

И.Д. Войтович, И.В. Недайвода, М.А. Примин

Регистрация и обработка сверхслабых магнитных сигналов биологического и технического происхождения

Предложен новый алгоритм количественной оценки интегральных характеристик исследуемого объекта с наночастицами железа с помощью измерений внешнего магнитного поля СКВИД-магнитометрической системой. Приведены результаты исследований тестовых образцов.

A new algorithms for quantitative estimation of the investigation object with nanoparticles of the iron, is suggested based on measuring of the external magnetic field by SQUID magnetometric system. The results of investigations of the test samples are described.

Запропоновано новий алгоритм кількісної оцінки інтегральних характеристик досліджуваного об'єкта з наночастинками заліза за допомогою вимірювань зовнішнього магнітного поля СКВІД-магнітометричною системою. Подано результати досліджень тестових зразків.

Введение. Известно, что одной из самых болевых медико-демографических проблем социального развития современной Украины остается высокий уровень смертности населения, причем первенство по числу смертельных исходов устойчиво удерживают сердечно-сосудистые и онкологические заболевания. В Украине на их долю приходится более половины всех смертей, при этом отмечается существенное омоложение популяции, подверженной риску этих заболеваний. Для своевременного выявления и последующего эффективного их лечения требуется развитие новых методов диагностики и современных инструментальных средств, позволяющих регистрировать патологические изменения на самой ранней стадии, когда лечение наиболее эффективно. Сегодня многие исследовательские группы ведут интенсивные исследования, связанные с применением наночастиц для качественного и количественного обнаружения (регистрации) и терапии патологических структур (онкологических образований, например) в живых организмах. При этом, как правило, наночастицы представляют собой класс частиц диаметром до нескольких сотен нанометров (нм), обладающих специальными магнитными свойствами.

Наиболее часто в биомагнитных исследованиях используют наночастицы Fe_3O_4 (магнетит) и Fe_2O_3 . В зависимости от распределения размеров наночастиц, их магнитных свойств и температуры совокупность их (домен) обладает свойствами суперпарамагнетика [1]. Такие наночастицы ведут себя как независимые в

растворе, а при приложении внешнего магнитного поля легко поляризуются для формирования суммарного поля близкого по величине к полю ферромагнетика. Если наночастицы покрыть специальными веществами (агентами), которые специфически связываются с определенными типами клеток живых систем (например, раковыми клетками), то после их введения в тело объекта, они начинают свободно циркулировать, пока не найдут свою цель. После включения внешнего магнитного поля, наличие наночастиц (включая и связанные) незначительно его изменяет, но отключение поля подмагничивания на следующем шаге приводит к убыванию поля наночастиц (процесс релаксации) и при этом величина наблюдаемой остаточной намагниченности зависит как от их магнитных характеристик, так и от количества клеток, связанных с наночастицами в объекте исследований. Если магнитные свойства наночастиц известны, величина магнитного сигнала на всех этапах намагничивания и релаксации объекта контролируется, время релаксации и характеристики затухания поля также известны, то такой метод исследований наночастиц можно использовать для диагностики онкологических заболеваний [2, 3].

Заметим, что магнито-релаксационный метод контроля наночастиц в организмах живых систем в последние годы получил значительное развитие, причем, как и ранее, основой магнитометрической системы является сверхпроводниковый квантовый интерференционный датчик – (СКВИД)-градиентометр.

В статье предложен новый алгоритм обработки магнитометрической информации, позволяющий получить количественные оценки интегральных характеристик исследуемого объекта на уже существующей магнитометрической установке [4, 5]. Рассмотрены как особенности информационной технологии, так и результаты тестирования созданных программных средств магнитометрической системы при исследовании тестовых образцов.

Магнитометрическая система

В минувшие годы при финансовой поддержке по проекту УМНТЦ (№ 3074) в Институте кибернетики им. В.М. Глушкова была создана сенсорная система для регистрации сверхслабых магнитных сигналов биологического происхождения. В последние два года при финансовой поддержке программы «Сенсорные системы для медико-экологических исследований» с помощью этой системы вместе с другими организациями выполнено ряд новых экспериментов.

Принцип работы магнитометрической системы контроля основывается на измерении магнитной восприимчивости магнитных носителей, которые находятся внутри животного. 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 – основа 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_x, B_y). Основа измерительного канала системы – осесимметричный СКВИД-градиометр второго порядка d^2Bz/dz^2 . Внешний вид магнитометрической системы показан на рис. 1.

Известно, что расположение источников биоманнитного сигнала в исследуемом объекте можно определить, измеряя и анализируя создаваемое ими магнитное поле в воздухе. При ин-

терпретации 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 реальных исследований, связанных с регистрацией и анализом магнитного поля, есть пространственное разрешение 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, геометрическими размерами плоскости измерений и расстояниями между точками наблюдения в этой плоскости. При изготовлении опытного образца магнитометрической системы для исследования мелких животных были приняты следующие решения:

- в качестве трансформатора магнитного потока измерительного канала принята осесимметричная конструкция градиометра второго порядка со схемой включения витков – «2 – 4 + 2»;
- диаметры 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).

