

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

УДК 537.635

**МУЛЬТИЯДЕРНЫЙ СЛАБОПОЛЬНЫЙ
МАГНИТНО-РЕЗОНАНСНЫЙ МИНИТОМОГРАФ**

© 2020 г. В. В. Фролов^а, К. В. Тютюкин^{а,*}, С. А. Шубин^б,
С. А. Лавров^а, Ю. В. Богачев^с

^а Санкт-Петербургский государственный университет
Россия, 199034, С.-Петербург, Университетская наб., 7/9

^б ООО Интеллектуальные ИТ системы
Россия, 199034, Санкт-Петербург, Биржевая линия, 14–16

^с Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет (“ЛЭТИ”)
Россия, 197022, С.-Петербург, ул. Профессора Попова, 5

*e-mail: kos101@mail.ru

Поступила в редакцию 18.03.2020 г.

После доработки 05.04.2020 г.

Принята к публикации 10.04.2020 г.

Описан лабораторный магнитно-резонансный томограф для малых объектов, работающий в поле 7 мТл. Аппаратная часть томографа позволяет выполнять эксперименты на разных ядрах и использовать методы двойного облучения. Высокая степень абсолютной однородности постоянного магнитного поля позволяет для получения изображений использовать относительно слабые градиенты. Томограф может быть использован для отработки новых методик магнитно-резонансной визуализации, для целей обучения специалистов-физиков и инженеров методам получения магнитно-резонансных изображений и для исследования малых объектов.

DOI: 10.31857/S0032816220050122

ВВЕДЕНИЕ

В последнее десятилетие отмечается возобновление интереса к исследованиям в области ядерного магнитного резонанса (я.м.р), включая магнитно-резонансную томографию (м.р.т.), в весьма слабых по сравнению с используемыми в распространенных приборах магнитных полях (единицы миллитесла и ниже) [1, 2]. Интерес к таким исследованиям вызван, с одной стороны, чрезвычайно высокой стоимостью аппаратуры, работающей в сильных магнитных полях и использующей жидкий гелий или магнитные материалы на основе редкоземельных элементов. С другой стороны, как отмечают авторы [3], 80% диагностических обследований может быть выполнено в значительно более слабых полях.

Следует отметить, что помимо высокой стоимости существуют и другие отрицательные факторы, вызванные использованием очень сильного магнитного поля и, следовательно, высоких радиочастот (до сотен мегагерц). Так как живой организм представляет собой проводящую среду, с повышением частоты увеличивается опасность перегрева тканей и превышения допустимого уровня поглощаемой мощности (SAR) [4]. Кроме того, проводящая среда становится дополнитель-

ным источником шумов [5], что ослабляет эффект улучшения отношения сигнал/шум при повышении уровня поля. Одним из отрицательных факторов является также уменьшение релаксационного контраста из-за явления частотной дисперсии времен релаксации [2, 6].

Кроме того, сильное магнитное поле и высокая частота порождают трудности при обследовании некоторых групп пациентов [4]. Невозможно обследовать пациентов с металлическими имплантатами и водителями ритма, возникают сложности с лицами, страдающими клаустрофобией, некоторые плохо переносят шум, производимый градиентной системой.

В данной работе описывается разработанный на кафедре ядерно-физических методов исследования СПбГУ низкочастотный магнитно-резонансный томограф для малых объектов с возможностью облучения на частотах резонанса двух видов ядер, что позволяет использовать методы двойного ядерного магнитного резонанса [7], который широко применяется в я.м.р.-спектроскопии высокого разрешения, однако о его применении в м.р.т. неизвестно. Прибор может быть полезен при синтезе новых импульсных последовательностей для получения магнитно-резонансных изображе-

