

# МОДЕЛИРОВАНИЕ МАГНИТНОЙ ДОСТАВКИ МИКРОЧАСТИЦ В БИОСРЕДУ МЕТОДОМ ИМПЛАНТАЦИИ ИСТОЧНИКОВ МАГНИТНОГО ПОЛЯ

М. А. Долгополов, И. В. Копытин

*Воронежский государственный университет*

Поступила в редакцию 13.09.2013 г.

**Аннотация:** предложен новый способ доставки и фиксации магнитных микрочастиц в целевую область биовещества. Он основан на введении в эту область “якоря” – ферромагнитной иглы. На основе численного решения уравнений магнитной гидродинамики получены траектории движения магнитной микрочастицы в кровотоке. Определены максимальные расстояния ее фиксации около иглы в зависимости от различных физических параметров задачи.

**Ключевые слова:** магнитная частица, биовещество, доставка, ферромагнитная игла, фиксация, уравнения магнитной гидродинамики, траектория движения магнитной частицы.

**Abstract:** The new method of delivery and fixation of magnetic microparticles into the purposeful zone of biosubstance is proposed. It is based on an insertion of an “anchor”, that is a ferromagnetic needle, into this zone. The mechanical trajectories of magnetic microparticle in the blood flow are obtained by the numerical solution of equations of a magnetic hydrodynamics. The maximum distances of microparticle fixation near the needle depending on different parameters of the problem are determined.

**Keywords:** magnetic particle, biosubstance, delivery, ferromagnetic needle, fixation, magnetic hydrodynamics equations, mechanical trajectories of magnetic particle.

## ВВЕДЕНИЕ

В последние годы большое развитие получили методы лечения онкологических и иных заболеваний путем целевой доставки магнитных наночастиц (МНЧ) в пораженную область. Схема такой МНЧ представлена на рис. 1.

С помощью МНЧ в целевую область доставляются сильнодействующие лекарственные препараты, короткоживущие радиоактивные вещества, микроэлементы [1]. Однако интерес к исследованиям с МНЧ обусловлен не только их использованием как средства доставки, но и возможностью их участия в прямых терапевтических воздействиях на пораженную болезнью ткань. Некоторые из них уже начинают внедряться в практику, другие пока еще находятся в стадии изучения.

К первым относится локальная гипертермия, то есть разогрев заданной области до температуры 44 – 45 °С за счет диссипации механической энергии вращения магнитного момента в переменном высокочастотном магнитном поле [2]. Ко вторым можно отнести эффект усиления радиационного воздействия на биоткани, содержащие наночастицы с высоким атомным номером. Он был продемонстрирован методом физического моделирования в работах [3-5].

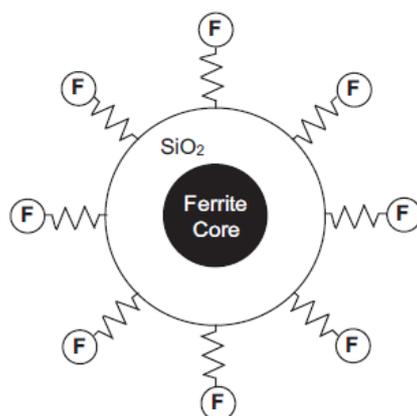


Рис. 1. Типичная схема магнитной наночастицы железа: в центре ферритовое ядро, его оболочка из диоксида кремния  $\text{SiO}_2$  и функциональные группы, присоединенные к оболочке.

В них было показано, что с помощью МНЧ можно и локализовать, и усилить радиационное воздействие в целевой области. Однако в этих работах предполагалось, что необходимая массовая концентрация МНЧ в пораженной болезнью области каким-то образом достигнута, а решение самой проблемы их доставки в целевую область оставалось в стороне.

Исследования показали, что перспективным может быть метод доставки микрочастиц, основанный на использовании именно их магнитных свойств. После введения микрочастиц в кровь пациента можно попытаться их в целевой области осадить и в течение терапевтического периода удержать, создав в ней определенную конфигурацию магнитного поля. При этом возникает ряд проблем, в основе которых лежит зависимость магнитной силы  $F_m$ , действующей на частицу, от напряженности прикладываемого магнитного поля  $H$  и от величины его градиента [6]:

$$F_m = \mu_0(\mathbf{m} \cdot \nabla)H, \quad (1)$$

где  $\mu_0$  — магнитная проницаемость вакуума,  $\mathbf{m}$  — магнитный момент частицы.

Одна проблема — это довольно резкая зависимость величины магнитного момента микрочастиц от их размера, а от нее прямо зависит магнитная сила. Так, например, в железных частицах с размерами от 10 до 100 нанометров, как правило, домены еще не сформировались. Такие частицы принято относить к суперпарамагнетикам, так как они практически не обладают ферромагнитными свойствами, и их магнитный момент очень мал. Следовательно, не любые МНЧ будут пригодны для использования в рассматриваемом методе доставки, необходимо специальное исследование баланса их размеров и требуемых магнитных свойств.