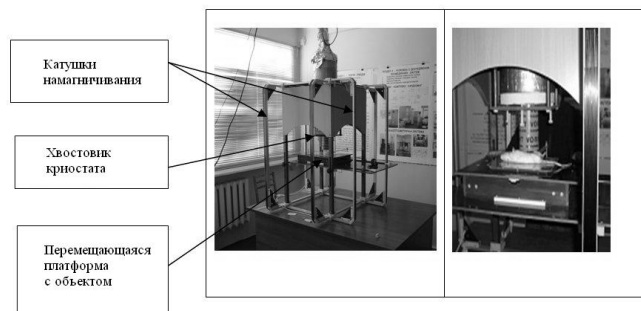


Рис. 1. Магнитометрическая система для исследования мелких животных

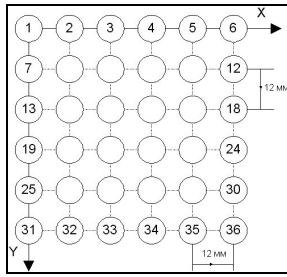


Рис. 2. Схема расположения точек измерения в плоскости

Постановка задачи исследований

Предположим, что исследуемый физический объект объемом V расположен в однородном магнитном поле (в реальности поле имеет определенную неоднородность), созданным управляемым внешним источником. Вектор магнитной индукции \mathbf{B} слабо изменяется от точки к точке в пределах объема V , его направление известно (определяется расположением катушек намагничивания в пространстве). Рассмотрим произвольную точку наблюдения с радиус-вектором \mathbf{r} , расположенную в воздухе вне объема V объекта. Выходной сигнал D_{2z} СКВИД-градиентометра в указанной точке пространства можно представить в виде суммы

$$D_{2z}(\mathbf{r}) = D_{2z} \text{ шумовое} + D_{2z} \text{ опорное} + D_{2z} \text{ вторичное}, \quad (1)$$

где $D_{2z} \text{ шумовое}$ – магнитный шум (индустриальный шум, геомагнитное поле и т.д.), $D_{2z} \text{ опорное}$ – магнитного поле системы катушек Гельмгольца, $D_{2z} \text{ вторичное}$ – поле вторичных источников, расположенных в объеме V объекта. Алгоритм измерений предусматривает регистрацию выходного сигнала градиентометра в каждой из заданных точек наблюдения с частотой дискретизации 1440 Гц в течение секунды. Исходя из заданной частоты f_0 тока запитки источника поля, введем набор моментов времени t_0, t_1, \dots, t_{4N} таким образом, чтобы моменты времени t_0, t_{2N} и t_{4N} соответствовали нулевым значениям тока запитки, а моменты времени t_N и t_{3N} – минимуму и максимуму тока соответственно. Усредненные значения выходного сигнала градиентометра для каждого выделенного момента времени можно определить после работы алгоритма предварительной обработки данных (рис. 3). В соответствии с алгоритмом исследований магнитный сигнал измеряют в 36 точках прямоугольной сетки плоскости (рис. 2). Расстояние ζ от плос-

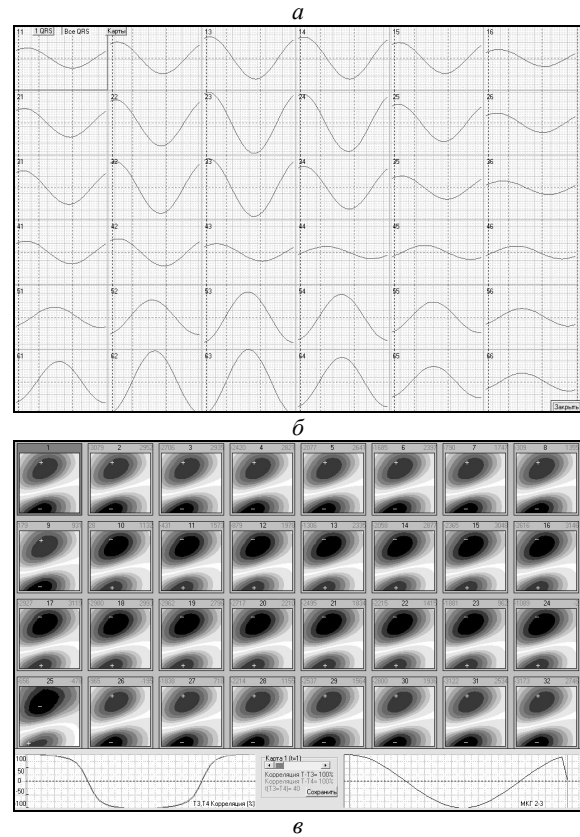
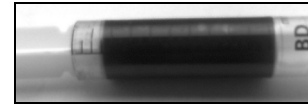


