



УДК 536.2.072:616:004.94

© 2010

Академик НАН України **А. В. Кириленко**,
академик НАН України **В. Ф. Чехун**, **А. Д. Подольцев**,
И. П. Кондратенко, **И. Н. Кучерявая**, **В. В. Бондар**,
С. И. Шпилева, **И. Н. Тодор**

Анализ силового воздействия высокоградиентного магнитного поля на магнитные наночастицы в потоке жидкости

Методами комп'ютерного моделювання та експериментального дослідження показана можливість локалізації магнітних наночастинок у заданій області та керування їхнім рухом у потоці рідини під дією зовнішнього високоградієнтного магнітного поля. Для створення такого поля розроблено магнітну систему на основі постійних магнітів і виконано чисельний розрахунок розподілу тривимірного магнітного поля і магнітної сили в активній зоні системи. Наведено результати експериментальних досліджень щодо утримання магнітних наночастинок у потоці модельної рідини в активній зоні магнітної системи. Результати роботи мають відношення до галузі біомедицини й можуть бути використані при реалізації лікувального методу магніто-рідинної гіпертермії.

В области нанотехнологий с использованием магнитных наноматериалов открыты новые возможности, находящие успешное применение в медицине и биологии, в частности, при диагностике и лечении ряда заболеваний, в том числе и онкологических [1–10]. Благодаря малым размерам (средний диаметр от 1 до 100 нм), наночастицы способны проникать через стенки кровеносных сосудов в ткани и затем через мембрану внутрь опухолевых клеток. Важными свойствами магнитных наночастиц для биомедицинского применения являются: управляемое движение частиц в потоке крови, возможность их локализации в диагностируемых органах или в опухолевых клетках под воздействием внешнего магнитного поля постоянных магнитов, а также способность частиц поглощать энергию высокочастотного электромагнитного поля. При поглощении энергии магнитные частицы нагреваются сами и нагревают локальную область своего местонахождения. На этом эффекте основано использование магнитных наночастиц, вводимых в организм в составе жидкостей, для целей контролируемой локальной гипертермии опухолевых образований (нагрев до температуры не более 45 °С). В этом заключается также применение метода магнитожидкостной гипертермии в онкологии [3, 4, 9, 10].

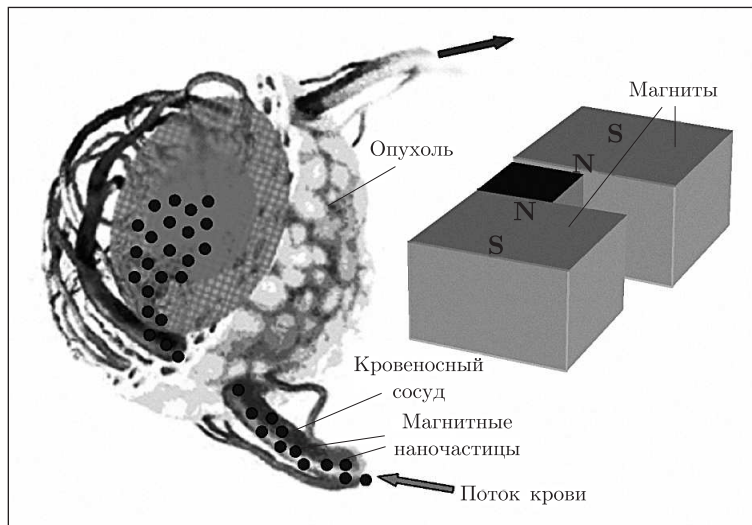


Рис. 1. Схематическое изображение концентрирования внешним магнитным полем наночастиц для терапевтического воздействия в зоне опухоли

Другим перспективным направлением биомедицинского использования магнитных наночастиц является адресная доставка лекарственных препаратов в опухоль с лечебной целью [2, 6, 8]. По сосудам кровеносной системы транспортируется нанокompозитная жидкость, включающая магнитные наночастицы магнетита, покрытые липидной оболочкой вместе с концентрированными лекарственными средствами (например, доксорубицином или цисплатином), и с помощью внешнего магнитного поля обеспечивается доставка наночастиц к патологическому очагу. Описанный способ концентрирования магнитных наночастиц в опухоли для получения терапевтического эффекта схематически показан на рис. 1.