Другая проблема заключается в пропорциональности силы  $F_m$  градиенту величины напряженности магнитного поля, как это видно из (1). Поэтому для получения сколько-нибудь значительных величин магнитной силы необходимо создать сильно неоднородное магнитное поле непосредственно в области осаждения микрочастиц, что не является простой задачей. Кроме того, возникает и дополнительная проблема, поскольку использовать внешние источники неоднородного магнитного поля будет затруднительно. Дело в том, что магнитная сила, создаваемая точечным магнитным моментом, быстро убывает по закону  $1/r^3$ , где  $r$  — характерное расстояние от источника до магнитной частицы. Следовательно, необходимо либо применять сверхмощные внешние источники неоднородного магнитного поля, либо приближать источник поля непосредственно к потоку магнитных частиц. Первый вариант малопривлекателен из-за негативного воздействия такого поля на биологические ткани. Второй вариант связан с

внедрением источников магнитного поля непосредственно в биосреду, что требует разработки специальных методов, сводящих к минимуму вредные последствия такого внедрения.

Наш анализ показывает, что источником неоднородности магнитного поля может быть, например, ферромагнитная игла (нить), введенная в биоткань в непосредственной близости от кровеносных сосудов. В этом случае с помощью внешнего однородного поля можно такую иглу намагнитить и сориентировать тем самым магнитные моменты микрочастиц в кровеносном сосуде. В свою очередь, ферромагнитная игла будет создавать сильно неоднородное магнитное поле уже в непосредственной близости от кровотока с магнитными частицами в нем. Возникнет “якорь”, около которого и будут собираться МНЧ. Понятно, что суммарная концентрация МНЧ в выделенной области будет зависеть от количества “якорей” такого рода, введенных в пораженную болезнью биоткань, и от интенсивности созданного ими магнитного поля. Заметим, что в предложенном методе “якорей” для решения задачи доставки МНЧ роль “якоря”, т.е. источника неоднородного магнитного поля, может исполнять не только ферромагнитная игла, но, в принципе, и любая другая субстанция, обладающая большим собственным магнитным моментом.

Целью данной работы является моделирование процесса осаждения микрочастиц с помощью намагничивания имплантированного в биоткань источника неоднородного магнитного поля. Предполагается определить различные физические параметры, от которых зависит величина концентрации МНЧ в заданном объеме. В частности, это размеры области осаждения МНЧ около “якоря” в зависимости от их магнитного момента, скорости движения в кровотоке, от минимального расстояния до источника неоднородного магнитного поля, от соотношения размеров МНЧ и радиуса кровеносного сосуда, от величины напряженности внешнего однородного магнитного поля.

Моделирование процесса осаждения МНЧ будет проводиться на основе решения уравнений движения магнитного диполя в неоднородном магнитном поле и с учетом динамической вязкости среды.

## **1. УРАВНЕНИЯ ДВИЖЕНИЯ МАГНИТНОЙ ЧАСТИЦЫ В ВЯЗКОЙ СРЕДЕ В ПРИСУТСТВИИ ВНЕШНЕГО НЕОДНОРОДНОГО МАГНИТНОГО ПОЛЯ**

Рассмотрим случай имплантированного вблизи кровеносного сосуда ферромагнетика в форме иглы. Будем предполагать, что ферромагнетик имеет длину, значительно превышающую поперечные размеры и его, и сосуда. Это позволяет поле, создаваемое ферромагнетиком, считать двумерным. Возможны несколько вариантов пространственного расположения ферромагнитных игл относительно сосуда. Мы рассмотрим следующие (они представлены на рис. 2, ферромагнитные иглы параллельны друг другу). Первый – трансверсальная конфигурация (индекс Т), при которой кровоток, магнитное поле и игла взаимно перпендикулярны. Второй – продольная конфигурация (индекс П), когда кровоток и магнитное поле параллельны, но, в свою очередь, они перпендикулярны к игле. И, наконец, третий вариант – осевая конфигурация (индекс О), при ней кровоток параллелен игле и перпендикулярен магнитному полю.

