

И.Д. Войтович, М.А. Примин, И.В. Недайвода, Ю.Д. Минов,  
В.Э. Орел, И.П. Лубянова, Е.Л. Апыхтина, И.Б. Щепотин

## Регистрация и анализ слабых магнитных полей, созданных в воздухе физическими и биологическими объектами с наночастицами железа и других материалов

Разработана система контроля транспортировки лекарств в зону патологии на основе применения сверхпроводниковых квантовых интерференционных датчиков. Исследованы магнитные поля, созданные в воздухе объектами различной физической природы. Приведено описание информационной технологии для интерпретации результатов магнитометрических измерений.

A system for control of drug transport to pathology' zone is developed on the basis of using a superconducting quantum interference device. Magnetic fields, created in air by objects of various physical nature, are investigated. The information technology for the interpretation of magnetometric measurements results is described.

Зроблено систему контролю транспортування ліків у зону патології на базі надпровідникових квантових інтерференційних датчиків. Досліджено магнітні поля, створені у повітрі об'єктами різноманітного фізичного походження. Наведено опис інформаційної технології для інтерпретації результатів магнітометричних вимірювань.

**Введение.** Для лечения заболеваний, связанных с локальными нарушениями в организме человека, часто применяются препараты, которые могут вызывать побочные явления, или применение которых в большом количестве невозможно (например, из-за их высокой удельной токсичности). Поэтому существует проблема создания такой системы, которая могла бы транспортировать лекарства исключительно в зону патологии и концентрировать их в этой зоне необходимое время. Это предоставило бы уникальную возможность повысить эффективность лечения при сведении к минимуму дозы препаратов. Создание прототипа такой системы выполнено для исследования животных – кролей, крыс в Институте кибернетики им. В.М. Глушкова НАНУ [1]. Принцип работы системы заключается в следующем. Подобранные лекарства иммобилизуют на поверхности нанодисперсных магнитных носителей и в необходимом количестве вводят внутривенно. В зоне патологии с помощью специального устройства создается высокоградиентное магнитное поле, удерживающее в ней лекарства необходимое время. Сверхчувствительный сверхпроводниковый квантовый интерференционный датчик (СКВИД)-магнитометр, периодически измеряя магнитное поле объекта, регистрирует пространственную картину распределения магнитных носителей

и таким образом связанных с ними лекарств в зоне патологии. Специальное математическое обеспечение дает возможность восстановить картину распределения магнитных носителей в организме в динамике. Следовательно, система в целом позволяет корректировать в реальном времени дозу и режим введения лекарств на магнитных носителях. Отсюда следует, что созданная система базируется на разработке нанодисперсных магнитных материалов, сверхчувствительной СКВИД-магнитометрической системы, информационной технологии и программных средств и использовании их для автоматической регистрации и преобразования данных измерений.

Следующая существенная задача – изучение распределения наночастиц железа в органах и тканях с учетом дозы, способа введения и постэкспозиционного периода. Также была поставлена задача предварительной оценки нарушения метаболизма железа и возможного его накопления в печени при введении свинца (в виде наночастиц и в растворе ацетата свинца) и кадмия в виде наночастиц.

Исследования проводились на половозрелых крысах-самцах линии Вистар весом 160–180 г, которые содержались в стандартных условиях вивария со свободным доступом к питьевой водопроводной воде. Животные были распреде-

лены на семь групп по шесть особей в каждой группе. Исследуемые вещества вводились однократно внутривенно.

*Первой* группе вводился ацетат свинца в дозе 30,49 мг/кг, *второй* – коллоидный раствор наночастиц сульфида свинца (*PbS*) размером 24–36 нм в полифосфате натрия ( $2 \times 10^{-3}$  Моль/л) в дозе 22,4 мг/кг, *третьей* – сульфат кадмия в дозе 32,56 мг/кг, *четвертой* – коллоидный раствор наночастиц сульфида кадмия (*CdS*) размером 5–10 нм натрия ( $2 \times 10^{-3}$  Моль/л) в дозе 22,56 мг/кг, *пятой* – наночастицы железа, стабилизированные цитратом размером 10–100 нм в дозе 40 мг/кг, *шестой* – наночастицы железа, стабилизированные цитратом размером 10–100 нм в дозе 80 мг/кг. Животным контрольной группы вводили 1 мл физраствора.

Наночастицы сульфида свинца (*PbS*) и сульфида кадмия (*CdS*) были получены в отделе фотохимии Института физической химии им. Л.В. Писаржевского НАН Украины.

Через 14 дней после однократного введения проводили исследование. Умерщвляли наркотизированных крыс (этаминал натрия в дозе 40 мг/кг) путем декапитации. После вскрытия изымались органы для исследования.

В постановке обеих задачи существенной наукоемкой компонентой, определяющей возможности и успех прикладного использования таких технических систем, было создание информационной технологии для интерпретации результатов магнитометрических измерений, требующей теоретического обоснования и создания новых математических моделей и методов восстановления пространственно-временной картины источников поля. В данной статье и рассмотрены как особенности информационной технологии, так и результаты тестирования работы магнитометрической системы при исследовании тестовых образцов и физических моделей (мелких животных – МЖ) с наночастицами.

### **Магнитометрическая система. Алгоритм измерений**

Принцип работы магнитометрической системы контроля основывается на измерении восприимчивости магнитных носителей, которые находятся внутри объекта (исследуемый обра-

зец или МЖ, в нашем случае – крыса). Для измерения магнитной восприимчивости антенна СКВИД-магнитометра размещается в центре катушек Гельмгольца, создающих переменное магнитное поле. Перемещая объект исследования в центре катушек намагничивания, СКВИД-магнитометр регистрирует магнитный сигнал, пространственная карта распределения которого есть основой для локализации магнитных носителей и оценивания их концентрации. Система намагничивания состоит из двух взаимно перпендикулярных пар катушек на квадратных каркасах с взаимно перпендикулярными направлениями создаваемого магнитного поля (*B<sub>x</sub>*, *B<sub>y</sub>*). Основа измерительного канала системы – осесимметричный СКВИД-градиентометр второго порядка  $d^2Bz/dz^2$  (рис. 1).