Рис. 3. Пример отображения магнитных сигналов

кости измерений до объекта известно (фиксировано), намного меньше линейного размера исследуемого объекта и имеет минимально возможное значение (плоскость измерений максимально приближена к исследуемому объекту). При этом a – проекция геометрического центра объема V совпадает с местоположением соответствующего (выбранного) узла решетки и b – размер области наблюдений превышает линейный размер исследуемого объекта. В результате для каждого объекта исследований после измерений и предварительной обработки данных известны (вычислены и сохранены в памяти компьютера) ряды значений $D_{2z}(\mathbf{r}, t_0), D_{2z}(\mathbf{r}, t_1), \dots, D_{2z}(\mathbf{r}, t_{4N})$ в каждом из 36 узлов. Например, на рис. 3, a показан внешний вид физического объекта в виде наночастиц железа Fe_3O_4 , размещенных в капсуле шприца объемом 10 мл в физическом растворе объемом 8500 мкл. Шприц повернут на -45 градусов

относительно оси OX . Магнитное поле подмагничивания направлено вдоль оси OY . Частота тока запитки составляла 108 Гц, соответственно для усреднения использовались 41 момент времени. На рис. 3,б показаны усредненные ряды магнитного сигнала, а на рис. 3,в – карты распределения магнитного поля $G(t_i)$ в границах области измерений для 32 последовательных моментов времени.

Как правило, на следующем шаге анализа магнитных сигналов выполняют решение обратной задачи и определяют координаты (местоположения) источника магнитного поля в объеме объекта и его интегральные характеристики, например, вектор дипольного магнитного момента и его составляющие. Программное обеспечение магнитометрической системы включает комплекс программ для решения обратной задачи магнитостатики, алгоритм решения которой основан на ее аналитическом решении и предполагает, что источник магнитного поля состоит из набора N независимых диполей [6, 7]. На рис. 4 показана пространственная конфигурация источника магнитного поля, найденная после работы алгоритма решения обратной задачи для одного момента времени для того же физического объекта, что и на рис. 3. Как результат работы программы, получено значение, равное 38 мм для расстояния от плоскости измерений до точки «эффективного» магнитного диполя, что с хорошей точностью соответствует заданному значению в эксперименте.

Заметим, что разработанный алгоритм решения задачи локализации источника магнитного поля в дипольном приближении не требует предварительной информации об исследуемом объекте. Поэтому он имеет универсальный характер и может использоваться для анализа магнитометрических данных для различных объектов – образцов с наночастицами; наночастиц, введенных в органы мелких животных; магнитного поля, возникающего в процессе деятельности сердца мелких животных и человека и т.д.

Далее покажем, что возможен и иной подход к анализу магнитного сигнала объекта в сравнении с известными [2, 3], если исследуемый физический объект содержит ограничен-

ное и неизвестное количество Σ магнитных наночастиц, которые являются вторичными источниками магнитного поля в соотношении (1).

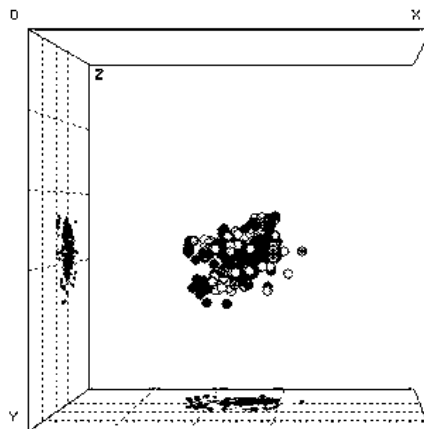


Рис. 4. Пространственная конфигурация источника магнитного поля, найденная после решения обратной задачи

Сформулируем задачу следующим образом: если физический объект содержит Σ магнитных наночастиц, характеристики которых известны (заданы); в объеме V объекта создано однородное внешнее магнитное поле с заданной частотой f_0 ; выделен набор моментов времени t_0, t_1, \dots, t_{4N} , описывающих полный период изменения опорного магнитного поля; для каждого момента времени пространственные характеристики магнитного поля известны одновременно в каждом из 6×6 узлов прямоугольной плоской решетки, то требуется: по результатам магнитометрических измерений получить интегральную количественную характеристику, которая пропорциональна количеству магнитных частиц в объеме V исследуемого объекта и не зависит от значения концентрации указанных частиц.

Метод главных компонент

Первый этап алгоритма пост-обработки магнитометрических данных – вычисление главных компонент $a(i, t_0)$ и соответствующих магнитных карт $\Omega(i)$. Алгоритм преобразования магнитометрических данных на основе метода главных компонент описан в [8], где также приведены схемы вычислений и предварительные результаты для обработки реальных магнитокардиографических (МКГ) записей. **Сформулируем схему описания магнитометрических данных следующим образом:**

в произвольный момент времени t_0 пространственное распределение выходного сигнала градиентометра (магнитную карту) можно представить в виде суммы

$$G(t_0) = \sum_{i=1}^Q a(i, t_0) \cdot \Omega(i), \quad (2)$$

где Q – числовой параметр, который может иметь значения от одного до 36 (количество точек наблюдения).