Как показало моделирование, наиболее удобным для осаждения магнитных частиц является первый вариант – трансверсальная конфигурация. Будем предполагать, что ферромагнитная игла вводится перпендикулярно стенке сосуда, ее конец находится вблизи нее, следовательно, игла будет перпендикулярна кровотоку. Направление внешнего сильного постоянного однородного магнитного поля, являющегося средством намагничивания иглы и создающего ориентацию магнитных моментов у микрочастиц, может быть выбрано таким

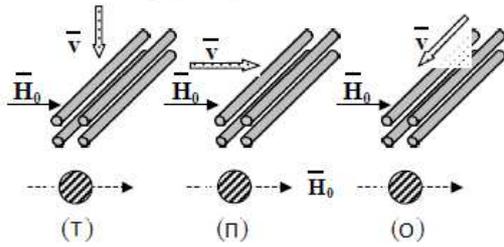


Рис. 2. Варианты взаимного расположения кровотока, ферромагнитных игл и магнитного поля – трансверсальная (Т), продольная (П) и осевая (О) конфигурации.

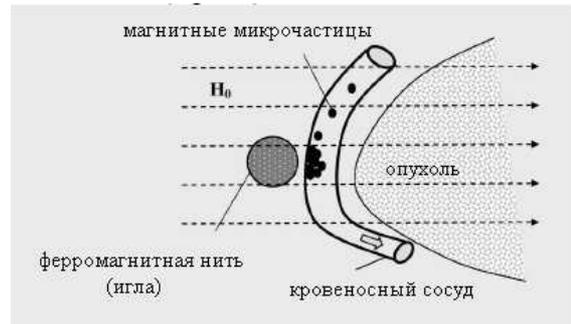


Рис. 3. Направления магнитного поля и кровотока (ферромагнитная игла перпендикулярна плоскости рисунка)

образом, чтобы оно было перпендикулярно как к игле, так и к сосуду. Вектор намагниченности будет сонаправлен внешнему магнитному полю (рис. 3).

Вектор намагниченности  $M$ , возникающий в частице сферической формы в однородном магнитном поле  $H$ , определяется как [7]

$$M = \chi H(1 + \chi/3)^{-1}, \quad (2)$$

где  $\chi$  — магнитная восприимчивость частицы, связанная с магнитной проницаемостью частицы соотношением

$$\mu = (1 + \chi)\mu_0 \quad (3)$$

Будем предполагать, что размеры частиц не превышают 10 мкм. Тогда для описания их магнитных свойств достаточно использовать модель точечных магнитных диполей, каждый с дипольным моментом

$$m = MV, \quad (4)$$

где  $V$  — объем частицы. Используя выражения (2)-(4), из формулы (1) получим выражение для магнитной силы:

$$F_m = \frac{\mu_0 V \chi}{1 + \chi/3} (H \cdot \nabla) H. \quad (5)$$

Магнитное поле, действующее на частицы, состоит из двух частей: внешнего однородного поля  $H_0$  и индуцированного поля  $H_i$ . Последнее создается равномерным распределением дипольного момента единицы длины иглы  $\lambda$  из-за ее намагниченности. Это поле от линейного источника имеет вид:

$$H_i = \nabla \times \left( \frac{\lambda \times r}{2\pi r^2} \right), \quad (6)$$

где  $\lambda$  и  $r$  находятся в плоскости, перпендикулярной игле. Расчет компонент  $H_i$  проведен, например, в работе [8]. Если однородное внешнее поле  $H_0$  направлено вдоль оси ОУ, то напряженность суммарного поля, действующего на частицу, будет иметь вид:

$$H_{ay} = H_0 + \frac{M_s}{2} \frac{y_a^2 - z_a^2}{(y_a^2 + z_a^2)^2}; \quad (7)$$

$$H_{az} = M_s \frac{y_a z_a}{(y_a^2 + z_a^2)^2}. \quad (8)$$

Здесь  $M_s$  — магнитный момент единицы объема ферромагнетика (намагниченность насыщения),  $y_a = y/a$  и  $z_a = z/a$  — безразмерные координаты,  $a$  — радиус иглы.

Запишем выражение для силы в виде [9]:

$$F_m = \frac{\mu_0 V \chi}{2(1 + \chi/3)} \nabla (H_a)^2, \quad (9)$$

где  $H_a^2 = H_{ay}^2 + H_{az}^2$ . Объем частицы  $V = \frac{4}{3}\pi b^3$ , где  $b$  — ее радиус. В итоге для составляющих магнитной силы, действующей на частицу, получим:

$$F_{my} = \frac{\mu_0 \chi V M_s H_0}{a(1 + \chi/3)} [S_1 + K(S_1 S_2 + S_3 S_4)]; \quad (10)$$

$$F_{mz} = \frac{\mu_0 \chi V M_s H_0}{a(1 + \chi/3)} [S_4 + K(S_2 S_4 - S_1 S_3)]. \quad (11)$$

Здесь

$$S_1 = \frac{y_a(3z_a^2 - y_a^2)}{(y_a^2 + z_a^2)^3}; S_2 = \frac{y_a^2 - z_a^2}{(y_a^2 + z_a^2)^2}; S_3 = \frac{2y_a z_a}{(y_a^2 + z_a^2)^2}; S_4 = \frac{z_a(z_a^2 - 3y_a^2)}{(y_a^2 + z_a^2)^3}. \quad (12)$$

Кроме того,  $K = M_s/2H_0$ , а объем частицы можно выразить через ее радиус  $b$ :  $V = \frac{4}{3}\pi b^3$ .

