каналов, су-

существенно затрудняющие настройку каждого из них. Анализ таких эффектов и работы по их преодолению представляются непростыми, поэтому пока ограничились одноканальными схемами, в которых индуктивности квадратурных каналов соединены последовательно. Эти схемы проще в настройке, а эффекты взаимной индукции для них не столь существенны. Принципиальную возможность применения квадратурной схемы можно рассматривать как дополнительный резерв повышения SNR.

Хотя величины SNR, полученные за сравнительно небольшое время при объемном разрешении 1 см^3 , кажутся приемлемыми, они получены для весьма большой концентрации натрия в растворе и в условиях, когда для расчета привлекалась сумма срезов. Можно дополнительно повысить SNR за счет увеличения числа накоплений и оптимизации параметров TR, TE, FA, но представляется, что резервы для этого не столь велики. Поэтому в слабом поле применение для ^{23}Na МРТ катушек большого размера (особенно CV) представляется малопродуктивным.

На данный момент наиболее подходящими для клинических приложений представляются катушки небольшого размера, которые имеют высокий фактор заполнения. Например, катушки СИИ, которые могут применяться не только для маммографии, но и исследований конечностей и суставов (кисть, локтевой сустав, стопа). Можно ожидать приемлемых результатов сканирования для поверхностной СИ и рамочной СИ катушек. Последнюю можно приспособить для исследований плечевого сустава, а также отдельных сегментов конечностей, поскольку ее форма из прямоугольной может легко трансформироваться в овальную и любую другую, учитывающую анатомические особенности исследуемого органа.

Помимо МРТ весьма перспективным представляется регистрация спектров ЯМР высокого разрешения для оценки содержания солей в органах, особенно с локализацией объема.

Заключение

Показано, что ^{23}Na МРТ изображения отдельных органов человека можно успешно получать с помощью сравнительно слабополюсного томографа. Наиболее продуктивным представляется их регистрация с использованием специализированных катушек. Весьма перспективным является применение методов ЯМР и МРТ для исследования органов, способных размещаться в компактных катушках (например, конечностей и суставов).

Литература

1. Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R., Venkatesan R. Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design / Wiley, Hoboken, 1999. Chapter 15, 27.
2. Nisporek S.C., Nagel A.M., Platt T. Multinuclear MRI at Ultrahigh Fields // Top Magn. Reson. Imaging. 2019. 28(3):173–188.
3. Madelin G., Lee J.-S., Regatte R.R., Jerschow A. Sodium MRI: methods and applications // Progr. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc. 2014. 79, 14–47.
4. Halbach K. Design of permanent multipole magnets with oriented rare earth cobalt material // Nucl. Instrum. Methods. 1980. 169, 1–10.
5. Cooley C.Z., Haskell M.W., Cauley S.F., Sappo C., Lapierre C.D., C.G. Ha, Stockmann J.P., Wald L.L. Design of Sparse Halbach Magnet Arrays for Portable MRI Using a Genetic Algorithm // IEEE Trans. Magn. 2018. 54(1), 5100112.
6. Волков Д.В., Павлова О.С., Гуляев М.В. и др // Журнал радиоэлектроники. 2014. № 11. 1–16.
7. Anisimov N.V., Pavlova O.S., Agafonnikova A.G., Kosenkov A.V., Fomina D.V. Multinuclear Applications on 0,5 T Magnetic Resonance Scanner // Appl. Magn. Reson. 2019. 50(1–3), 17–27.
8. Anisimov N.V., Sadykhov E.G., Pavlova O.S. et al. Whole body sodium MRI at 0,5T using surface coil and long echo time sequence // Applied Magnetic Resonance. 2019. 50(10). 1149–1161.
9. Wetterling F., Corteville D.M., Kalayciyan R., Rennings A., Konstandin S., Nagel A.M., Stark H., Schad L.R. Whole body sodium MRI at 3T using an asymmetric birdcage resonator and short echo time sequence: first images of a male volunteer // Phys. Med. Biol. 2012. 57(14). 4555–4567.
10. Schneider C.A., Rasband W.S., Eliceiri K.W. NIH Image to ImageJ: 25 Years of Image Analysis // Nat. Methods. 2012. 9(7). 671–675.

Поступила 4 августа 2020 г.