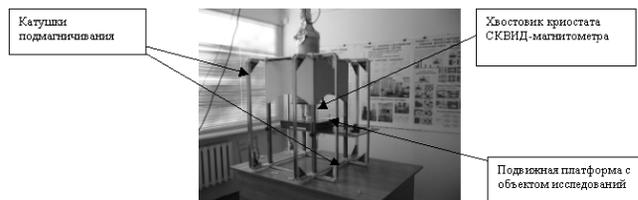


Рис. 1. Магнитометрическая система для исследования мелких животных

Известно, что распределение источников биоманнитного сигнала в исследуемом объекте можно получить, измеряя и анализируя создаваемое ими магнитное поле в воздухе. При интерпретации данных такого рода приходится рассматривать и решать обратную задачу магнитостатики, а именно – получить и исследовать распределение источников сигнала по измеренному распределению магнитного поля. Важной задачей при исследовании реальных задач, связанных с регистрацией и анализом магнитного поля, есть задача пространственного разрешения как «по магнитному полю», так и «по пространственному разрешению источников биоманнитного сигнала», найденных после решения обратной задачи. Ясно, что эти задачи взаимосвязаны, их корректное решение влияет на интерпретацию данных исследований и, в значительной степени, определяются конструктивными параметрами трансформаторов магнитного потока измерительных каналов, геометри-

ческими размерами плоскости измерений и расстояниями между точками наблюдения в этой плоскости.

После анализа результатов численного моделирования, а также, учитывая условия согласования индуктивностей входной катушки магнитометра и трансформатора потока (антенны градиентометра), технологические особенности и ограничения, при изготовлении опытного образца магнитометрической системы для исследования мелких животных были приняты следующие решения [2]:

- в качестве трансформатора магнитного потока измерительного канала принята осесимметричная конструкция градиентометра второго порядка со схемой включения витков – «2 – 4 + 2»;
- диаметр витков трансформатора потока – 8 мм; расстояние между витками («полубаза») – 30 мм;
- размеры сетки измерений совпадают с границами квадрата со стороной 60 мм по взаимно перпендикулярным направлениям, а количество точек (и позиций) измерения равно 36 (6 × 6 с шагом 12 мм.) для одноканальной магнитометрической системы (рис. 2).

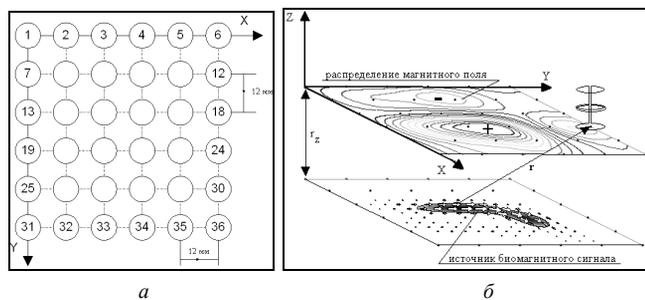


Рис. 2. Схема расположения точек измерения в плоскости *a* и положение плоскости в пространстве в принятой системе координат *b*

### Алгоритм обработки магнитных сигналов

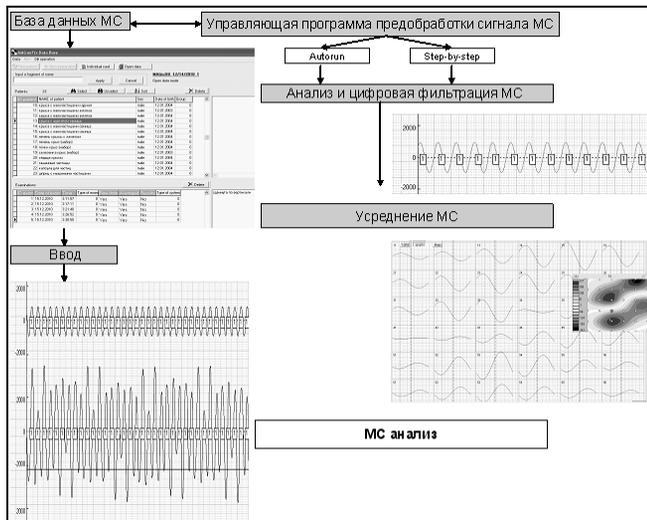
Магнитометрические исследования состоят из двух последовательных стадий: *первая* – ввод сигналов, сохранение результатов измерений в базе данных и их цифровая предобработка; *вторая* – выделение интервала времени для исследования и пространственно-временного анализа магнитного сигнала и его источников.

Особенности обработки магнитометрических данных МЖ обусловлены в основном тем,

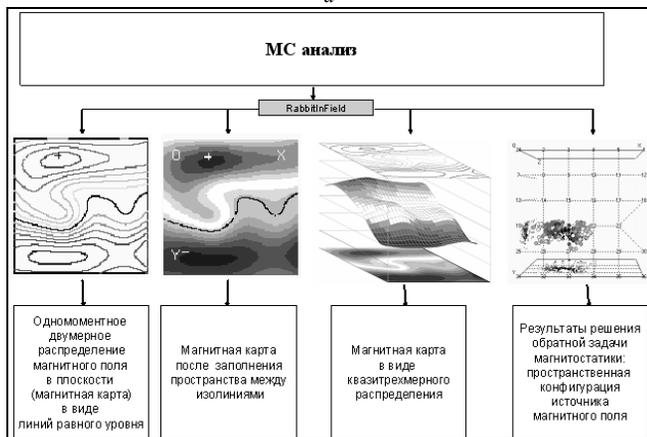
что алгоритмы измерений магнитного сигнала объектов имеют ряд отличий (измерения выполняются с подмагничиванием), а измерительная система размещается на небольших расстояниях над источником сигнала (исследуемые органы МЖ). Как показали исследования, измеренное магнитное поле МЖ обладает намного большей пространственной концентрацией в границах плоскости измерений, чем, например, поле сердца человека. Максимальные же амплитуды напряженности поля, создаваемые магнитными носителями, вводимыми в тело МЖ, значительно меньше в сравнении с магнитным полем органов человека. С одной стороны, это повышает требования к чувствительности магнитометрической системы, работающей в данном случае в неэкранированном помещении, а с другой – к методам обработки регистрируемых сигналов.