Помимо действия магнитной силы, на микрочастицу действует сила динамической вязкости, которая определяется уравнением Стокса для сферической частицы [10]:

$$\mathbf{F}_d = 6\pi b \eta \left[ \mathbf{v}(\mathbf{r}) - \frac{d\mathbf{r}}{dt} \right]. \quad (13)$$

Здесь  $\eta$  — коэффициент вязкости крови в сосуде,  $\mathbf{v}(\mathbf{r})$  — скорость крови в сосуде в точке с радиус-вектором  $\mathbf{r}$ ,  $\frac{d\mathbf{r}}{dt}$  — скорость частицы. Формула Стокса дает силу сопротивления, если число Рейнольдса для частицы будет намного меньше единицы [11].

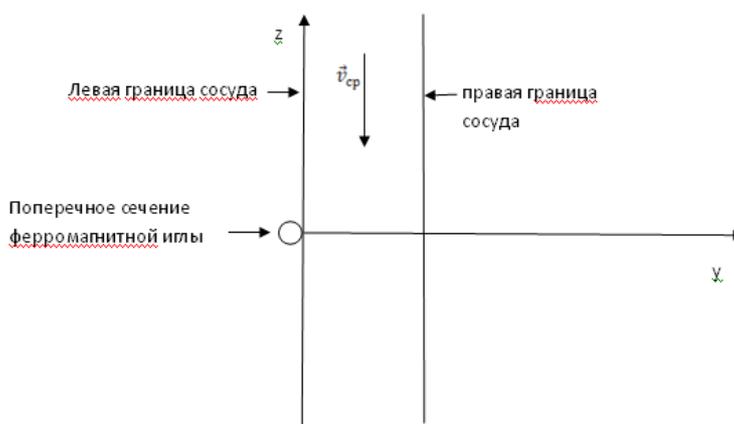


Рис. 4. Геометрия решаемой задачи.

Получим уравнения для случая установившегося движения (стационарный случай). Выбранная нами система координат представлена на рис. 4. В ней компоненты силы вязкости координат имеют вид:

$$F_{dy} = -6\pi b \eta a \frac{dy_a}{dt}; \quad (14)$$

$$F_{dz} = 6\pi b\eta(-v_{\text{cp}} - a\frac{dz_a}{dt}). \quad (15)$$

Поскольку сила динамической вязкости пропорциональна изменению скорости, стационарный режим будет иметь место, если микрочастицы движутся с постоянной скоростью  $v_{\text{cp}}$ . Тогда уравнение движения при стационарном потоке будет иметь вид:

$$\mathbf{F}_m + \mathbf{F}_d = 0. \quad (16)$$

Введем обозначение “магнитной” скорости [12]

$$v_m = \frac{2\mu_0\chi b^2 M_s H_0}{9\eta a(1 + \chi/3)}. \quad (17)$$

Подставляя в формулу (16) выражения для сил (10), (11) и (14), (15), получим итоговые выражения для компонент скоростей:

$$a\frac{dy_a}{dt} = v_m[S_1 + K(S_1S_2 + S_3S_4)]; \quad (18)$$

$$a\frac{dz_a}{dt} = -v_{\text{cp}} + v_m[S_4 + K(S_2S_4 - S_1S_3)]. \quad (19)$$

Для течения реальной вязкой жидкости при небольших скоростях ее движения можно, как это обычно принято в гидродинамике, использовать квадратичное распределение скорости по радиусу сосуда. Скорость крови в сосуде распределена неравномерно, в центре сосуда она максимальна и можно считать, что к стенкам сосуда ее величина убывает по закону:

$$\mathbf{v} = \mathbf{v}_0[1 - (y_1/R_c)^2], \quad (20)$$

где  $\mathbf{v}_0$  — максимальная скорость кровотока,  $R_c$  — радиус сосуда,  $y_1$  — расстояние от центра сосуда до точки, в которой определяется скорость кровотока, и в нашей системе координат  $y_1 = y + R_c + a$ . Можно получить выражение для средней скорости крови в сосуде, проинтегрировав выражение (20):

$$\mathbf{v}_{\text{cp}} = (\pi R_c^2)^{-1} \int_0^{2\pi} d\varphi \int_0^{R_c} \mathbf{v}_0[1 - (r/R_c)^2] r dr = \mathbf{v}_0/2. \quad (21)$$