Transceiver coils for recording sodium signals on a 0.5 T magnetic resonance scanner

© Authors, 2020

© Radiotekhnika, 2020

N.V. Anisimov – Dr.Sc.(Phys.-Math.), Senior Research Scientist,
Faculty of Fundamental Medicine, Lomonosov Moscow State University
E-mail: anisimovnv@mail.ru

A.A. Tarasova – Student,
Department of Physics, Lomonosov Moscow State University
E-mail: arina.tarasova99@mail.ru

Yu.A. Pirogov – Dr.Sc.(Phys.-Math.), Professor,
Department of Physics, Lomonosov Moscow State University
E-mail: yupi937@gmail.com

Abstract

In the article, the question of the possibility of registering sodium (^{23}Na) signals at low field MR scanner for medical diagnostic applications was studied. The experiments were carried out on a clinical 0.5T scanner, which only included additional coils tuned to the ^{23}Na NMR frequency. Proprietary receive-only coils for registration of proton signals (21.1 MHz) were taken as a basis. They were modified to record sodium signals (5.6 MHz). To do this, they were retuned in frequency by changing their inductances and capacitances. Inductances of coils were changed by removing inter-turn capacitances. In addition, coils belonging to different quadrature channels were connected in series, due to it the quadrature (two-channel) coils were transformed into single-channel ones. In addition, receive-only coils were transformed into transceivers. To do this, low-voltage and low-current elements, such as varicaps, etc., intended for electronic tuning of the receiving circuit, were removed from the electronic nodes of the coils. They were replaced by multi-turn high-voltage capacitors. For testing coils, scanning of human organs was carried out on the example of three healthy volunteers. It was noted that the scanning efficiency can be improved if the parameters of the elements of the transmitting channel (high-power amplifier, transmit/receive switch) are optimized on the NMR frequency of sodium, though in the proprietary version they were optimized on the NMR frequency of protons. The parameters of the receiving path can be improved (SNR increased by 1.4 times) when restoring quadrature schemes of signal registration. It is concluded that the use of large-size coils for low-field ^{23}Na MRI is inefficient. In our case, volume saddle-type coils belong to these. More promising is an use of coils, turns of which can be placed close to the zone of interest, as well as coils of small size and adapted to organs, the placement of which in the coil ensures its high filling factor. In our case, this applies to solenoidal, surface and frame coils. An assumption is made about the productivity of using ^{23}Na NMR spectroscopy to evaluate the sodium content in various organs.

Keywords

Magnetic resonance imaging, NMR, multinuclear MRI, sodium isotope, quadrupole moment.

For citation

Anisimov N.V., Tarasova A.A., Pirogov Yu.A. Transceiver coils for recording sodium signals on a 0.5 T magnetic resonance scanner. *Electromagnetic waves and electronic systems*. 2020. V. 25, № 4. P. 28–36. DOI: 10.18127/j15604128-202004-04. (in Russian)

References

1. Haacke E.M., Brown R.W., Thompson M.R., Venkatesan R. *Magnetic Resonance Imaging: Physical Principles and Sequence Design* / Wiley, Hoboken, 1999. Chapter 15, 27.
2. Niesporek S.C., Nagel A.M., Platt T. Multinuclear MRI at Ultrahigh Fields // *Top Magn. Reson. Imaging*. 2019. 28(3):173–188.
3. Madelin G., Lee J.-S., Regatte R.R., Jerschow A. Sodium MRI: methods and applications // *Progr. Nucl. Magn. Reson. Spectrosc.* 2014. 79, 14–47.
4. Halbach K. Design of permanent multipole magnets with oriented rare earth cobalt material // *Nucl. Instrum. Methods*. 1980. 169, 1–10.
5. Cooley C.Z., Haskell M.W., Cauley S.F., Sappo C., Lapierre C.D., C.G. Ha, Stockmann J.P., Wald L.L. Design of Sparse Halbach Magnet Arrays for Portable MRI Using a Genetic Algorithm // *IEEE Trans. Magn.* 2018. 54(1), 5100112.
6. Volkov D.V., Pavlova O.S., Gulyaev M.V. i dr. Zhurnal radioelektroniki. 2014. № 11. 1–16. (in Russian)
7. Anisimov N.V., Pavlova O.S., Agafonnikova A.G., Kosenkov A.V., Fomina D.V. Multinuclear Applications on 0,5 T Magnetic Resonance Scanner // *Appl. Magn. Reson.* 2019. 50(1–3), 17–27.
8. Anisimov N.V., Sadykhov E.G., Pavlova O.S. et al. Whole body sodium MRI at 0,5T using surface coil and long echo time sequence // *Applied Magnetic Resonance*. 2019. 50(10). 1149–1161.
9. Wetterling F., Corteville D.M., Kalayciyan R., Rennings A., Konstandin S., Nagel A.M., Stark H., Schad L.R. Whole body sodium MRI at 3T using an asymmetric birdcage resonator and short echo time sequence: first images of a male volunteer // *Phys. Med. Biol.* 2012. 57(14). 4555–4567.
10. Schneider C.A., Rasband W.S., Eliceiri K.W. NIH Image to ImageJ: 25 Years of Image Analysis // *Nat. Methods*. 2012. 9(7). 671–675.