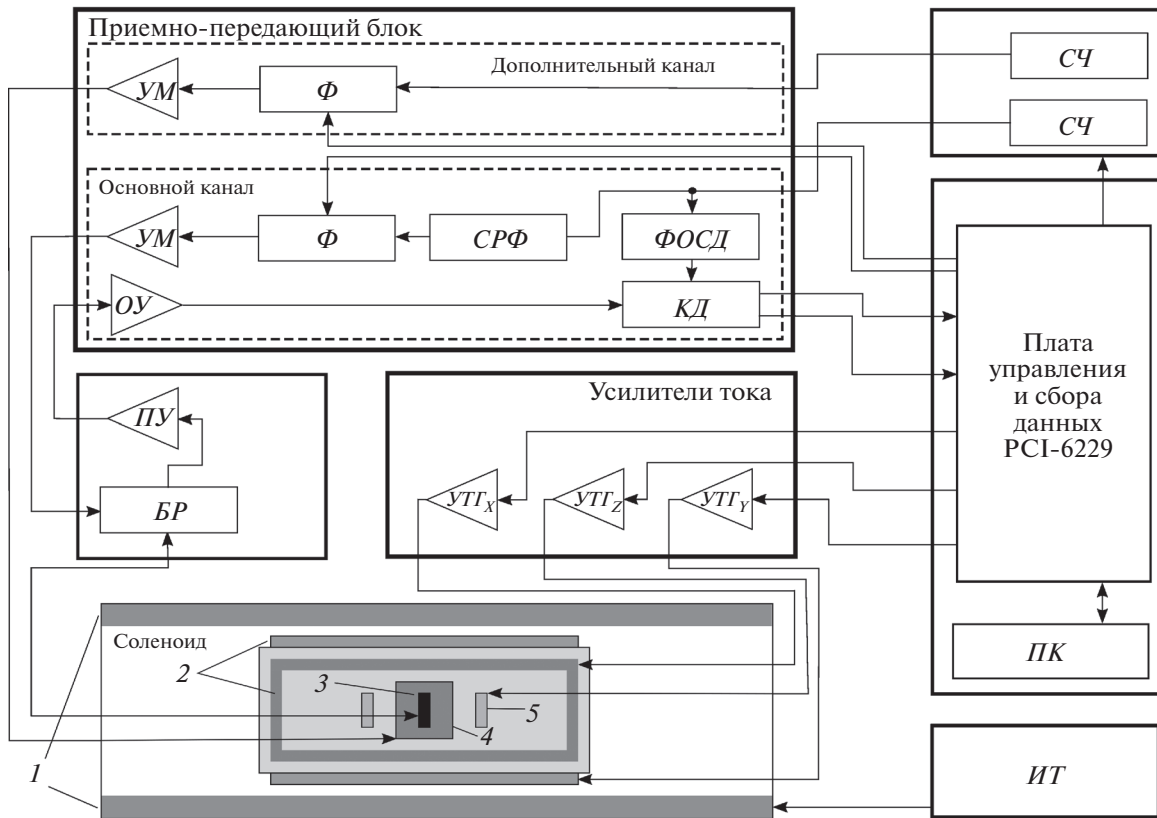


Рис. 1. Блок-схема слабопольного магнитно-резонансного минитомографа. УМ – усилитель радиочастотных импульсов (р.ч.и.), Φ – формирователь р.ч.и., СРФ – схема разделения фаз заполнения р.ч.и., ФОСД – формирователь опорного сигнала для детектора, ОУ – основной усилитель приемника, КД – квадратурный детектор, ПУ – предварительный усилитель приемника, БР – блок развязки, УТГ_X – усилитель тока градиентов (X-канал), УТГ_Z – усилитель тока градиентов (Z-канал), УТГ_Y – усилитель тока градиентов (Y-канал), СЧ – синтезатор частоты, ПК – персональный компьютер, ИТ – стабилизированный источник тока питания основного магнита (соленоида); 1 – основной магнит; 2 – градиентные катушки по X- и Y-осям; 3 – радиочастотная катушка основного канала; 4 – радиочастотная катушка дополнительного канала; 5 – градиентные катушки по Z-оси.

ний, при разработке способов визуализации движения жидкости, в том числе в пористых средах и растительных объектах, а также для других технических применений. Томограф удобно использовать для обучения физическим принципам м.р.т.