Основная задача первого этапа исследований магнитного поля МЖ, кроме непосредственного ввода и сохранения данных измерений, – выделение и очистка сигналов от помех. При этом пакет начальной обработки магнитных сигналов включает в себя три логически разделяемых программных блока: блок ввода данных из измерительной системы в компьютер; база данных магнитометрических исследований; предобработка сигналов.

После цифровой фильтрации и усреднения магнитометрических записей (после выполнения предобработки) становится доступным исследование и оценивание магнитного сигнала МЖ. Эту задачу выполняет пакет программ магнитометрической системы, который включает в себя: блок программ исследования усредненных магнитометрических сигналов в заданных точках плоскости измерений; блок программ решения обратной задачи магнитостатики для дипольной модели источника поля. На втором этапе выполняется также визуализация и анализ пространственных распределений измеренного магнитного поля и его источников, а также – оценка временной динамики их изменений (рис. 3).



а



б

Рис. 3. Последовательность регистрации, обработки и анализа магнитного сигнала (МС)

### Физическое моделирование и экспериментальные исследования

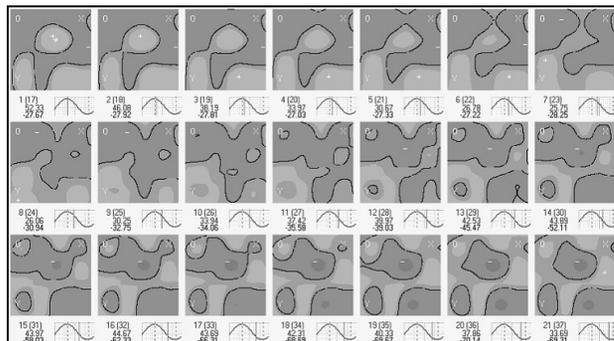
Для измерения магнитного сигнала объект исследований располагают в центре катушек Гельмгольца, которые запитаны переменным электрическим током определенной частоты. Перемещая объект исследований в области центра катушек намагничивания, в заданных пространственных позициях (см. рис. 2) с помощью СКВИД-магнитометра регистрируют магнитный сигнал. Измеренное таким образом пространственное распределение величин параметров магнитного поля есть основой для локализации в теле МЖ магнитных носителей [3, 4].

Для проверки корректности работы алгоритмов преобразования магнитометрических данных выполнен ряд экспериментов. В качестве источника магнитного поля были использова-

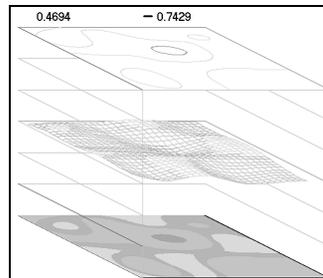
ны магнитные носители разной объемной плотности и размеров, распределенные в специальных капсулах (калибровочные образцы); МЖ и их отдельные органы с нанодисперсными магнитными материалами. В качестве примера приведем часть результатов по регистрации и преобразованию данных магнитометрических измерений:

**Пример 1.** Требовалось оценить возможность регистрации магнитного сигнала в месте выполнения измерений – иначе говоря, зарегистрировать внешние магнитные шумы в неэкранированном помещении, где установлена измерительная система. Таких измерений было выполнено более 30. В результате, в табл. 1 приведены усредненные результаты измерений шумового сигнала, принятых в качестве достоверных, и используются далее как референтный сигнал.

Таблица 1



Магнитные карты для 21 момента времени в режиме измерения без объекта исследований (магнитный шум в месте выполнения измерений)



Пространственное распределение величин магнитного поля (один из вариантов отображения на экране компьютера) для одного момента времени

Заметим, что для пространственного анализа магнитного поля был выбран 21 момент времени таким образом, чтобы первый и последний моменты соответствовали минимальному/

максимальному значению магнитного поля. Сине-серая палитра цветов на картах распределения поля в границах плоскости измерений соответствует отрицательным значениям регистрируемого сигнала, а красно-желто-зеленая – положительным значениям. На экране монитора распределение отображается в цвете, а на печати – в оттенках серого цвета.

**Пример 2.** На следующем этапе исследования требовалось оценить возможность регистрации и анализа магнитного поля в том случае, если источником сигнала будут наночастицы  $Fe_3O_4$ . Частицы были приготовлены в 9%-м растворе  $NaCl$  для последующей инъекции мышам с концентрацией 0,06 мГ/0,1мл и при измерениях располагались на подвижном лабораторном («предметном») столе измерительной системы (рис. 4).



Рис. 4. Объекты исследований

На первом этапе этой серии измерений (всего 20 измерений в БД) одна из доз наночастиц была отфильтрована на лист бумаги, а затем выполнены измерения распределения магнитного поля в заданных точках плоскости измерений. Картины распределения магнитного поля (магнитные карты), полученные после регистрации и преобразования магнитометрической информации для нескольких моментов времени, показаны на рис. 5.

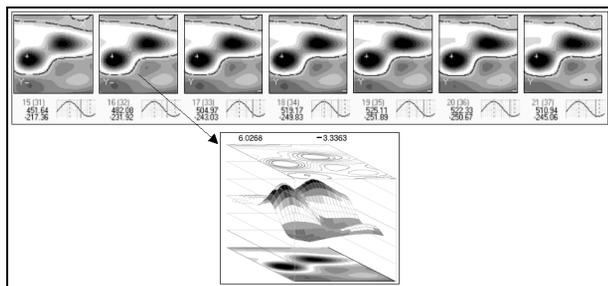


Рис. 5. Пространственное распределение величин магнитного поля в заданных точках плоскости измерений: частицы  $Fe_3O_4$  на бумаге

Следующие измерения выполнены для образцов с частицами  $Fe_3O_4$ , распределенными в 9%-м растворе  $NaCl$  (концентрация 0,06 мГ/0,1мл). Часть результатов в виде карт распределения магнитного поля показана на рис. 6.