Для оптимизации процессов концентрирования и пролонгированного действия вводимых лекарств важными являются такие характеристики и параметры, как магнитные характеристики и гидродинамические размеры наночастиц, скорость кровотока, концентрация антибиотика в липосомах, физико-химические характеристики биологических тканей, находящихся в зоне магнитного влияния, а также величина магнитной индукции и сила, действующая на наночастицы со стороны внешней магнитной системы. Для эффективного управления движением магнитных частиц с помощью внешнего магнитного поля необходимо решение следующих задач:

- определение пространственного распределения внешнего магнитного поля и векторной величины действующей магнитной силы, обеспечивающих концентрирование и удержание в заданной области магнитных частиц жидкости;

- изучение влияния гидродинамических характеристик и магнитных свойств наночастиц на их магнитофоретическое движение в потоке жидкости;

- исследование влияния скорости кровотока на степень локализации и удержания наночастиц в зоне опухоли.

Нами методом компьютерного моделирования исследовано силовое воздействие высокоградиентного неизменного во времени магнитного поля на движение магнитных наночастиц в потоке модельной жидкости. Для этого определялись расчетные параметры конфигурации магнитного поля, создаваемого разработанной магнитной системой с постоянными магнитами, и величины магнитной силы, действующей на наночастицы с известными хара-

ктеристиками в каждой точке пространства. Решение задачи проведено численным методом конечных элементов с использованием пакета прикладных программ Comsol 3.3 [11]. Для иллюстрации принципиальной возможности удержания в зоне действия магнитной системы полученных композиционных структур, содержащих магнитные наночастицы магнетита, в работе приведены результаты экспериментальных исследований на созданной лабораторной установке (см. далее рис. 4). Исследования показали хорошее качественное согласие результатов компьютерного моделирования и экспериментальных данных.

Магнитная сила, действующая на наночастицы в неоднородном магнитном поле. На магнитные наночастицы, находящиеся в потоке движущейся жидкости, при наложении внешнего магнитного поля действуют магнитная сила, сила гравитации, сила Архимеда, диффузионная сила и сила конвективного переноса. Рассмотрим далее выражения для расчета величины магнитной силы.

Магнитная частица, обладающая магнитным моментом \mathbf{m} (собственным или индуцированным) и находящаяся во внешнем неоднородном магнитном поле \mathbf{B}_0 , испытывает действие магнитной силы \mathbf{F}_m , вычисляемой согласно выражению [7]

$$\mathbf{F}_m = (\mathbf{m} \cdot \nabla) \mathbf{B}_0. \quad (1)$$

Величина магнитного момента частицы \mathbf{m} зависит как от уровня поля, так и от внутренней структуры частицы (от того, является ли она однодоменной или многодоменной).

Многодоменные частицы. Суммарный магнитный момент многодоменной частицы может быть записан как $\mathbf{m} = V_p \mathbf{M}$, где V_p — объем частицы; \mathbf{M} — намагниченность материала, из которого изготовлена частица. В линейном приближении $\mathbf{M} = \chi \mathbf{H}$, где χ — магнитная восприимчивость материала частицы; \mathbf{H} — напряженность магнитного поля в объеме частицы.

Будем рассматривать случай, когда концентрация магнитных частиц в жидкости мала (случай невзаимодействующих между собой частиц), а ее магнитная проницаемость слабо отличается от проницаемости вакуума μ_0 . Тогда для наведенного магнитного поля в частице справедливо равенство $\mathbf{H} = \mathbf{B}_0 / \mu_0$. Отсюда

$$\mathbf{M} = \chi \frac{\mathbf{B}_0}{\mu_0}.$$

С учетом приведенных равенств выражение для магнитной силы (1) запишется в виде

$$\mathbf{F}_m = \frac{V_p \chi}{\mu_0} (\mathbf{B}_0 \cdot \nabla) \mathbf{B}_0. \quad (2)$$

Проведем следующие преобразования для случая постоянного магнитного поля, используя уравнение Максвелла $\nabla \times \mathbf{B}_0 = 0$ и математическое тождество из [12]:

$$\nabla(\mathbf{B}_0 \cdot \mathbf{B}_0) = 2\mathbf{B}_0 \times (\nabla \times \mathbf{B}_0) + 2(\mathbf{B}_0 \cdot \nabla) \mathbf{B}_0 = 2(\mathbf{B}_0 \cdot \nabla) \mathbf{B}_0. \quad (3)$$

Тогда выражение (2) для силы, действующей на многодоменные частицы в неоднородном магнитном поле, примет вид

$$\mathbf{F}_m = V_p \chi \nabla \frac{|\mathbf{B}_0|^2}{2\mu_0}. \quad (4)$$

В выражении (4) можно выделить векторную функцию точки пространства \mathbf{r} $\mathbf{G}(\mathbf{r}) = \nabla|\mathbf{B}_0|^2/(2\mu_0)$, численно равную магнитной силе, действующей на частицу единичного объема, с восприимчивостью $\chi = 1$ и расположенную в этой точке. Будем называть функцию $\mathbf{G}(\mathbf{r})$ силовой функцией неоднородного магнитного поля. Эта функция является внутренней характеристикой магнитного поля и будет исследоваться далее для разработанной магнитной системы.