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА ТОМОГРАФА

Рабочее магнитное поле томографа составляет 7 мТл, что на два–три порядка меньше значений, используемых в обычно применяемых томографах. Отличительной особенностью данного томографа является возможность облучения объекта высокочастотным полем на двух независимых частотах, что расширяет возможности м.р.т. благодаря использованию методов двойного ядерного магнитного резонанса. При этом возбуждение и прием сигналов я.м.р. осуществляются на одной из частот (“основной канал”), тогда как вторая частота используется только для облучения (“дополнительный канал”). Томограф поз-

воляет получать протонные магнитно-резонансные изображения объектов объемом до 80 см³ с пространственным разрешением около 0.5 мм.

На рис. 1 приведена структурная схема томографа. Основными узлами томографа являются магнитная система (рис. 2 и рис. 3) со стабилизатором тока, градиентная система, двухкатушечный датчик (рис. 4), обеспечивающий выполнение экспериментов по двойному резонансу, приемно-передающий блок с развязывающим устройством, синтезаторы частот и плата управления, включенная в персональный компьютер.

МАГНИТНАЯ СИСТЕМА

Источником постоянного магнитного поля в описываемом томографе является резистивный магнит 1 (рис. 1), схематический чертеж которого представлен на рис. 2а, а его внешний вид – на рис. 2б. Магнитная система состоит из соленоида 1 (рис. 2а) и коаксиальной с ним пары колец 2,

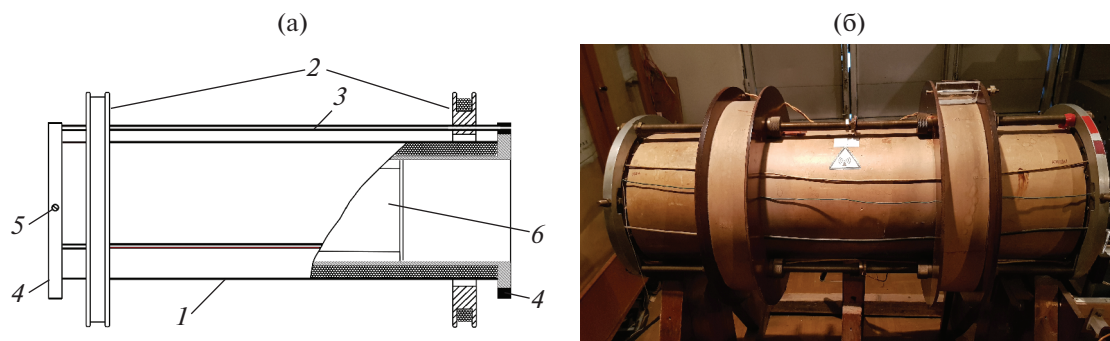


Рис. 2. Схематический чертеж (а) и внешний вид (б) магнитной системы минитомографа. 1 – основной соленоид; 2 – компенсирующие кольца; 3 – направляющие стержни; 4 – опорные кольца; 5 – регулировочный винт; 6 – градиентная система.

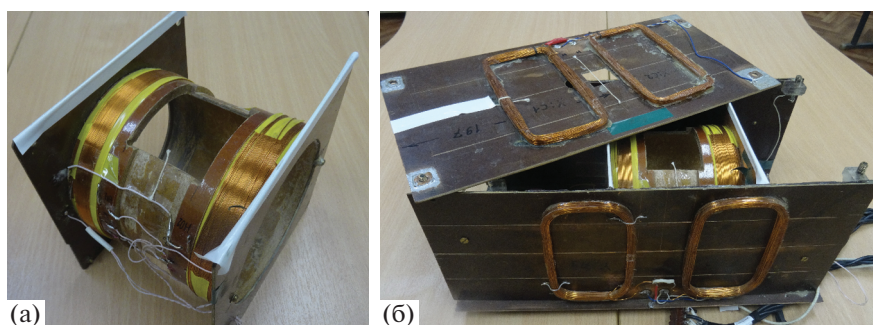


Рис. 3. Внешний вид градиентной системы минитомографа: а – катушки, создающие продольный градиент; б – система катушек для получения поперечных градиентов.