Как видно из приведенных измерений, максимальный сигнал получен от частиц  $Fe_3O_4$  отфильтрованных на бумагу, более слабый сигнал зарегистрирован от дозы № 2, и практически не зарегистрирован от дозы № 3. По-видимому, это объясняется тем, что, с одной стороны, сигнал уменьшился из-за «экранирующего» эффекта от проводящего раствора, а с другой – разной концентрацией наночастиц  $Fe_3O_4$  в дозе № 2 и № 3.

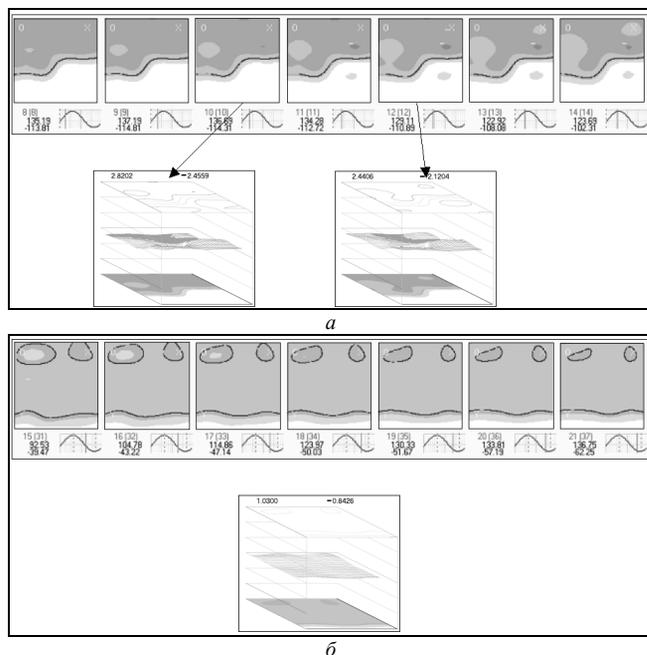


Рис. 6. Пространственное распределение величин магнитного поля в заданных точках плоскости измерений частицы  $Fe_3O_4$  в объеме 9%  $NaCl$ : а – доза № 2; б – доза № 3

**Пример 3.** В этой серии измерений (всего выполнено 10) концентрация наночастиц  $Fe_3O_4$  в 9%-м растворе  $NaCl$  составляла 1 мГ/1мл. Кроме того, разные объемы раствора с частицами находились внутри соответствующего шприца и последовательно служили объектами исследований. В качестве примера на рис. 7 приведены результаты измерений и анализа данных для случая, когда частицы  $Fe_3O_4$  растворены в растворе  $NaCl$ . Объем раствора 1 мл внутри шприца с объемом 1 мл.

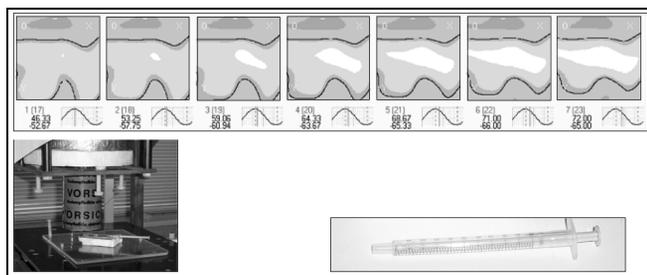
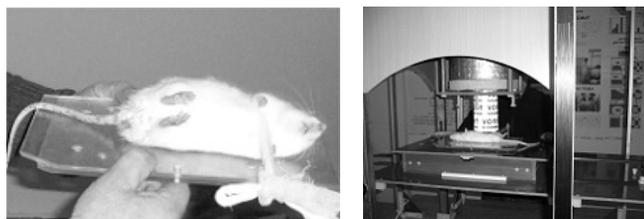


Рис. 7. Данные измерений, объект исследований и его расположение на «предметном» столе магнитометрической системы в Примере 3

**Пример 4.** На этом этапе исследований требовалось оценить возможность регистрации и пространственного анализа магнитного поля в воздухе над заданными органами биологического объекта. В качестве биологического объекта (физических моделей) использовались МЖ и их органы, извлеченные после серии исследований с магнитными нанодисперсными материалами.

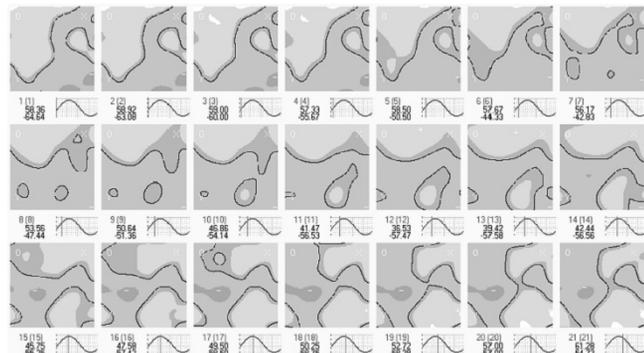
Первая серия исследований предполагала измерение величин параметров магнитного поля по алгоритму рис. 2 над печенью крысы из контрольной группы (в этом случае никакие наноматериалы объекту не вводились). В табл. 2 показаны объект исследований и результаты измерений в виде карт распределения магнитного