Однодоменные частицы. Выражение (4) справедливо для силы, действующей на многодоменные частицы. Как известно из [13], частицы, диаметр которых меньше некоторого критического значения, являются однодоменными. К примеру, критический диаметр частиц магнетита равен приблизительно 10 нм. Однодоменные частицы характеризуются собственным магнитным моментом m_p . При воздействии на такие частицы внешнего неоднородного поля \mathbf{B}_0 векторная величина их магнитного момента равна

$$\mathbf{m} = m_p \frac{\mathbf{B}_0}{|\mathbf{B}_0|}. \quad (5)$$

Здесь полагается, что магнитный момент частицы всегда направлен по полю \mathbf{B}_0 , что справедливо для времени релаксации частицы $\tau \ll T$, где T — период изменения внешнего магнитного поля.

Подставляя выражение (5) в (1) и используя преобразования (3), получаем выражение для силы, действующей на однодоменные частицы в неоднородном магнитном поле, вида

$$\mathbf{F}_m = m_p \nabla|\mathbf{B}_0|. \quad (6)$$

Из этого выражения видно, что при изучении поведения однодоменных магнитных наночастиц в неоднородном магнитном поле необходимо использовать другую силовую функцию магнитного поля вида $\mathbf{G}_1(\mathbf{r}) = \nabla|\mathbf{B}_0|$.

Расчет магнитного поля и силовой функции системы с постоянными магнитами. Будем рассматривать случай многодоменных частиц и использовать для расчета силы выражение (4). Как следует из этого выражения, для получения максимального значения силы необходимо стремиться как к увеличению магнитной индукции \mathbf{B}_0 , так и к повышению степени неоднородности распределения поля в активной зоне магнита, т. е. стремиться к увеличению значения модуля вектора $\nabla|\mathbf{B}_0|^2$. Другие множители в выражении (4) (V_p — объем, χ — магнитная восприимчивость материала частицы) также влияют на величину магнитной силы. Этот вопрос будет исследован в дальнейшем.

В общем случае для создания неоднородного магнитного поля в биологических тканях могут использоваться системы с постоянными магнитами, а также индукторные системы, запитываемые постоянным током (отметим, что в некоторых случаях может использоваться и переменный ток). Кроме того, в особых случаях могут применяться сверхпроводящие магнитные системы, позволяющие получать большие уровни поля — более 5 Тл.

Для воздействия на магнитные частицы нами была разработана магнитная система на основе постоянных магнитов (рис. 2, а). Такая система использовалась в описанных далее экспериментах по изучению магнитофоретического движения наночастиц в модельной жидкости. Основные параметры разработанной магнитной системы с постоянными магнитами на основе тройного соединения Nd—Fe—В следующие: геометрические размеры магнитов — $20 \times 40 \times 43$ мм; размеры ферромагнитной вставки между магнитами — $5 \times 10 \times 20$ мм; остаточная магнитная индукция магнитов $B_r = 1,0$ Тл и магнитная проницаемость $\mu_r = 1,006$,