Как пример рассмотрены результаты вычислений для того же физического объекта, что и на рис. 3. На рис. 5,а в виде графиков показаны первые четыре главные компоненты ($Q=1$, $Q=2$, $Q=3$, $Q=4$). Курсорами отмечены два момента времени, для которых разложение (2) показано в виде графической формулы на рис. 5,б, и 5,в. А именно:

- карта магнитного поля, построенная по данным измерений в виде распределения палитры цветов, соответствующей значениям величин поля и их полярности в принятой системе координат;

- значения первой и второй главных компонент показаны в текстовом виде;

- карты магнитного поля для главных компонент в режиме изолиний;

- результаты вычислений по соотношениям (2) только для первой главной компоненты ($Q=1$) (показаны в виде карты магнитного поля);

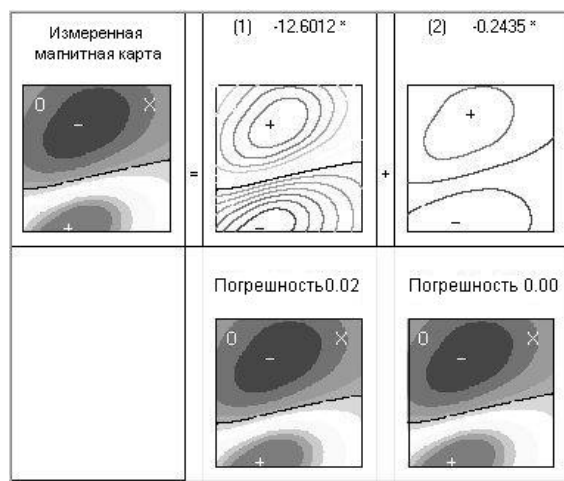
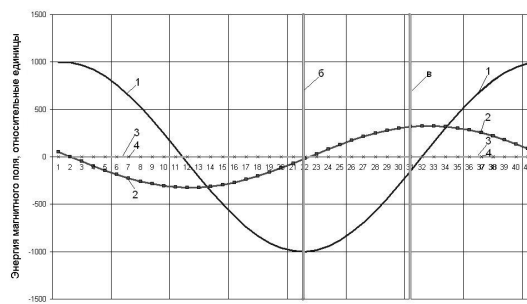
- найденные значения погрешности (в процентах), характеризующей отличие между измеренным и вычисленным распределениями магнитного поля;

- аналогично показаны результаты вычислений по соотношениям (2), если используются первая и вторая главные компоненты ($Q=2$).

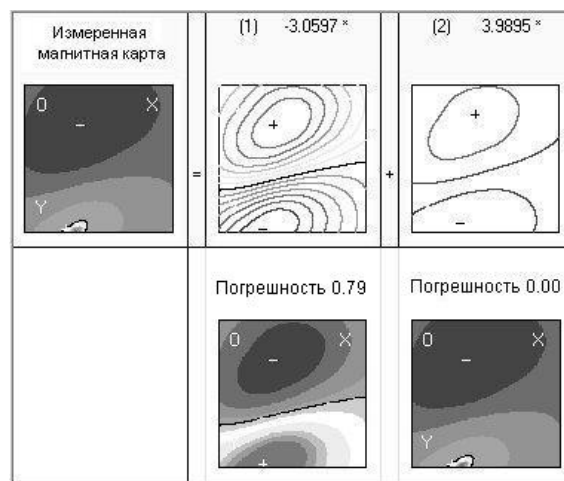
Исследования различных объектов с магнитными частицами (модельные физические объекты, мелкие животные – кролики, крысы и мыши) проводились систематично [5, 9, 10]. База данных была использована для апробации указанного алгоритма обработки магнитометрических данных. Полученные результаты показывают, что главные компоненты с номерами 3, 4, 5, ..., 36 являются «шумовыми» и практически не содержат содержательной информа-

ции об исследуемом объекте. Таким образом, соотношения (2) можно сформулировать в упрощенном виде

$$G(t_k) = a_0(t_k)\Omega_0 + a_1(t_k)\Omega_1 \quad (3)$$



б



в

Рис. 5. Графическое представление карт магнитного поля исследуемого объекта: а – для двух моментов времени; б и в – в виде разложения по главным компонентам

и тем самым свести процедуру пространственно-временного анализа магнитного поля к ис-

следованию двух главных компонент и их магнитных карт.

Взаимосвязь между главными компонентами магнитного поля и количеством магнитных частиц в объекте исследований

Предположим, что объем V исследуемого объекта представлен однородной непроводящей немагнитной средой и не содержит магнитных частиц (их количество равно нулю). В экспериментах использован пустой шприц для инъекций объемом 1 мл. В этом случае нормированные первая (рис. 6,а) и вторая (рис. 6,б) главные компоненты магнитного поля содержат лишь магнитный шум и остаточный сигнал от опорного внешнего магнитного поля (в основном обусловлен наличием разбаланса компенсирующих катушек трансформатора магнитного потока СКВИД-градиентометра). На следующем шаге предположим, что объем объекта – однородная проводящая среда (например, шприц заполнен физраствором). Измеренные (вычисленные) значения главных компонент магнитного поля в данном случае практически не отличаются от полученных на предыдущем шаге и являются «шумовым сигналом» (рис. 6).