Таблица 2



Объект исследований

Объект исследований на «предметном» столе

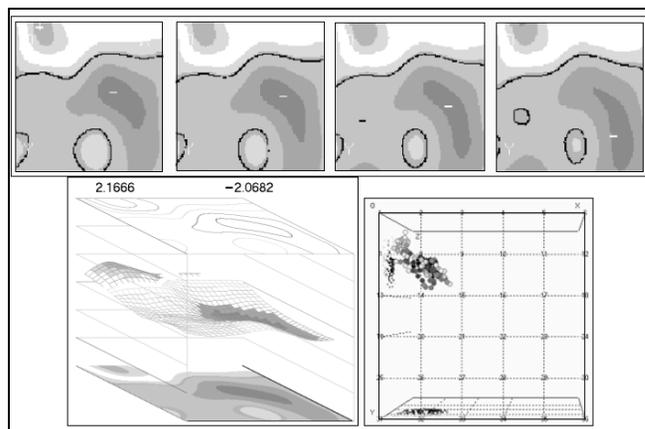


Распределение магнитного поля в границах области измерений над печенью МЖ из контрольной группы

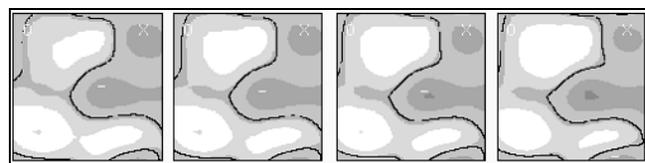
поля для 21 момента времени. В этом случае распределение магнитного поля в заданной области пространства объекта из контрольной группы соответствует «фону» и служит основой для сравнения с другими вариантами исследований МЖ.

**Пример 5.** Исследованы две крысы, которым были введены наночастицы железа. Известно также, что МЖ-№ 2 был введен меньший объем частиц железа в сравнении с МЖ-№ 1. В базе данных (БД) зарегистрирована серия из семи записей, полученных при различных условиях измерений. Часть данных измерений в виде пространственных распределений величин параметров магнитного поля приведены в табл. 3.

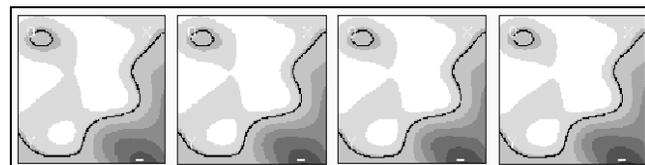
Таблица 3



Данные измерений и результаты преобразования магнитометрической информации для МЖ-№ 1: область измерений расположена в воздухе над печенью



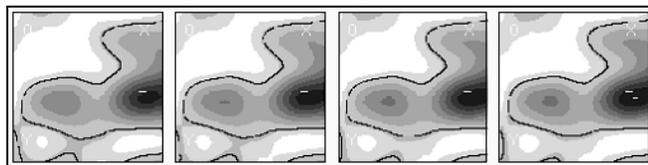
Карты распределения магнитного поля для МЖ-№ 1: область измерений расположена в воздухе над головой



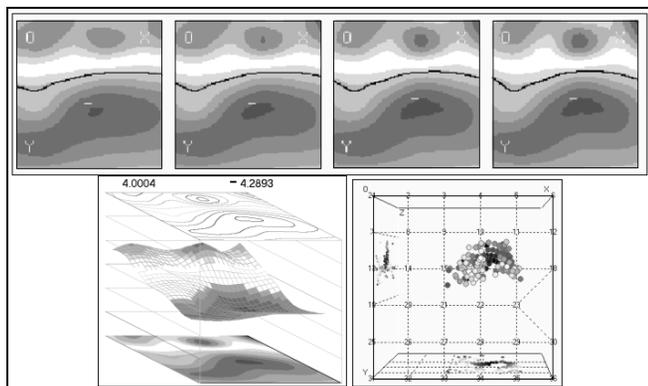
Данные измерений и результаты преобразования магнитометрической информации для МЖ-№ 1: область измерений расположена в воздухе над печенью

**Пример 6.** Выполнены регистрация и анализ магнитного поля двух крыс, которым введены наночастицы свинца. Область измерений, как и ранее – в воздухе над печенью, а алгоритм измерений соответствует рис. 2. Всего выполнено девять измерений при различных условиях. Часть результатов для этой серии экспериментов показана в табл. 4.

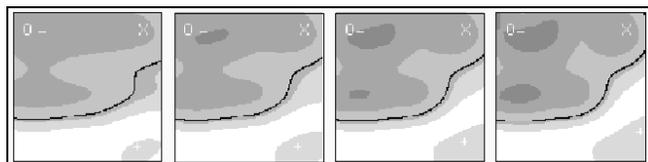
Таблица 4



Данные измерений и карты магнитного поля для МЖ-№ 2\_Pb с частицами свинца: область измерений расположена в воздухе над печенью, крыса «на спине»



Данные измерений и результаты преобразования магнитометрической информации для МЖ-№ 2\_Pb с наночастицами свинца: область измерений расположена в воздухе над печенью, крыса «на боку»



Данные измерений и карты магнитного поля для МЖ-№ 1\_Pb с частицами свинца: область измерений расположена в воздухе над печенью, крыса «на спине»

При исследовании объекта с частицами свинца МЖ-№ 2\_Pb были использованы две схемы измерений. В первом случае «стандартная» схема – животное лежит «на спине», область наблюдения – над печенью объекта. Во втором случае измерения также выполняются над печенью, однако животное лежит «на боку». Одно из предполагаемых преимуществ схемы «на боку» – изменение формы печени (под давлением

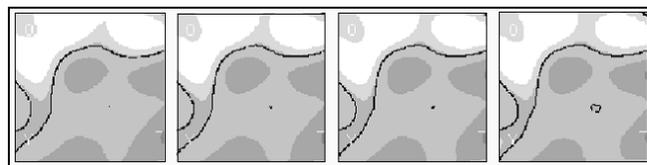
других органов и мышц) в более плоскую, что приводит к «выравниванию» значений расстояния между датчиком и источниками магнитного поля и соответственно – к увеличению амплитуды измеряемого магнитного поля в границах области измерений. «Полезный» сигнал зарегистрирован в обоих случаях. Причем, в положении «на боку» зарегистрировано усиление сигнала, что подтверждает исходное предположение и позволяет рекомендовать использовать эту схему измерений для дальнейших исследований.