## 2. МОДЕЛИРОВАНИЕ ТРАЕКТОРИЙ ОСАЖДЕНИЯ МИКРОЧАСТИЦ И РЕЗУЛЬТАТЫ РАСЧЕТОВ

Расчет поля скоростей микрочастиц по системе уравнений (18), (19) был проведен методом Рунге-Кутты [13] для решения систем обыкновенных дифференциальных уравнений первого порядка с начальными условиями: на большом расстоянии  $v_y = 0$ ,  $v_z = v_0$ . Зная поле скоростей, можно определить предельное расстояние захвата частиц. Это будет максимально возможное расстояние, на котором частица в начальный момент могла бы находиться от иглы, остановлена ею и осаждена на стенке сосуда. Также, решая систему уравнений (18), (19), можно получить траектории осаждения и исследовать их зависимость от параметров задачи. Программа численного решения была реализована в среде DELPHI.

Разностная схема метода Рунге-Кутты применялась в варианте с переменным шагом интегрирования, что обусловлено сильной нелинейностью правых частей системы уравнений

(18), (19). Использовались следующие параметры модели: радиус иглы  $a = 0.5$  мм, радиус магнитной микрочастицы  $b = 2.5$  мкм, средняя скорость крови в сосуде  $v_{cp} = 0.05$  м/с, радиус сосуда  $R_c = 0.001$  м, намагничивание иглы  $K = 0.9$ , внешнее поле  $H_0 = 6.4 \times 10^5$  А/м (0.8 Тл), вязкость крови  $n_f = 0.028$  кг/мс, магнитная восприимчивость  $\chi = 1.6$ , магнитная проницаемость вакуума  $\mu_0 = 1.2566$  Н/А<sup>2</sup>. Для этих величин параметров и при различных начальных условиях траектории магнитных микрочастиц представлены на рис. 5. Заметим, что такие же по величине параметры использовались при моделировании движения магнитных частиц в работе [14]. Как показал проведенный в нашей работе анализ, при решении уравнений движения в [14] была допущена ошибка, обусловленная, по-видимому, сильной нелинейностью правых частей уравнений (18), (19).

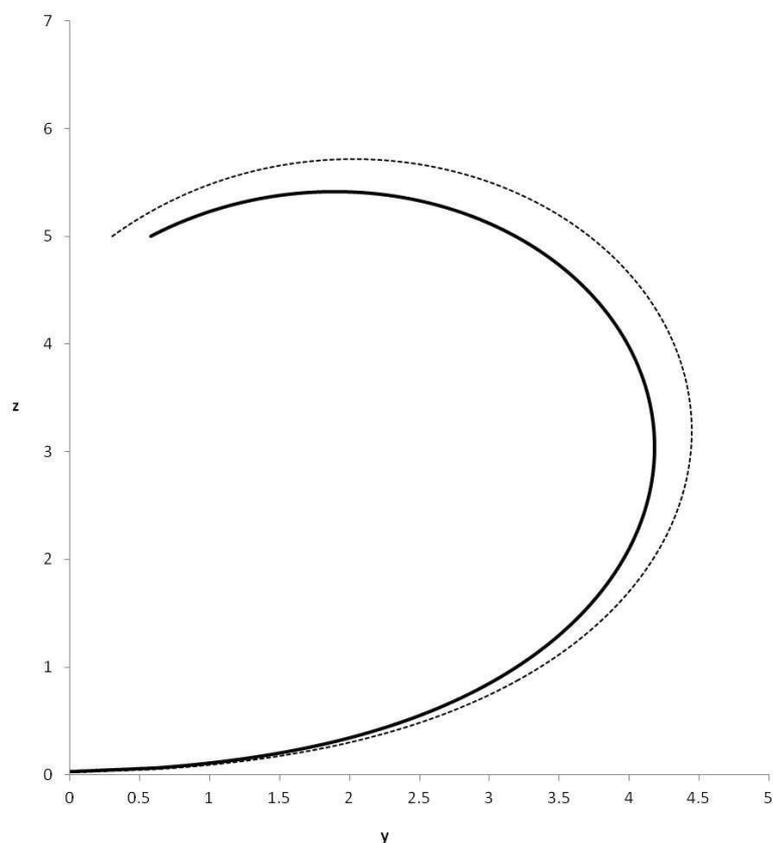


Рис. 5. Траектории магнитных микрочастиц при начальных условиях:  $z_{0a} = 5$ ;  $y_{0a}(max) = 0.576$  и  $y_{0a} = 0.1$ .

Максимальное расстояние, на котором частица еще может быть захвачена и осаждена на стенке сосуда  $y_0(max)=0.576$ , что в абсолютных величинах составляет 0.288 мм. При этом область осаждения при  $0 < y_0 < y_0(max)$  не превышает 0,0066 в единицах  $a$ , что составляет 3 мкм в абсолютных единицах. Это означает, что магнитные микрочастицы осаждаются в очень узкую, близкую к игле, область.