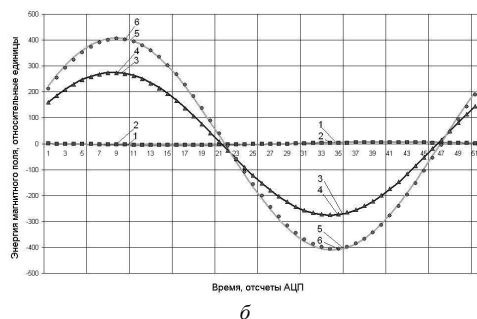
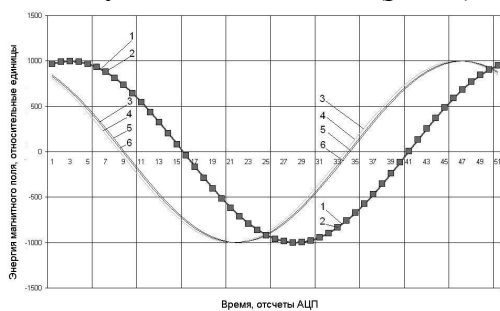


Рис. 6. Графические зависимости главных компонент для разных физических объектов исследований: 1 – пустой шприц; 2 – шприц, заполненный физраствором; 3, 4 – шприц № 1 и 2, заполненные физраствором и наночастицами; 5, 6 – содержание шприцов № 1 и 2 на бумаге

Введем в однородную проводящую среду объекта заданное (фиксированное) количество магнитных частиц Fe_3O_4 . При этом местоположение и ориентация частиц в объеме объекта могут изменяться в процессе исследований, в том числе и в результате воздействия внешнего переменного однородного магнитного поля. Результаты измерений показывают, что и первая и вторая главные компоненты магнитного поля существенно отличаются от «шумового сигнала». На заключительном этапе серии измерений предположим, что объем V исследуемого объекта представлен однородной непроводящей немагнитной средой, содержит заданное количество магнитных частиц, однако их местоположение и ориентация в пространстве фиксированы. Например, если содержимое описанного физического объекта высушено на фильтровальной бумаге и зафиксировано специальными средствами на ее поверхности. Первая главная компонента в этом случае практически совпадает с результатами измерений для объекта со «свободными» частицами. В то время как вторая главная компонента магнитного поля имеет чувствительность как к количеству магнитных частиц, так и к степени «свободы» (перемещений/поворотов) частиц в пространстве. Чтобы исключить возможное влияние процедур измерения объема магнитных частиц и «ввода частиц» в исследуемый объект, проведены несколько серий исследований по описанной схеме. Результаты (рис. 6) показали устойчивость и повторяемость взаимосвязи главных компонент магнитного поля и количества магнитных частиц.

Предположим далее, что объем V исследуемого объекта заполнен магнитными частицами (объем объекта совпадает с объемом частиц). Например, наборы частиц весом 10, 20, 30, 40 и 50 мг были размещены в немагнитных капсулах, после чего капсулы были запечатаны. Распределения значений первой главной компоненты для магнитных частиц Fe_3O_4 и Fe_2O_3 показаны на рис. 7,а и рис. 7,б, соответственно и демонстрируют описанную зависимость между значениями главных компонент магнитного поля и количеством магнитных частиц в объекте (на рис. 7 цифры 1, 2, 3, 4, 5 соответствую-

ют образцам весом 10, 20, 30, 40 и 50 мг соответственно).

С другой стороны, результаты измерений для капсул с «переменным весом частиц» показали, что магнитные карты $\Omega(i)$ для главных компонент также обладают «чувствительностью»: максимальное значение «сигнала» на магнитной карте для первой главной компоненты изменяется линейно с изменением количества магнитных частиц в исследуемом объекте. Как пример, на рис. 7, в показаны магнитные карты для первой главной компоненты для пустой капсулы и капсул – с 10, 20, 30, 40 и 50 мг наночастиц Fe_3O_4 соответственно.

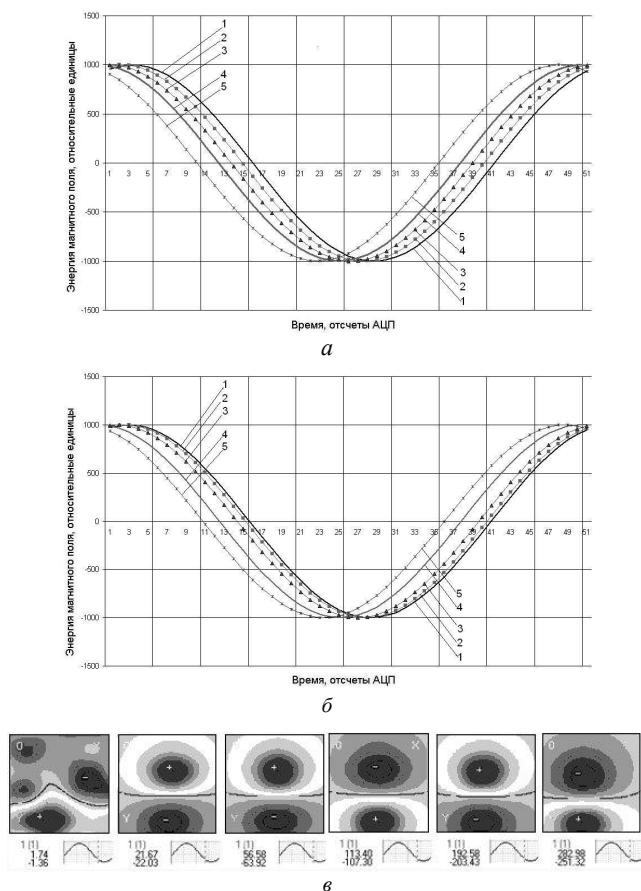


Рис. 7. Зависимость между значениями главных компонент магнитного поля и количеством магнитных частиц в объекте