**Пример 7.** Исследование магнитного поля в воздухе над печенью животных, которым введены наночастицы кадмия. В этом случае объектов исследования было также два – МЖ-№ 1\_Cd и МЖ-№ 2\_Cd. Часть результатов измерений представлена в табл. 5.

Таблица 5



Данные измерений и карты магнитного поля для МЖ-№ 1\_Cd с частицами кадмия: область измерений расположена в воздухе над печенью, объект «на спине»



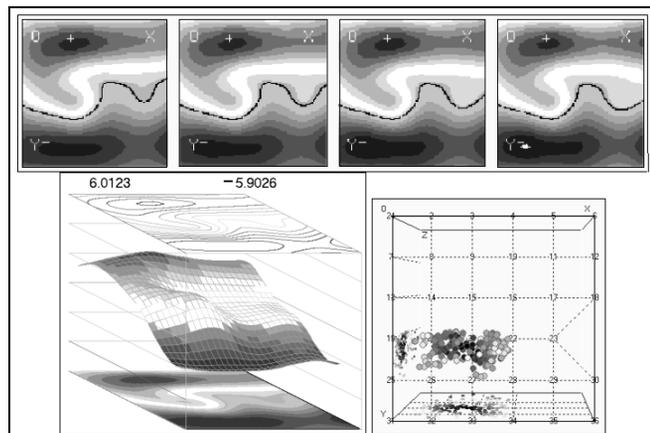
Данные измерений и карты магнитного поля для МЖ-№ 2\_Cd с частицами кадмия: область измерений расположена в воздухе над печенью, объект «на спине»

Как видно из результатов, уровень сигнала по отношению к «фону» для крыс с частицами кадмия также зарегистрирован и превышает уровень флуктуаций магнитного шума.

**Пример 8.** Выполнены регистрация и анализ магнитного поля крысы, которой введены наночастицы ацетата свинца. Область измерений, как и ранее – в воздухе над печенью, а алгоритм измерений соответствует рис. 2. Всего выполнено пять измерений при различных условиях. Часть результатов для этой серии экспериментов показана в табл. 6. При этом, в сравнении с другими исследованиями, расстояние

между измерителем и плоскостью измерений увеличено на 1 см.

Таблица 6



Данные измерений и результаты преобразования магнитометрической информации для МЖ с ацетатом свинца: область измерений расположена в воздухе над печенью

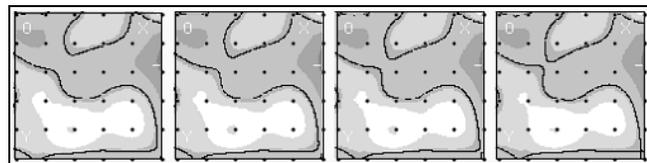
**Регистрация и исследование магнитного поля в воздухе от отдельных органов МЖ.** В качестве объектов исследований использованы изолированные печень, почки, сердце и селезенка крыс. Внешний вид объектов приведен на рис. 8.



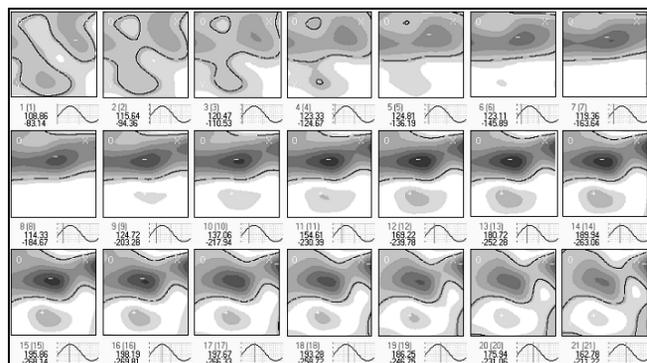
Рис. 8. Изолированные органы крыс

**Пример 9.** Последовательно выполнены четыре измерения величин магнитного поля в точках плоскости измерений в воздухе над печенью крыс (из контрольной группы), которым были введены наночастицы железа, свинца и кадмия соответственно. Часть результатов измерений приведена в табл. 7.

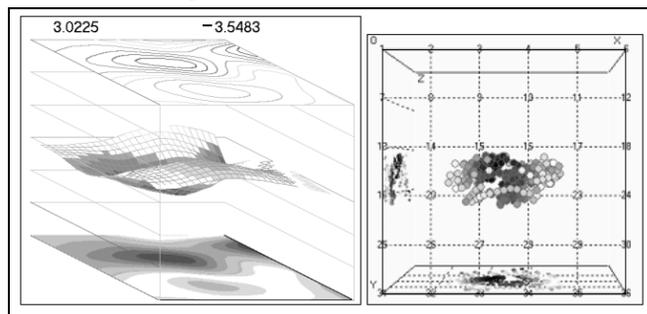
Таблица 7



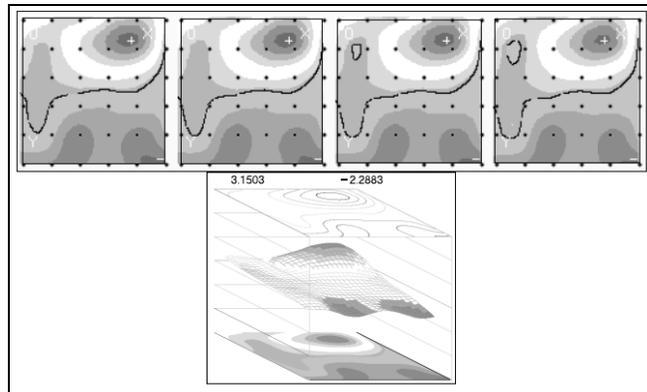
Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над печенью крысы из контрольной группы