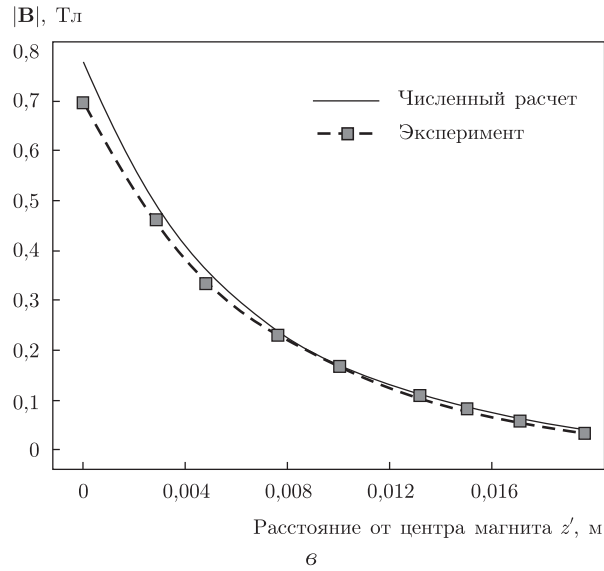
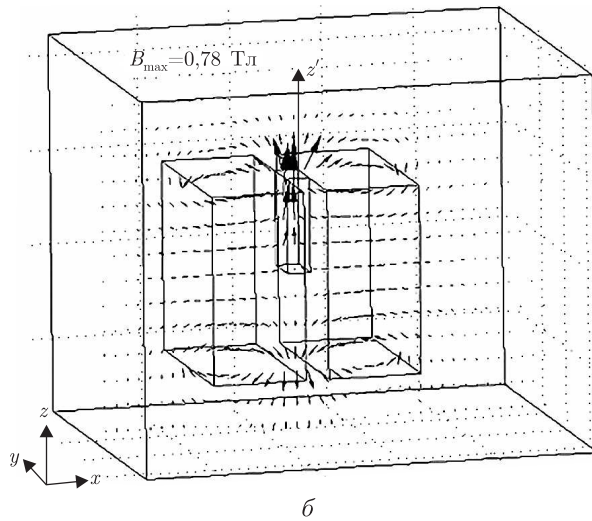
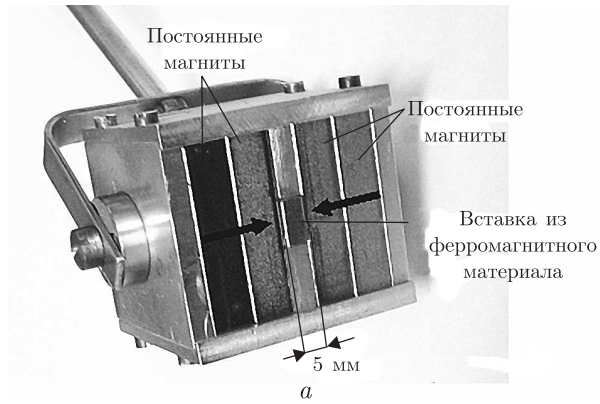


Рис. 2. Разработанная магнитная система для получения неоднородного магнитного поля в заданной области (*a*), результаты численного расчета распределения магнитного поля \mathbf{B} (*b*), сравнение расчетных и экспериментальных данных определения магнитного поля (*в*)

коэрцитивная сила $H_c = 800$ кА/м; относительная магнитная проницаемость ферромагнитной вставки $\mu_r = 1000$. Определим далее пространственную конфигурацию индукции магнитного поля и силы воздействия на наночастицы, создаваемую разработанной магнитной системой.

Магнитное поле в системе с постоянными магнитами при отсутствии электрического тока описывается системой уравнений Максвелла, которая в магнитостатическом приближении имеет вид

$$\nabla \times \mathbf{H} = 0 \Rightarrow \mathbf{H} = -\nabla \varphi_m, \quad (7)$$

$$\nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \quad (8)$$

где \mathbf{B} — вектор магнитной индукции; \mathbf{H} — вектор напряженности магнитного поля; φ_m — скалярный магнитный потенциал.

Будем использовать уравнение состояния для постоянных магнитов вида

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H} + \mathbf{B}_r, \quad (9)$$

где μ_r и \mathbf{B}_r — соответственно относительное значение магнитной проницаемости и остаточная магнитная индукция постоянного магнита. Как указано выше, для используемого постоянного магнита на основе Nd–Fe–B $\mu_r = 1,006$, $\mathbf{B}_r = 1,0$ Тл.

Из выражений (7)–(9) после простых преобразований получим следующее дифференциальное уравнение для скалярного магнитного потенциала:

$$\nabla \cdot (\mu_0 \mu_r \nabla \varphi_m - \mathbf{B}_r) = 0. \quad (10)$$

В качестве граничных условий на внешних границах расчетной области использовалось условие магнитной изоляции.

Решение дифференциального уравнения (10) с указанными граничными условиями в трехмерной области выполнялось численным методом конечных элементов, реализованным в пакете программ Comsol 3.3 [11].

После нахождения распределения скалярного потенциала φ_m распределение напряженности магнитного поля определяется как $\mathbf{H} = -\nabla \varphi_m$, а магнитной индукции — $\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H}$. Затем на основании выражения (4) рассчитывается величина магнитной силы, действующей на наночастицы в неоднородном магнитном поле рассматриваемой магнитной системы (см. рис. 2, а).

Результаты численного расчета величины магнитной индукции \mathbf{B} для исследуемой магнитной системы (см. рис. 2, б) показали, что благодаря встречному направлению намагниченности магнитов, на поверхности ферромагнитной вставки (см. рис. 2, а) образуется относительно сильное магнитное поле — $B_{\max} = 0,78$ Тл.