Таким образом, изменение местоположения (по времени) глобального экстремума первой главной компоненты магнитного поля и максимальное (по амплитуде) значение сигнала на соответствующей магнитной карте могут быть зарегистрированы, изменяются пропорциональ-

но количеству магнитных частиц и дают решение поставленной задачи.

В соответствии с постановкой задачи требуется установить зависимость интегральных характеристик магнитного поля от концентрации магнитных частиц в объекте. Исходя из этого, предположим, что объем магнитных частиц Fe_3O_4 фиксирован и известен. Например, мы размещали частицы в шприце для инъекций объемом 1 мл, а их объем определяли по положению поршня относительно нанесенной производителем шприца разметки. Этот объем (количество) магнитных частиц располагается в свободном состоянии в однородной проводящей среде, например, физрастворе. При этом «суммарный» объем исследуемого объекта есть переменной величиной (изменяется в течение серии измерений). Например, использовался шприц для инъекций объемом 10 мл со следующими значениями величин заполнения физраствором его объема: 0 (сухой порошок без физраствора), 500, 1000, 2000, 3000, 5000 и 8500 мкл (рис. 8). Тем самым мы получаем набор физических объектов, где количество магнитных частиц постоянно, а изменяется только их концентрация.

Контрольные измерения «фиксированное количество магнитных частиц – переменная концентрация в физрастворе» были проведены по описанной схеме для шприца для инъекций объемом 1 мл и величиной объемов физраствора 0, 100, 200 и 300 мкл соответственно (рис. 8, б).

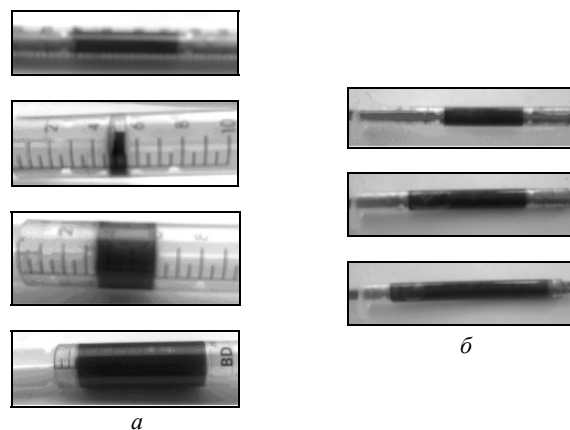


Рис. 8. Изображение объектов исследований

Временные ряды первой главной компоненты в виде графиков приведены на рис. 9 и пока-

зывают, что величина сдвига точки экстремума не изменяется в проведенных сериях измерений и, следовательно, не зависит от концентрации магнитных частиц в исследуемом объекте, что соответствует поставленной задаче.

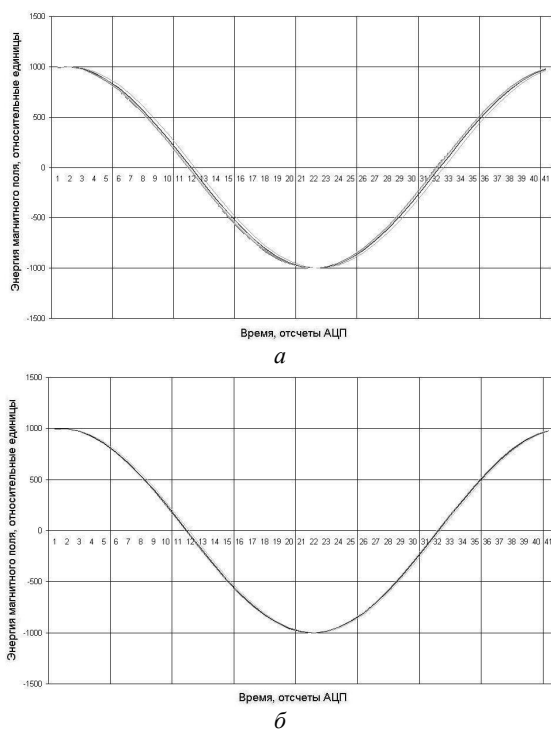


Рис. 9. Изменение величин первых главных компонент в зависимости от концентрации наночастиц

Интегральные характеристики объекта исследований

Вначале рассмотрим результаты измерений для «переменного» количества магнитных частиц (рис. 7). Вес магнитных частиц в каждой капсуле известен (с погрешностью измерений веса приблизительно $\pm 0,25$ мг). Предположим, что имеется линейная взаимосвязь между характеристиками первой компоненты и весом магнитных частиц. Коэффициенты этой взаимосвязи определим по двум точкам: по значениям магнитного поля для точки с минимальным весом наночастиц (пустая капсула без наночастиц) и капсулой с максимальным весом наночастиц (50 мг).