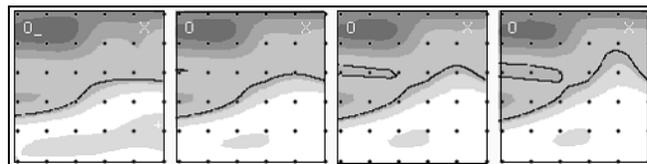
Последовательность карт распределения величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над печенью крысы из группы с наночастицами железа



Варианты преобразования магнитометрических данных для одного из моментов времени для объекта исследований – печенью крысы из группы с наночастицами железа



Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над печенью крысы из группы с частицами свинца

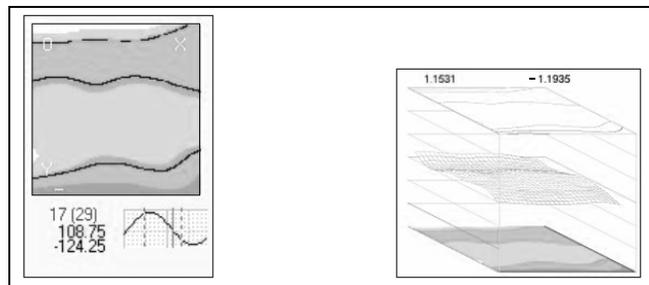


Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над печенью крысы из группы с частицами кадмия

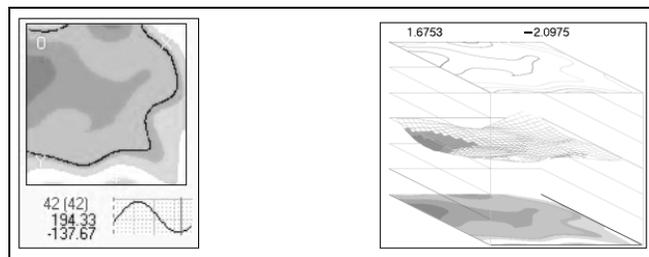
**Пример 10.** Последовательно выполнены четыре измерения величин магнитного поля в точ-

ках плоскости измерений в воздухе над селезенкой крыс из контрольной группы, которым вводились наночастицы железа, свинца и кадмия, соответственно. Часть результатов измерений приведена в табл. 8.

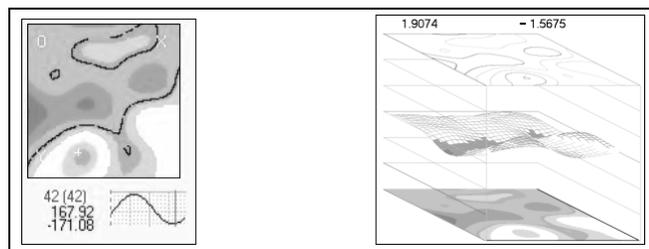
Таблица 8



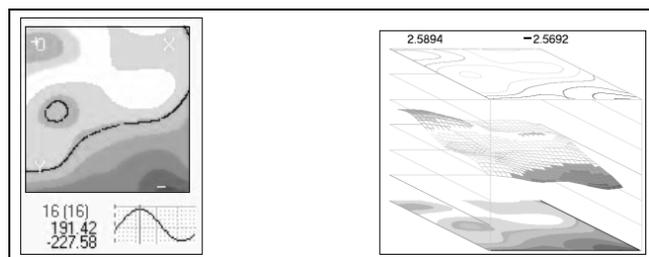
Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над селезенкой крысы из контрольной группы



Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над селезенкой крысы из группы с частицами железа



Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над селезенкой крысы из группы с частицами свинца



Пространственное распределение величин параметров магнитного поля в плоскости измерений над селезенкой крысы из группы с частицами кадмия

## Обсуждение

Бесконтактные измерения величин параметров магнитного поля в заданной области пространства в воздухе над печенью физических моделей показали, что введение наноматериалов и последующее подмагничивание соответствующего объекта привело к появлению магнитного сигнала, который зарегистрирован в точках плоскости измерений СКВИД-магнитометрической системой. Для относительного оценивания уровня сигнала в границах плоскости измерений текущего объекта исследований по отношению к «контрольному», вычислена оценка сигнала для каждой пространственной карты распределения магнитного поля в виде:

$$E_m = \sum B_z^2.$$

В этом выражении  $B_z$  величина выходного сигнала магнитометра (пропорциональна составляющей магнитного поля объекта  $B_z$ ), а суммирование ведется по всем точкам плоскости измерений, в которых эта величина известна (в нашем случае  $31 \times 31$  точек). Изменение  $E_m$  в графическом виде для разных физических моделей (крыс) для одного и того же временного интервала исследований приведено на рис. 9. Для корректного сравнения графической и числовой информации найденные значения  $E_m$  были пронормированы с учетом количества точек и согласованы по времени.

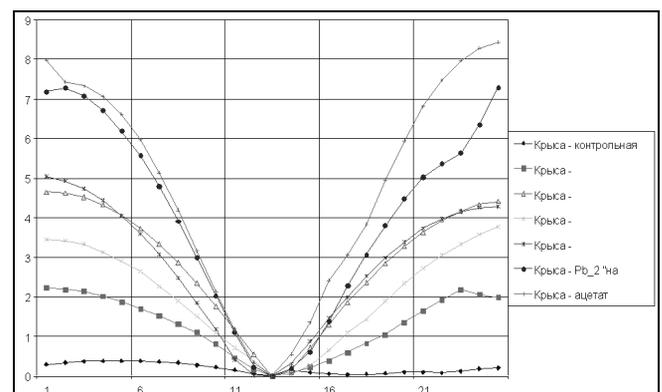


Рис. 9. Изменение магнитного сигнала над печенью физических моделей относительно объекта контрольной группы

На рис. 10 и 11 показано изменение  $E_m$  для одного и того же временного интервала исследований изолированных органов крыс: печени и селезенки соответственно.