Для подтверждения достоверности полученных результатов расчета с помощью магнитометра МФ-2ЗИМ были измерены значения магнитной индукции на различном удалении от поверхности магнита. Сравнение экспериментальных и расчетных данных (см. рис. 2, в) свидетельствует об их хорошем согласовании.

Распределение силовой функции $\nabla |\mathbf{B}_0|^2 / (2\mu_0)$, которая определяет согласно выражению (4) величину магнитной силы, действующей на частицы в активной зоне магнитной системы, показано на рис. 3, а. Векторная силовая функция здесь отображена в виде стрелок. На рис. 3, б показано изменение y -составляющей этой функции вдоль активной зоны

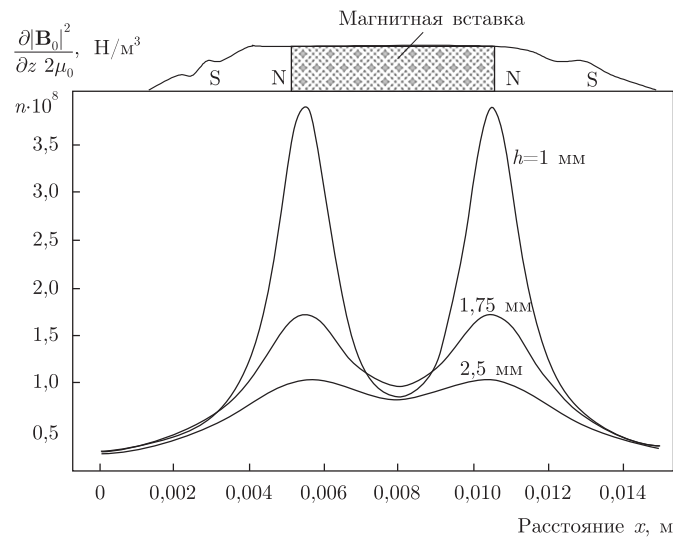
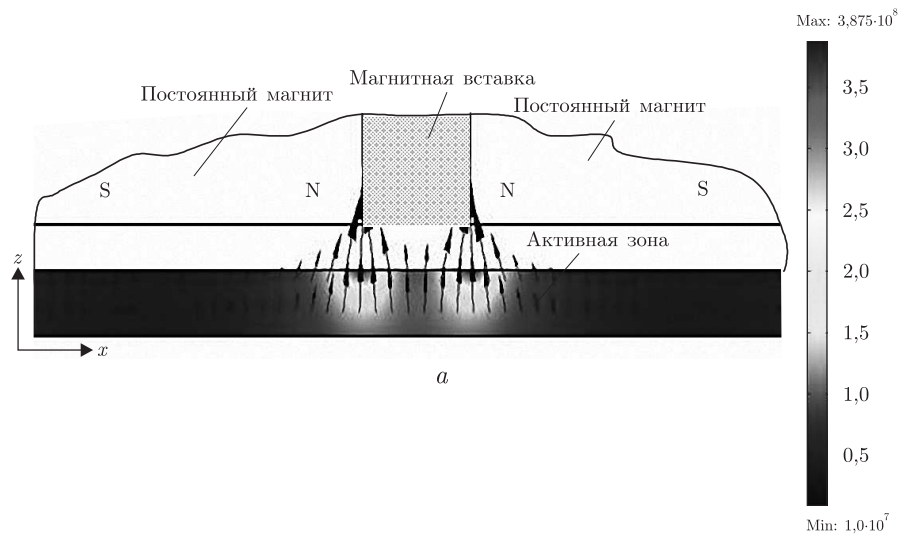


Рис. 3. Распределение векторной силовой функции $\nabla|\mathbf{B}_0|^2/2\mu_0$ в активной зоне магнитной системы, показанное в цвете и стрелками (а), изменение z -составляющей этой функции вдоль активной зоны (б). Здесь h — расстояние от поверхности магнита вдоль оси z

магнита на различном расстоянии h от поверхности магнита. Вверху графика для наглядности отмечен фрагмент магнитной системы и область расположения магнитной вставки. Расчетные данные рис. 3 свидетельствуют о том, что наибольшая сила локализована в угловых зонах магнита и значение силы резко затухает при удалении от магнита.