Результаты вычислений для сдвига экстремума значений первой главной компоненты (рис. 7,б) показаны на рис. 10,а. При этом:

- предполагаемая линейная зависимость показана в виде прямой с номером 1;

• графическая зависимость для капсул с магнитными частицами Fe_3O_4 и Fe_2O_3 показана в виде линий с номерами 2 и 3 соответственно. Все графики имеют одинаковый закон изменения и незначительные отличия по значениям;

- график с номером 4 соответствует физическим объектам с фиксированным количеством наночастиц Fe_3O_4 и переменной их концентрацией в физрастворе.

Применение описанной схемы анализа для максимального по амплитуде значения на карте распределения «сигнала» для первой главной компоненты дает результаты, представленные на рис. 10,б.

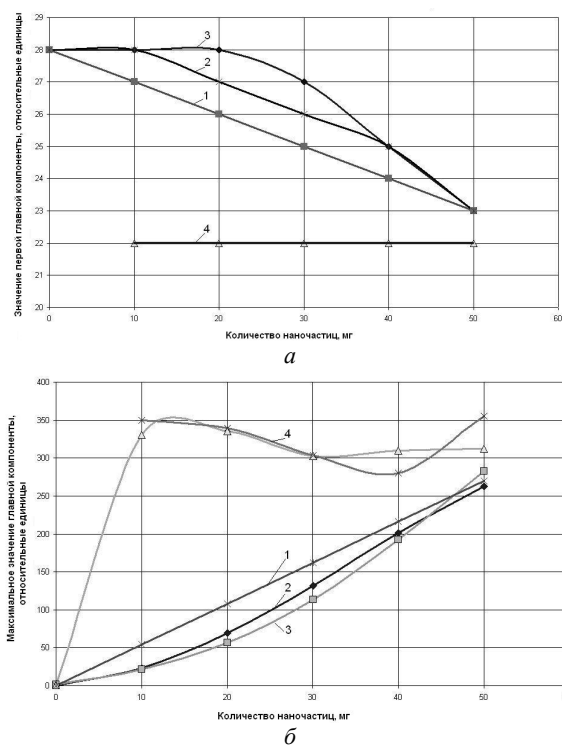


Рис. 10. Зависимость параметров магнитного поля от количества наночастиц

Таким образом, измерения и анализ данных показывают, что интегральные характеристики первой главной компоненты для усредненных данных измерений магнитного поля линейно зависят от веса, а также и количества магнитных частиц в исследуемом объекте, и не зависят от концентрации магнитных частиц.

Исходя из этих экспериментов, можно получить и оценку веса и количества магнитных наночастиц в исследуемых объектах. В качестве

«опорного» примем физический объект, который был использован для серии экспериментов с переменной концентрацией магнитных частиц (рис. 10). В этом случае объем магнитных частиц («сухой порошок») был измерен и составил 300 мкл. При этом известен (указан производителем) средний радиус частиц – 25 нм. Используя известную формулу для объема шара, получаем оценку количества частиц, равную $4,5 \cdot 10^{15}$. С другой стороны, по результатам обработки магнитометрических данных установлена линейная зависимость между максимальным по амплитуде значением на карте распределения «сигнала» для первой главной компоненты и весом магнитных частиц. С ее помощью получаем оценку «эффективного» веса для данного объекта, равную 179,47 мг. Используя эти оценки, можно получить схему вычислений «эффективного веса» и «эффективного количества» магнитных частиц в исследуемом объекте. Заметим, что при оценке уровня достоверности полученных количественных результатов следует учесть систематические погрешности в процессе проведения экспериментальных исследований. Прежде всего, требует анализа уровень выходного сигнала СКВИД-градиентометра в однородном внешнем магнитном поле подмагничивания при отсутствии физического объекта. Влияние промышленных помех при этом уменьшено как за счет использования градиентометра второго порядка, так и за счет использования известной частоты тока запитки катушек подмагничивания при цифровой фильтрации сигнала на этой частоте. Вместе с тем, как показали эксперименты, в результатах магнитометрических измерений имеется сигнал, связанный с различиями формы, размеров и расположения в пространстве компенсирующих катушек градиентометра. Методы дополнительной обработки данных измерений, которые позволяют существенно уменьшить «сигнал разбаланса градиентометра», требуют дополнительных теоретических и экспериментальных исследований [11, 12]. Имеются также погрешности, значения которых могут быть существенно уменьшены в дальнейших сериях магнитометрических измерений. Они связаны главным

образом с повышением точности при взвешивании частиц и определении занимаемого наночастицами объема.

Были выполнены также исследования для физического объекта при условии, что количество и концентрация магнитных частиц в нем фиксированы, а изменяется местоположение самого объекта в пространстве и его ориентация относительно внешнего магнитного поля подмагничивания. А именно: «смещение» объекта на заданное расстояние по одной или одновременно по обеим осям лабораторной системы координат (смещение относительно узлов прямоугольной решетки); поворот объекта на заданный угол относительно направления вектора магнитной индукции внешнего магнитного поля. Полученные значения количественных оценок количества магнитных частиц (их веса) практически не различаются, что показывает устойчивость предложенного алгоритма.