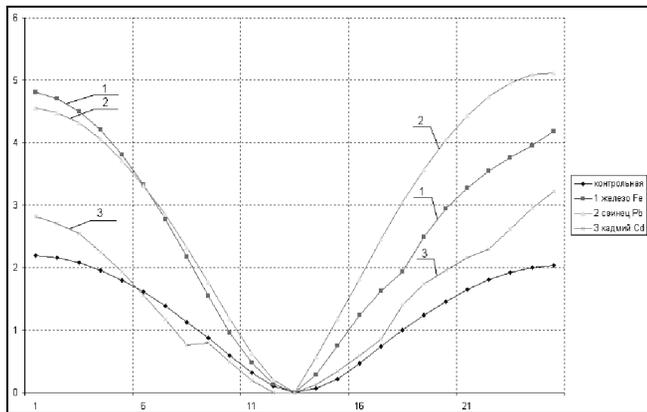


Рис. 10. Изменение магнитного сигнала над изолированной печенью крыс относительно сигнала над печенью объекта из контрольной группы

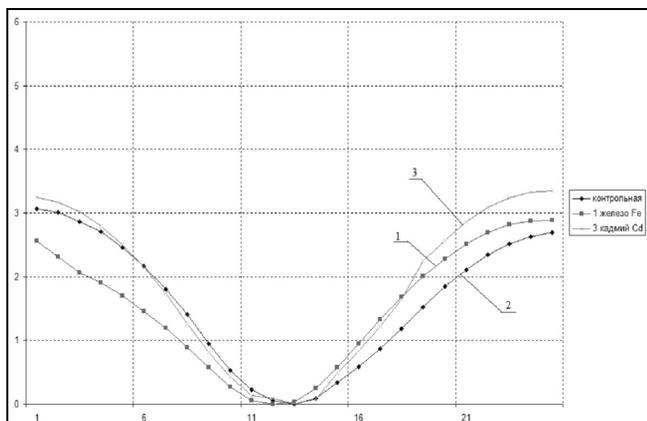


Рис. 11. Изменение магнитного сигнала над изолированной селезенкой крыс относительно сигнала (2) над селезенкой объекта из контрольной группы

Для других изолированных органов (сердце, почки) достоверно зарегистрировать магнитный сигнал для всего временного интервала исследований, превышающий уровень флуктуаций магнитного шума, в данной серии экспериментов не удалось.

Аналогичная зависимость  $E_m$  для калибровочных образцов, представленных на рис. 4 относительно магнитного шума в месте измерений показана на рис. 12. Заметим, что технологически, объем препарата для инъекций готовится, как правило, не для одного животного, а для пяти и более. Затем каждая отдельная доза набирается из общей с помощью шприца. Можно предположить, что в общем случае при такой технологии в каждой из доз будет разная концентрация наночастиц  $Fe_3O_4$ , а значит – разная величина регистрируемых сигналов для каж-

дой из них. Максимальный сигнал на рис. 12 зарегистрирован для частиц, отфильтрованных на бумагу (находятся вне проводящей среды), что соответствует и физическим моделям.

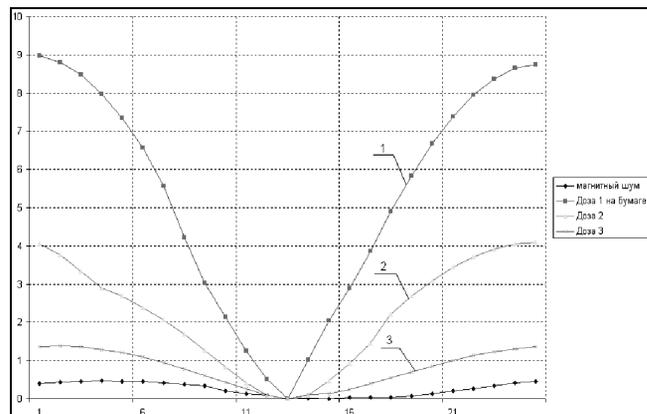


Рис. 12. Изменение магнитного сигнала в заданных точках плоскости измерений в воздухе над калибровочными образцами доз  $Fe_3O_4$  относительно магнитного шума в месте измерений

**Заключение.** Результаты экспериментов служат, с одной стороны, иллюстрацией работоспособности созданного программного обеспечения и оценки достоверности результатов регистрации и обработки магнитометрической информации при исследовании заданных физических моделей (МЖ), а с другой – подтверждают возможность применения СКВИД-магнитометрических систем для решения практических задач в биологии и медицине.

Результаты измерений и пространственного анализа получены как для тестовых образцов, так и для физических моделей (мелких животных).

Авторы и разработчики СКВИД-магнитометрической системы и программного обеспечения выражают искреннюю признательность всем коллегам, замечания которых способствовали улучшению инструментальных средств.

1. СКВИД-магнитометрическая система контроля за магнитными контрастирующими агентами и управляемым транспортом лекарств на магнитных носителях: особенности технологии преобразования информации и ее программная реализация / И.Д. Войтович, В.Е. Васильев, И.В. Недайвода и др. // УСиМ. – 2009. – № 4. – С. 67–83.
2. Особенности проектирования магнитометрической системы для исследования магнитного поля сердца

- мелких животных / М.А. Примин, И.В. Недайвода, В.Е. Васильев и др. // УСиМ. – 2006. – № 5. – С. 8–19.
3. *Primin M., Nedayvoda I.* Algorithms for the magnetostatic inverse problem solution: new analytical approaches and some results // *Int. J. Applied Elektromagn. In. Mechanics.* – 2009. – № 2. – P. 65–81.
  4. *Примин М.А., Недайвода И.В.* Алгоритмы решения обратной задачи магнитостатики в магнитокардио-

графии: новые подходы и результаты // *Электронное моделирование.* – 2006. – **28**, № 3. – С. 99–116.

Поступила 24.05.2011

Тел. для справок: (044) 526-3079 (Киев)

*E-mail: d220@public.icyb.kiev.ua*

© И.Д. Войтович, М.А. Примин, И.В. Недайвода, Ю.Д. Минов, В.Э. Орел, И.П. Лубянова, Е.Л. Апыхтина, И.Б. Щепотин, 2012