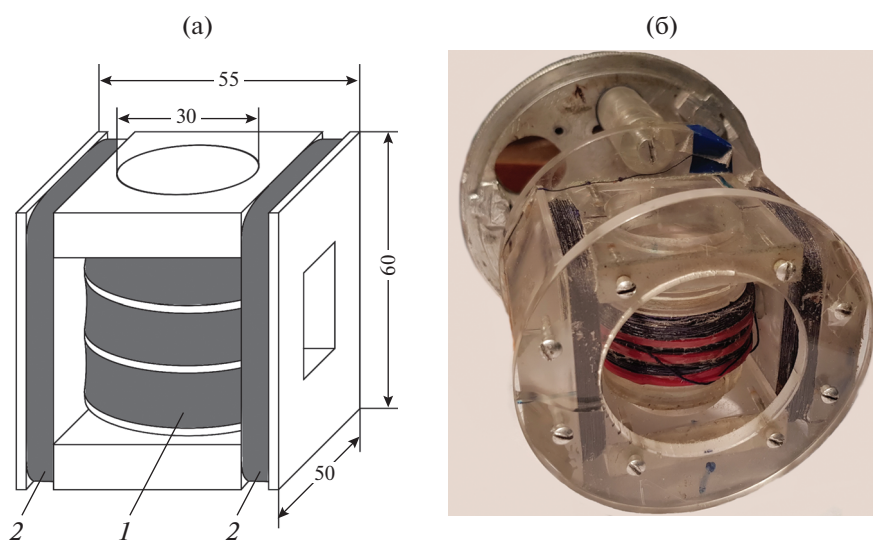


Рис. 4. Конструкция (а: 1 – радиочастотная катушка основного канала; 2 – радиочастотные катушки дополнительного канала) и внешний вид (б) двухчастотного датчика минитомографа.

компенсирующих неоднородность поля, обусловленную “концевым эффектом”. Конструкция системы благодаря наличию направляющих 3 позволяет корректировать осевое смещение колец и их коаксиальность с соленоидом с помощью регулировочных винтов 4.

Для исключения отрицательного влияния неравномерности намотки на однородность поля витки первого слоя уложены в резьбовой паз на каркасе соленоида с шагом 2,5 мм, а витки последующих слоев – в промежутки между витками предыдущего. Обмотка соленоида состоит из 11 слоев по 368 витков медного провода $\varnothing 1.61$ мм, кольца имеют по 528 витков такого же провода. Для получения поля 7 мТл магнит потребляет 100 Вт при токе 2 А без какого-либо искусственного охлаждения.

Стабильность поля обеспечивается стабилизатором тока ИТ (рис. 1), работающим по принципу системы с отрицательной обратной связью. Управляющий сигнал ошибки формируется путем сравнения падения напряжения на эталонном манганиновом сопротивлении, помещенном в термостат, с образцовым напряжением на стабилитроне. Стабилизатор тока обеспечивает стабильность магнитного поля порядка 10^{-4} .

Внутри соленоида помещается система катушек для создания градиентов магнитного поля в объеме датчика 2, 5 (рис. 1). Градиенты, поперечные по отношению к направлению основного магнитного поля (ось Z), создаются катушками, расположенными на поверхности каркаса, выполненного в виде параллелепипеда с квадратным сечением (рис. 3а), который может свободно перемещаться внутри соленоида. Магнитное поле с продольным градиентом создается катушками типа разорванного соленоида с противоположным направлением токов в каждой из секций (рис. 3б).

РАДИОЧАСТОТНЫЕ КАТУШКИ

Радиочастотная катушка основного канала 3 (рис. 1), совмещающая в себе функции возбуждения намагниченности и приема сигнала, и радиочастотная катушка дополнительного канала возбуждения 4 располагаются внутри соленоида и системы градиентных катушек. Схематически ансамбль катушек (датчик) и его внешний вид изображены на рис. 4, они жестко зафиксированы на площадке из оргстекла так, что их оси взаимно перпендикулярны.