Таким образом, согласно теоретическим положениям и данным компьютерного моделирования, магнитные наноразмерные частицы при условии, что действие магнитных сил преобладает над действием других сил, будут удерживаться в активной зоне магнитной системы и концентрироваться в угловых зонах магнита — зонах, где действует наибольшая по величине магнитная сила. Для проверки этого результата была сконструирована специальная экспериментальная установка и проведены лабораторные опыты на модельных жидкостях, содержащих композитные структуры с наночастицами магнетита Fe_3O_4 .

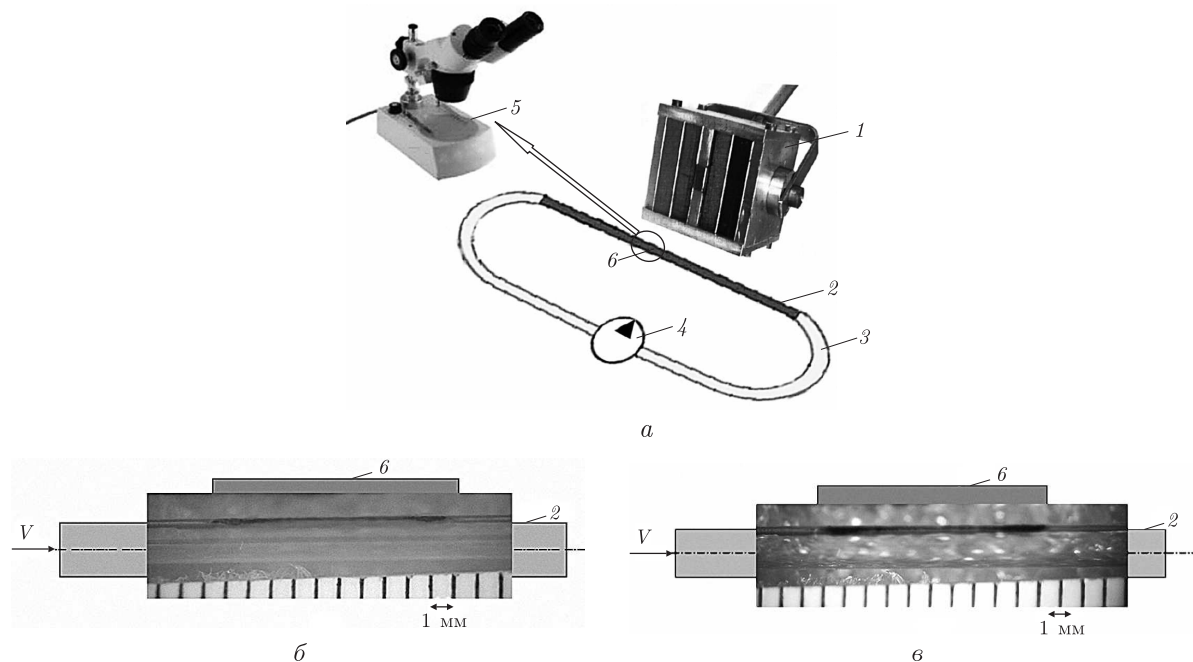


Рис. 4. Схематическое изображение экспериментальной установки (а), фотографии участка капилляра в активной зоне магнитной системы для случая композитов К 4 (б) и К 5 (е).

1 — магнитная система; 2 — стеклянный капилляр с внутренним диаметром 1,5 мм; 3 — соединительная силиконовая трубка; 4 — роликовый насос; 5 — микроскоп для наблюдения за процессами в активной зоне б

Результаты экспериментальных исследований. Экспериментальная установка, изготовленная для исследования процессов в циркулирующей магнитной жидкости, схематически изображена на рис. 4, а. Она содержит магнитную систему с описанными выше параметрами, в активной зоне которой расположен тонкостенный стеклянный капилляр длиной 115 мм, образующий вместе с соединительными силиконовыми трубками и роликовым насосом МДН-01 замкнутую гидродинамическую систему с объемом магнитной жидкости 1 мл (такой объем обычно вводился экспериментальным животным). Внутренний диаметр капилляра равен 1,5 мм, внешний диаметр — 2 мм. Расстояние от наружной стенки капилляра до магнита — 1 мм. Величина магнитной индукции в центральной области магнитной системы равна 0,58 Тл. Объемная скорость прокачивания исследуемой жидкости задавалась роликовым насосом и составляла 1–2 мл/мин. Наблюдение за процессом концентрирования и удержания частиц нанокompозитов проводилось в геометрии под углом 90° к плоскости магнитной системы с помощью бинокулярной лупы МБС–10 (с увеличением $\times 2$ и $\times 4$) и цифровой камеры. Для измерения временных характеристик процесса концентрирования наночастиц в активной зоне магнита использовался секундомер “Агат” (погрешность измерения $\pm 0,2$ с).