На рис. 6 представлены результаты исследования зависимости областей осаждения и траекторий магнитных частиц в зависимости от толщины иглы.

Приведенные на рис. 6 траектории построены для случаев максимального удаления от ферромагнитной иглы, на котором еще возможно осаждение. Количественные характери-

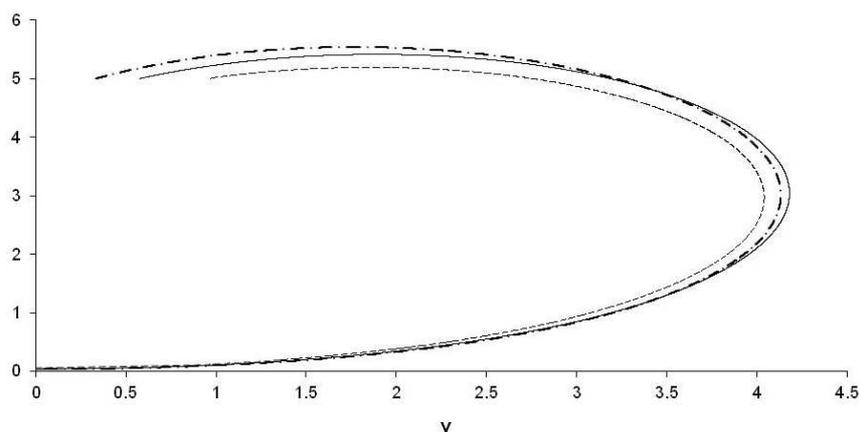


Рис. 6. Зависимость размеров областей осаждения и траекторий магнитных микрочастиц от толщины магнитной иглы  $a$ . Сплошная линия соответствует  $a = 0.5$  мм, штрихпунктирная —  $a = 0.25$  мм, пунктирная —  $a = 1$  мм.

ки максимального удаления приведены в таблице 1.

Таблица 1. Величины максимального удаления  $y_{0a}(\max)$  микрочастицы от иглы, на котором еще возможно осаждение

Радиус иглы $a$ , мм	0.25	0.50	1.0
Максимальное удаление $y_{0a}(\max)$	0.968	0.576	0.332

Если начальное значение координаты  $y_{0a}$  не превысит  $y_{0a}(\max)$ , то осаждение микрочастицы произойдет, в противном случае магнитное поле иглы осадить ее не сможет. Из таблицы 1 видно, что с уменьшением толщины иглы величина максимального удаления  $y_{0a}(\max)$  возрастает, однако в абсолютных величинах происходит нелинейное уменьшение его величины при уменьшении толщины иглы. Это обусловлено конкуренцией двух факторов – с одной стороны, с уменьшением толщины иглы увеличивается неоднородность магнитного поля, а с другой, – будет уменьшаться и его абсолютная величина, так как размер ферромагнетика становится меньше.

На рис. 7 представлены траектории движения микрочастиц в зависимости от величины скорости кровотока. Очевидно, что с уменьшением скорости частиц расстояние осаждения  $y_{0a}(\max)$  увеличивается. Однако зависимость величины  $y_{0a}(\max)$  от скорости частиц также является нелинейной, поскольку определяется соотношением величин начальной и “магнитной” скоростей (последняя определена формулой (17)). Если начальная скорость уменьшается, оставаясь заметно больше “магнитной”, то расстояние осаждения увеличивается пропорционально ее уменьшению. Если же начальная скорость кровотока становится меньше “магнитной” скорости частиц, зависимость между ними становится существенно слабее, стремясь в пределе к постоянному значению.

На рис. 8 представлены результаты расчета размеров области осаждения магнитных частиц в зависимости от их размеров и траектории движения.

Максимальное расстояние осаждения микрочастицы пропорционально ее объему, поскольку магнитный момент частицы прямо ему пропорционален. При движении микрочастицы могут слипаться, объединяясь в кластеры. Как показал численный анализ, предельное расстояние осаждения для кластера при прочих одинаковых параметрах больше, чем для отдельной