Катушки механически и электрически соединяются через коаксиальный разъем и коаксиальный кабель, размещенный в медной трубе, с блоком развязки БР и предусилителем ПУ (рис. 1). Радиочастотные катушки так же, как и поперечные градиентные, могут перемещаться вдоль оси основного магнитного поля, позволяя таким об-

разом находить зону наилучшей однородности постоянного магнитного поля. Для улучшения добротности контура и однородности радиочастотного поля катушка основного канала 1 (рис. 4) конструктивно разделена на 3 секции, соединенные последовательно.

Радиочастотная катушка дополнительного канала 2 (рис. 4) имеет 2 секции, которые расположены симметрично относительно катушки основного канала. Обе катушки (основного и дополнительного каналов) в датчике я.м.р. являются элементами резонансных контуров, частоты которых независимо настраиваются с помощью конденсаторов переменной емкости.

ПРИЕМНО-ПЕРЕДАЮЩИЙ БЛОК

Приемно-передающий блок (см. рис. 1) содержит два независимых канала формирования радиочастотных импульсов. Оба канала не являются полностью идентичными: один из них работает именно на той частоте, на которой регистрируется принимаемый сигнал, и позволяет выбирать фазу заполнения отдельных радиочастотных импульсов (данный канал – основной) и второй канал, который лишь позволяет формировать радиочастотные импульсы с фиксированной фазой (этот канал – дополнительный).

Основной канал включает в себя радиочастотный тракт, расположенный в приемно-передающем блоке томографа, и имеет следующие составляющие: передатчик, состоящий из схемы разделения фаз СРФ, формирователя Φ , усилителя мощности УМ (рис. 1); приемник, содержащий предусилитель ПУ, основной усилитель ОУ, формирователь опорного сигнала квадратурного детектора ФОСД и квадратурный детектор КД, обеспечивающий усиление и детектирование я.м.р.-сигналов. Датчик подключается к входу приемника и к выходу передатчика через блок развязки БР.

С выхода основного канала приемно-передающего блока протестированные квадратурным детектором сигналы поступают на плату управления/сбора данных-NI PCI-6229 (рис. 1) производства компании National Instruments (<https://www.ni.com/>), которая установлена непосредственно в управляющем компьютере ПК, где выполняется оцифровка сигналов в модулях аналого-цифрового преобразователя (а.ц.п.) с целью проводить дальнейшую их обработку с помощью программ, созданных в среде LabVIEW (<https://www.ni.com/ru-ru/shop/labview.html>). NI PCI-6229 представляет собой многофункциональную плату управления и регистрации, имеющую 4 канала цифроаналогового преобразователя, 32 канала а.ц.п. и 48 программируемых цифровых каналов.

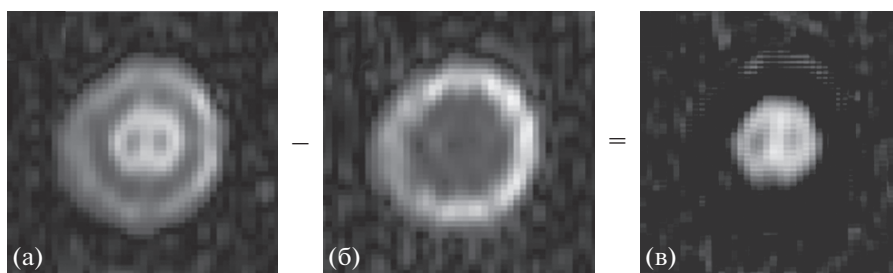


Рис. 5. Изображения фантома, полученные без облучения ядер фосфора (а) и при включении облучающего импульса (б); в – результат вычитания (б) из (а).

Дополнительный канал (рис. 1) включает в себя радиочастотный тракт, также расположенный в приемно-передающей блоке томографа, состоящий из усилителя мощности УМ, подключенного к формирователю Φ . Передатчик дополнительного канала напрямую подключается на катушку, также расположенную в датчике я.м.р.

УСИЛИТЕЛЬ ТОКА ГРАДИЕНТОВ

Блок градиентов обеспечивает формирование тока в катушках градиентов в соответствии с сигналами, поступающими от платы управления. На каждую систему катушек, создающую градиент магнитного поля вдоль определенного направления (X , Y или Z) в пространстве, работает отдельный усилитель – соответственно УТГ $_X$, УТГ $_Y$ или УТГ $_Z$ (рис. 1). Основными требованиями к данным усилителям являются: обеспечение максимальной скорости нарастания тока в катушках и минимальный переходный процесс после его выключения. Каждый из усилителей обладает возможностью ручной балансировки выходного напряжения. Питание усилителя осуществляется от стабилизированного двуполярного источника постоянного тока.