В экспериментальных исследованиях использовались специально приготовленные магнитные жидкости — коллоидные суспензии для медико-биологических экспериментов на животных. Это нанокompозитные жидкости К 4 и К 5, имеющие в своем составе наночастицы магнетита, декстран, доксорубицин, раствор глюкозы, фосфолипиды. Наночастицы имели форму, близкую к сферической. Определение основных характеристик модельных жидкостей (состава, размеров и магнитных свойств наночастиц) проводилось с помощью

рентгено-структурного анализа, лазерного измерителя гидродинамического диаметра наночастиц в суспензии по методике Малверна и измерителя магнитной восприимчивости частиц в порошке. Кроме того, нанокompозит К 5 с помощью гель-фильтрации на колонке был разделен на фракции. Наибольший интерес для изучения представляли две фракции, условно обозначаемые, как 3 и 4. Для этих фракций, а также для исходных нанокompозитов К 4 и К 5 методом атомно-абсорбционной спектроскопии определялись объемные концентрации общего железа (табл. 1).

В табл. 1 представлены значения гидродинамического диаметра (дисперсность по размеру) ансамбля частиц в суспензии. Этот диаметр определялся с помощью динамического рассеяния лазерного излучения на диффузионном движении частиц, зависящего от температуры, вязкости и концентрации. Гидродинамический диаметр частиц был гораздо больше их геометрического размера, определяемого с помощью просвечивающей электронной микроскопии, и расчетного значения размера частиц магнетита, полученного из магнитных измерений (около 4 нм). Отметим, что композитные наночастицы были покрыты фосфолипидной оболочкой.

В последней графе табл. 1 первая составляющая времени концентрирования соответствует времени начала концентрирования частиц, а вторая составляющая — времени наступления динамического равновесия наночастиц между концентрированием и уносом частиц потоком жидкости.

Время концентрирования магнитных наночастиц в циркулирующей магнитной жидкости является важным параметром для оценки силы воздействия магнитного поля и, как показывают данные табл. 1, зависит в основном от концентрации наночастиц в потоке жидкости (для композита К 5 фракция 3 содержала железа в 6 раз больше, чем фракция 4) и от значения их магнитной восприимчивости. Вместе с тем корреляцию этого времени с гидродинамическим диаметром наночастиц нанокompозитов и вязкостью суспензии в ходе экспериментов установить не удалось.

Измерения магнитной восприимчивости наночастиц магнетита показали, что частицы являются суперпарамагнитными и имеют диаметр около 4 нм. За время концентрирования, указанное для композитов К 4 и К 5, в поле действия постоянных магнитов образуется слой нанокompозита, толщиной 0,2 и 0,1 мм (см. рис. 4, б, в). При заданной скорости циркуляции магнитной жидкости (1 мл/мин) за время, указанное в табл. 1, наступало динамическое равновесие, после чего дальнейший рост толщины слоя наночастиц прекращался. С увеличением скорости потока жидкости в 2 раза сконцентрированный слой нанокompозита уменьшался, однако в активной зоне магнитной системы оставались заметными центры концентрирования. Из рис. 4, б, в видно, что напротив магнита на верхней стенке капил-

Таблица 1. Основные характеристики модельных жидкостей и измеренное время концентрирования наночастиц при объемной скорости движения жидкости 1 мл/мин

Композит	Концентрация общего Fe, мг/мл	Вязкость раствора, $\eta \cdot 10^{-3}$, Па · с	Гидродинами- ческий диаметр частиц, нм	Магнитная восприимчи- вость частиц в порошке	Время концентрирования наночастиц, с, начало / конец
Композит К 4	0,474	1,37	28 и 156	0,0017	40 / 600
Композит К 5	0,421	1,46	112	0,0014	50 / 900
К5, фракция 3	0,134	1,46	112	0,0014	28 / 600
К5, фракция 4	0,022	1,46	144	0,0014	180 / 720

ляра имеет место концентрирование наночастиц из жидкости (более темная часть). Эти наночастицы при удалении постоянного магнита снова переходили в жидкость.

В ходе экспериментов было обнаружено, что концентрация частиц в капилляре неравномерна по его сечению, что отражает характер неоднородности распределения магнитной индукции в активной зоне. К тому же концентрация магнитных частиц была больше в зонах, прилегающих к краям ферромагнитной вставки, что согласуется с пространственным распределением величины $\nabla|\mathbf{B}_0|^2$, характеризующей силовое воздействие на наночастицы.