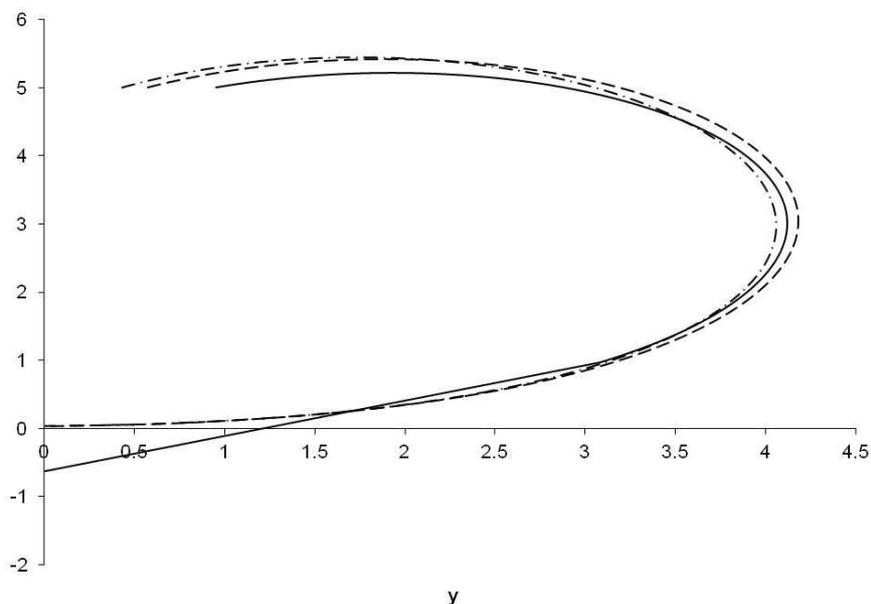


Рис. 7. Траектории движения микрочастиц для различных средних скоростей кровотока: значение  $z_{0a} = 5$ ; сплошная кривая —  $y_{0a}(\max) = 1,951$  и  $v_{cp} = 0.01$  м/с; пунктирная кривая —  $y_{0a}(\max) = 1,576$  и  $v_{cp} = 0.05$  м/с; штрих-пунктирная кривая —  $y_{0a}(\max) = 1,429$  и  $v_{cp} = 0.1$  м/с.

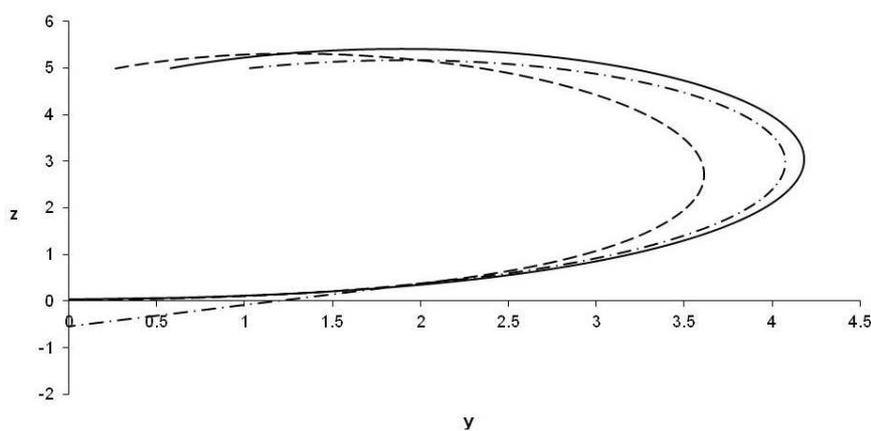


Рис. 8. Размеры области осаждения и траектории движения микрочастиц в зависимости от их размеров. Использовались параметры:  $v_{cp} = 0.05$  м/с,  $z_{0a} = 5$ ; пунктирная кривая —  $y_{0a}(\max) = 0.236$  и  $b = 1000$  нм; сплошная кривая —  $y_{0a}(\max) = 0.576$  и  $b = 2500$  нм; штрих-пунктирная кривая —  $y_{0a}(\max) = 1,203$  и  $b = 5000$  нм.

частицы. Это объясняется тем, что кластер обладает большим магнитным моментом, чем отдельная частица. Можно сказать, что максимальные расстояния осаждения кластера и одной микрочастицы с одинаковыми по величине магнитными моментами будут с достаточной степенью точности близки по величине.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенные в данной работе исследования и полученные результаты позволяют сделать ряд важных выводов. Главный из них состоит в том, что доставка магнитных микрочастиц кровотоком в целевую область за счет воздействия постоянного неоднородного поля, специально создаваемого “якорем”, т.е. ферромагнитной иглой или нитью, принципиально возможна. Однако при этом есть ограничения. Первое связано с малыми размерами области осаждения магнитных микрочастиц. Для реального случая это могут быть доли миллиметра. Практически это означает, что предложенный метод может быть эффективным, главным образом, только при капиллярном кровотоке, когда доля микрочастиц, переносимых кровью и проходящих вблизи ферромагнитной иглы (нити) будет не мала. Второе ограничение связано со скоростью кровотока, которая не должна быть больше 0.01 м/с. Однако его легко устранить, уменьшив скорость кровотока с помощью внешнего воздействия, например, путем накладывания жгута.