ПЛАТА УПРАВЛЕНИЯ И ПРОГРАММНОЕ ОБЕСПЕЧЕНИЕ

Особенностью данной установки является возможность формирования радиочастотных импульсов на двух независимых произвольных частотах, значение которых можно выбирать в диапазоне от 100 до 400 кГц с шагом 0.1 Гц. Опорные сигналы для формирования данных частот вырабатываются двухканальным синтезатором СЧ на основе микросхемы прямого цифрового синтеза AD9833 производства компании Analog Devices (<https://www.analog.com/>).

Управление работой синтезатора, а также сбор и обработка данных осуществляются с помощью персонального компьютера ПК с размещенной в нем платой управления по SPI-интерфейсу с использованием программы, созданной авторами в

среде LabVIEW. Значения частот синтезатора задаются программно. Используемые импульсные последовательности могут быть сформированы с одновременным использованием двух частот заполнения.

ЭКСПЕРИМЕНТ

Примером использования возможностей мультядерного томографа могут служить изображения фантома, представленные на рис. 5. Фантом представляет собой два коаксиальных контейнера, из которых внутренний содержит триметилфосфат $((\text{CH}_3\text{O})_3\text{PO})$, наружный – воду. Изображение получалось методом спинового эха [4], но в отличие от стандартного метода одновременно с радиочастотным 180° -ным импульсом, действующим на протоны, подавался дополнительный 180° -ный импульс с частотой заполнения, равной частоте я.м.р. ^{31}P . На рис. 5а приведено обычное протонное магнитно-резонансное изображение фантома, на рис. 5б – также протонное изображение, но полученное при наличии дополнительно импульса.

Действие дополнительного импульса проявляется в исчезновении сигнала от протонов, связанных спин-спиновым взаимодействием с ^{31}P . В результате разностное изображение (рис. 5в) отображает распределение ядер фосфора, однако для него сохраняется отношение сигнал/шум, характерное для я.м.р. протонов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Наличие двух каналов и возможность формирования различных импульсных последовательностей с использованием двух рабочих частот позволяет проводить эксперименты по получению магнитно-резонансных изображений с использованием двойного ядерно-ядерного резонанса [8] и, в частности, получать изображения пространственного распределения ядер ^{31}P с отношением сигнал/шум, соответствующим протонному изображению.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. *Богачев Ю.В., Драпкин В.З., Князев М.Н., Попечителей Е.П., Разин И.В., Фролов В.В.* Магнитно-резонансная томография в слабом магнитном поле. СПб.: Изд-во СПбГЭТУ “ЛЭТИ”, 2012. ISBN 978-5-7629-1002-6.
2. *Андреев Н.К.* Методы и приборы низкочастотной релаксационной ЯМР-интроскопии. Казань: Каз. гос. энерг. ун-т, 2003. ISBN 5-89873-078-8.
3. *Coffey A.M., Truong M., Chekmenev E.Y.* // *J. Magn. Reson.* 2013. V. 237. P. 169.
4. *Rinck P.A.* *Magnetic Resonance in Medicine.* Berlin Vienna: Blackwell Wissenschafts-Verlag, 2001.
5. *Edelstein W., Glover G., Hardy C., Redington R.* // *Magn. Reson. Med.* 1986. V. 3. P. 604.
6. *Bryant R.G., Mendelson D.A., Lester C.C.* // *Magn. Reson. Med.* 1991. V. 21. P. 117.
7. *Бакс Э.* Двумерный ядерный магнитный резонанс в жидкости. Новосибирск: Наука, 1989.
8. *Shubin S., Frolov V., Tyutyukin K.* // *Appl. Magn. Reson.* 2020. V. 51. P. 107–116.
<https://doi.org/10.1007/s00723-019-01174-0>