Таким образом, нами создана магнитная система на основе постоянных магнитов для получения высокоградиентного магнитного поля в заданной области и изучены параметры этого магнитного поля. Разработаны математическая модель и компьютерная методика численного расчета распределения трехмерного магнитного поля и его силовой функции $\mathbf{G}(\mathbf{r})$, позволяющие определять размеры активной области и величину магнитной силы, действующей на наночастицы в этой области. Результаты компьютерного моделирования и проведенного экспериментального исследования на модельной жидкости подтверждают принципиальную возможность управления движением и концентрированием магнитных наночастиц в потоке жидкости с помощью внешнего магнитного поля, создаваемого постоянными магнитами.

Разработанная методика расчета может использоваться при создании оптимальных магнитных систем с точки зрения их эффективного использования в задачах управления движением частиц *in vivo* в потоке биологической жидкости.

1. Михайлов Г. А., Васильева О. С. Технология будущего: использование магнитных наночастиц в онкологии // Бюл. Сиб. отд. РАМН. – 2008. – № 3 (131). – С. 18–22.
2. Darton N. J., Hallmark B., Han X. et al. The in-flow capture of superparamagnetic nanoparticles for targeting therapeutics // Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine. – 2008. – 4. – P. 19–29.
3. Ito A., Shinkai M., Honda H., Kobayashi T. Medical application of functionalized magnetic nanoparticles. Review // J. Bioscience Bioengineering. – 2005. – 100, No 1. – P. 1–11.
4. Jordan A., Wust P., Scholz R. et al. Magnetic fluid hyperthermia / Scientific and clinical applications of magnetic carriers / Ed. by U. Hafeli, W. Schütt, J. Teller, M. Zborowski. – New York: Plenum, 1997. – 569 p.
5. Magnetism in medicine: A Handbook. – 2nd ed. / Ed. by A. Wilfried, H. Nowak. – Weinheim: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2007. – 96 p.
6. Martin J. M., Venturini E. L., Huber D. L. Giant magnetic susceptibility enhancement in field-structured nanocomposites // J. Mag. Magnetic Materials. – 2008. – 320. – P. 2221–2227.
7. Pankhurst Q. A., Connolly J., Jones S. K., Dobson J. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine. Topical review // J. Phys. D: Appl. Phys. – 2003. – 36. – P. R167–R181.
8. Pei N., Huang Zh., Ma W. et al. In vitro study of deep capture of paramagnetic particle for targeting therapeutics // J. Mag. Magnetic Materials. – 2009. – 321. – P. 2911–2915.
9. Salata O. V. Applications of nanoparticles in biology and medicine. Review // J. Nanobiotechnology. – 2004. – 2. – <http://www.jnanobiotechnology.com/content/2/1/3>.
10. Thiesen B., Jordan A. Clinical applications of magnetic nanoparticles for hyperthermia // Int. J. Hyperthermia. – 2008. – 24, No 6. – P. 467–474.
11. Comsol Multiphysics, version 3.3. – www.comsol.com.
12. Борисенко А. И., Тарапов И. Е. Векторный анализ и начала тензорного исчисления. – Москва: Высш. шк., 1966. – 252 с.
13. Боровик Е. С., Еременко В. В., Мильнер А. С. Лекции по магнетизму. – Москва: Физматлит, 2005. – 510 с.

Институт электродинамики НАН Украины, Киев
Институт экспериментальной патологии, онкологии
и радиобиологии им. Р. Е. Кавецкого
НАН Украины, Киев

Поступило в редакцию 27.01.2010

Academician of the NAS of Ukraine **A. V. Kyrylenko**,
Academician of the NAS of Ukraine **V. F. Chekhun**, **A. D. Podoltsev**,
I. P. Kondratenko, **I. N. Kucheryavaya**, **V. V. Bondar**, **S. I. Shpilevaya**,
I. N. Todor

Analysis of the force action of a high-gradient magnetic field on magnetic nanoparticles in a flowing fluid

The possibility to localize and control magnetic nano-sized particles that move in a flowing fluid under the action of an applied high-gradient magnetic field is revealed by computer modeling and experimental methods. In order to generate such a field, a special magnetic system with permanent magnets was created. The numerical simulation of the three-dimensional magnetic field along with a magnetic force in the active zone of the system is carried out. The experimental data concerning the confinement of magnetic particles in the active zone of the magnetic system are presented. The study is related to biomedicine. The results can be used in applications of the medical method of magnetic fluid hyperthermia.