Еще одно ограничение связано с размерами магнитных частиц – они должны быть максимально большими, чтобы магнитный момент частицы был не мал. Это требование может войти в противоречие с биологической эффективностью доставляемых в целевую область препаратов, многие из которых действуют на субклеточном уровне. Данный вопрос требует дополнительных исследований, с помощью которых можно найти компромиссное решение. Одним из его вариантов могло бы быть увеличение напряженности внешнего поля до разумных пределов. В данной же работе все расчеты проводились с магнитными полями, напряженность которых была далека от границы клеточной деструкции.

Заметная чувствительность формы траекторий движения магнитных частиц, полученных в данной работе, к вариациям физических параметров позволяет также ставить задачу комбинированного воздействия не одной, как было в данном исследовании, а нескольких ферромагнитных игл (нитей) на магнитные микрочастицы для их осаждения в целевой области больших размеров.

Работа выполнена при финансовой поддержке Министерства образования и науки РФ (№ госрегистрации темы 01201263937).

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

[1] Arruebo M. Magnetic Nanoparticles For Drug Delivery /M. Arruebo, R. Fernandez-Pacheco, M.R.Ibarra, J.Santamaria //Nanotoday. — 2007. — V. 2. — P. 22–32.

[2] Dennis C. L. Nearly complete regression of tumors via collective behavior of magnetic nanoparticles in hyperthermia / C. L. Dennis, A. J. Jackson, J. A. Borchers et al. // Nanotechnology. — 2009. — V. 20. — P 51–54.

[3] Carter J.D. Nanoscale Energy Deposition by X-ray Absorbing Nanostructures / J.D. Carter, N.N. Cheng // J. Phys. Chem. B. Letters. — 2007. — V. 111. — P. 11622–11625.

[4] Kim J.-K. Therapeutic Application of Metallic Nanoparticles Combined with Particle-induced x-Ray Mission Effect / J.-K. Kim, S.-J. Seo // Nanotechnology. — 2010. — V. 21. — P. 425102 (10).

[5] Долгополов М.А. Эффект усиления радиационного воздействия в онкотерапии с помо-

пью наночастиц / М.А. Долгополов, И.В. Копытин // Вестник Воронежского государственного университета. Серия: физика, математика. — 2010. — № 1. — С. 5–14.

[6] Тамм И. Е. Основы теории электричества. 10-е изд., испр. — М.: Наука, 1989. — 504 с.

[7] Джексон Дж. Классическая электродинамика. — М.: Мир, 1962. — 702 с.

[8] Lawson W.F. The dynamics of a particle attracted by a magnetized wire / W.F. Lawson, W.H. Simons, and R.P. Treat // J. Appl. Phys. — 1977. — V. 48. — P. 3213–3224.

[9] Badescu V. Transverse High Gradient Magnetic Filter Cell with Bounded Flow Field / V. Badescu, O. Rotariu, V. Murariu, and N. Rezlescu // IEEE Transactions on Magnetics. — 1997. — V. 33, N 6. — P. 439–448.

[10] Milne-Thomson L.M. Theoretical Hydrodynamics. 3rd ed. — N. Y.: Macmillan, 1955. — 556 p.

[11] Streeter V.L. Handbook of Fluid Dynamics. 1st ed. — N. Y.: McGraw-Hill, 1961. — 750 p.

[12] Watson J. H. P. Magnetic filtration // J. Appl. Phys. — 1973. — V. 44. — P. 209–213.

[13] Корн Г. Справочник по математике для научных работников и инженеров / Г. Корн, Т. Корн. — М.: Наука, 1970. — 720 с.

[14] Iacob G. Magnetizable needles and wires – modeling an efficient way to target magnetic microspheres *in vivo* / G. Iacob, O. Rotariu, N.J.C. Strachan // Biorheology. — 2004. — V. 41. — P. 599–612.

*Долгополов М.А., к.ф.м.н., доцент, доцент  
кафедры ядерной физики ВГУ  
E-mail: mdolg@rambler.ru  
Тел.: (473)-220-88-21*

*Dolgopolov M.A., Candidate of Physical and  
Mathematical Sciences, Associated Professor  
of Nuclear Physics Department,  
Voronezh State University  
E-mail: mdolg@rambler.ru  
Tel.: (473)-220-88-21*

*Копытин Игорь Васильевич, д.ф.м.н., про-  
фессор, зав. кафедрой теоретической физи-  
ки ВГУ  
E-mail: i-kopytin@yandex.ru  
Тел.: (473)-220-87-56*

*Kopytin I.V., Doctor of Physical and  
Mathematical Sciences, Professor, Head  
of the Department Theoretical Physics,  
Voronezh State University  
E-mail: i-kopytin@yandex.ru  
Tel.: (473)-220-87-56*