В заключение приведем количественные оценки для некоторых физических объектов, для которых количество магнитных частиц не измерялось физическими методами, однако его можно оценить по имеющейся предварительной информации. Прежде всего для физического объекта в виде частиц железа, высушенных и зафиксированных на фильтровальной бумаге. Этот объект в течение нескольких лет используется нами как «контрольный». Полученные значения составили: по весу 1,73 и 1,51 мг и по количеству магнитных частиц $4,34E+13$ и $3,79E+13$, и практически совпадают для измерений в 2010 и 2012 году соответственно. При этом использовались также и различные частоты внешнего магнитного поля. В серии измерений для магнитных частиц, предназначенных для введения малым животным (мышам) – при неизменной концентрации частиц – получены оценки по количеству частиц $4,55E+11$, $1,95E+12$ и $4,94E+12$ для объема объекта 0,2, 1 и 3 мл соответственно.

Заключение. Полученные оценки (наличие/отсутствие магнитных частиц в объекте и их количество) не зависят от концентрации магнитных наночастиц в объекте при условии, что линейные размеры области, где сосредоточены

частицы, намного меньше линейных размеров области измерения. Алгоритм не требует прямого контакта с объектом исследований и может быть использован как для исследования модельных объектов, так и мелких животных, образцов тканей и органов. Алгоритм устойчив к изменениям (вариациям) взаимного расположения исследуемого объекта и измерительной системы. Для повышения точности и достоверности количественных оценок требуется дополнительно провести калибровочные измерения с применением точных методов измерения веса и объема магнитных частиц. Результаты проведенных экспериментов – иллюстрация работоспособности созданного оборудования и программного обеспечения, и подтверждение возможности использования СКВИД-магнитометрических систем для решения практических задач в биологии и медицине.

1. Flynn E.R., Bryant H.C. A biomagnetic system for in vivo cancer imaging // *Phys.Med.Biol.* – 2005. – **50** (6). – P. 1273–1293.
2. Rosen J.F., Pounds J.G. Severe chronic lead insult that maintains body burdens of lead related to those in the skeleton: observations by Dr. Clair Patterson conclusively demonstrated // *Environ Res A.* – 1998. – **78**. – P. 140–151.
3. Hathaway H.J., Bryant H.C., Flynn E.R. Detection of breast cancer cells using targeted magnetic nanoparticles and ultra-sensitive magnetic field sensors // *Breast Cancer Research.* – 2011. – **13**. – P. 108–122.
4. СКВИД-магнитометрическая система контроля за магнитными контрастирующими агентами и управляемым транспортом лекарств на магнитных носителях: особенности технологии преобразования ин-

формации и ее программная реализация / И.Д. Войтович, В.Е. Васильев, И.В. Недайвода и др. // *УСиМ.* – 2009. – № 4. – С. 67–83.

5. *Регистрация* и анализ слабых магнитных полей, созданных в воздухе физическими и биологическими объектами с наночастицами железа и других материалов / И.Д. Войтович, М.А. Примин, И.В. Недайвода и др. // Там же. – 2012. – № 1. – С. 66–76.
6. Примин М.А., Недайвода И.В. Алгоритмы решения обратной задачи магнитостатики в магнитокардиографии: новые подходы и результаты // *Электрон. Моделирование.* – 2006. – **28**, № 3. – С. 99–116.
7. Primin M., Nedayvoda I. Inverse problem solution algorithms in magnetocardiography: new analytical approach and some results // *Int. J. of Appl. Electr. and Mechanics.* – 2009. – **29**, № 2. – P. 65–81.
8. Недайвода И.В., Примин М.А. Метод главных компонент: алгоритм анализа магнитокардиосигналов // *УСиМ.* – 2011. – № 5. – С. 21–27.
9. Неинвазивный метод определения накопления железа в печени крыс со свинцовой интоксикацией / И.П. Лубянова, И.Д. Войтович, М.А. Примин и др. // *Укр. ж. з проблем медицини праці.* – 2011. – **27**, № 3. – С. 43–47.
10. Voitovych I.D., Primin M.A., Sosnytsky V.N. Application of SQUIDS for registration of biomagnetic signals // *Low Temperature Physics.* – 2012. – **38**. – P. 311–320.
11. Use of the reference magnetometric channels for noise suppression in biomagnetic investigations / V. Vasylyev, M. Primin, I. Nedayvoda et al // *BIOMAG' 2002* / H. Nowak, J. Haueisen, F. Giessler, R. Huonker (Eds.) – VDE Verlag GmbH: Berlin–Offenbach, 2002. – P. 1036–1038.
12. 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.

Поступила 02.04.2013

Тел. для справок: +38 044 526-0128, 526-3079 (Киев)

© И.Д. Войтович, И.В. Недайвода, М.А. Примин, 2013

Внимание !

**Оформление подписки для желающих
опубликовать статьи в нашем журнале обязательно.**

В розничную продажу журнал не поступает.

Подписной индекс 71008