

МОДЕЛИРОВАНИЕ ДИНАМИКИ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ ПРИ ИХ СЕПАРАЦИИ

С.Л.Бондаревский¹, канд.техн.наук, И.П.Кондратенко², член-корреспондент НАН Украины,
С.Т.Толмачев¹, докт.техн.наук

¹ – ГВУЗ «Криворожский национальный университет»,
ул. XXII Партсъезда, 11, Кривой Рог, 50027, Украина,
e-mail: kafem@mail.ru kafem@knu.edu.ua

² – Институт электродинамики НАН Украины,
пр. Победы, 56, Киев-57, 03680, Украина,
e-mail: dep7ied@ukr.net

Выполнен анализ существующих способов получения магнитных наноразмерных частиц, применяемых в медицине, с их последующим разделением на монодисперсные фракции. Установлены математические выражения для анализа динамики сферических наночастиц при их магнитной сепарации в произвольном магнитном поле с заданными распределениями векторов скоростей несущей среды и параметров частиц. Решение приведенных уравнений проведено численным методом с применением пакета прикладных программ MatLab. Представлены результаты математического моделирования траекторий наноразмерных частиц в поле одиночного цилиндра для различных направлений внешнего поля и вектора скорости несущей среды. Библ. 14, рис. 6, табл. 1.

Ключевые слова: наночастица, моделирование, динамика, поле, магнитная сепарация.

Введение. Развитие многих технологий неразрывно связано с совершенствованием получения и использования материалов. На этом пути было несколько этапов: бронза, сталь, полимеры, композиты. Сегодня наступил следующий этап в области материаловедения – наноструктуры.

Технологии, связанные с исследованием, созданием и использованием наноматериалов, в ближайшие годы приведут к кардинальным изменениям во многих сферах человеческой деятельности – в электронной и аэрокосмической промышленности, информатике, материаловедении, энергетике, машиностроении, биологии, экологии, медицине [1]. И все чаще рассматривается возможность применения нанотехнологий в медицине как наиболее перспективная. Это связано с тем, что современная технология позволяет работать с веществами, размеры которых еще недавно казались фантастическими – микрометровые и даже нанометровые. Именно такие размеры характерны для основных биологических структур – клеток, их составных частей и молекул.

Актуальность задачи. Одним из направлений использования наночастиц в медицине является адресная доставка лекарств в онкологии [4, 5, 7–9, 12, 13], когда по сосудам кровеносной системы транспортируется нанокомпозитная жидкость, включающая магнитные наночастицы, покрытые липидной оболочкой вместе с концентрированными лекарственными средствами, и с помощью внешнего магнитного поля обеспечивается доставка наночастиц к патологическому очагу. В качестве магнитного носителя обычно используют суперпарамагнитные частицы (магнитоуправляемые липосомы), поскольку после воздействия магнитного поля они не объединяются.

В процессе формирования магнитных наночастиц можно выделить три основных подхода [2]: получение из макроскопических материалов; химический синтез; превращение наночастиц с изменением состава. Химический синтез получил наибольшее распространение, так как позволяет получить частицы заданного размера и формы, хотя и допускает небольшой разброс по размерам в пределах 5-10%. Очевидно, что контроль формы (как правило, наночастицы имеют сферическую или сфероидальную форму) и, преимущественно, размера получаемых частиц особенно важны. Это связано с существенной зависимостью физических характеристик магнитных наноразмерных частиц от их размера.

Из вышесказанного следует, что параллельно с совершенствованием методов получения наночастиц с малой дисперсией размеров необходимо разрабатывать и новые технологии разделения уже полученных частиц на монодисперсные фракции. Применяемый в настоящее время прием контролируемого осаждения частиц с последующим их центрифугированием дает нужный результат, но из-за незначительной разности масс наночастиц протекает очень медленно и требует нескольких итераций.

В работе [3] предложен новый метод поэтапной высокоградиентной магнитной наносепарации путем выделения на каждом этапе из раствора наиболее крупных фракций частиц. Однако урав-

нение баланса сил, действующих на наночастицу, положенное в основу указанной работы, решается графически, что усложняет анализ влияния на процесс сепарации наночастиц.

Достоверный анализ поведения магнитных наноразмерных частиц в процессе сепарации, которые находятся в неоднородном магнитном поле, представляет собой сложную научно-техническую задачу [2, 5, 8]. Её решение можно значительно упростить путём математического моделирования процессов движения частиц.

Целью данной статьи является разработка математической модели динамики одиночной магнитной частицы в потоке жидкости при наносепарации с учетом произвольной ориентации вектора скорости несущей среды и внешнего магнитного поля.

Постановка задачи и основные расчетные соотношения. Данная статья представляет собой логическое продолжение исследования динамики частиц в неоднородном магнитном поле, проведенного авторами в работах [10, 11].

Как известно [14], на изолированную частицу, движущуюся в потоке жидкости, действует суммарная сила

$$\mathbf{F}_\Sigma = \mathbf{F}_m + \mathbf{F}_d + \mathbf{F}_g + \mathbf{F}_v, \quad (1)$$

где \mathbf{F}_m – магнитная сила; \mathbf{F}_d – сила диффузии; \mathbf{F}_g – гравитационная сила; \mathbf{F}_v – гидродинамическая сила. Следуя [14], силой диффузии \mathbf{F}_d можно пренебречь, поэтому $\mathbf{F}_\Sigma = \mathbf{F}_m + \mathbf{F}_g + \mathbf{F}_v$.

Траектория частицы определяется из уравнения Ньютона

$$V\rho \frac{d\mathbf{v}}{dt} = \mathbf{F}_m + \mathbf{F}_g + \mathbf{F}_v, \quad \mathbf{v} = \frac{d\mathbf{r}}{dt}. \quad (2)$$

Здесь V и ρ – объём и плотность частицы, \mathbf{v} – вектор скорости её движения, \mathbf{r} – радиус-вектор, определяющий положение частицы в момент времени t . В дальнейшем ограничимся рассмотрением сферической частицы радиуса a , тогда $V = 4\pi a^3/3$.

Для сил, входящих в выражение (2), справедливы соотношения

$$\mathbf{F}_g = V(\rho - \rho_c)\mathbf{g} = V\rho(1 - k_c)\mathbf{g}, \quad (3)$$

где ρ_c и ρ – плотности несущей среды и частицы соответственно, $k_c = \rho_c/\rho$ – коэффициент плотности несущей среды;

$$\mathbf{F}_v = 6\pi a\eta(\mathbf{u} - \mathbf{v}), \quad (4)$$

где η – динамический коэффициент вязкости среды, $\mathbf{u} \equiv \mathbf{u}(\mathbf{r})$ – заданное векторное поле скоростей жидкости;

$$\mathbf{F}_m = \mu_0 J V \nabla H_0 = \mu_0 J V \mathbf{f}_1 \quad \text{при } J = \text{const}, \quad (5)$$

или

$$\mathbf{F}_m = \mu_0 k_f \kappa V \nabla \frac{H_0^2}{2} = \mu_0 k_f \kappa V \mathbf{f}_2 \quad \text{при } \kappa = \text{const}, \quad (6)$$

где H_0 – напряжённость невозмущённого поля в месте расположения частицы, J – намагниченность и κ – магнитная восприимчивость частицы, $k_f = \frac{3}{\kappa + 3} = \frac{3}{\mu_\chi + 2}$, μ_χ – относительная магнитная проницаемость материала частицы, \mathbf{f}_1 и \mathbf{f}_2 – функции координат точки, выражения которых очевидны из соотношений (5) и (6).

Введём приведенные к единице массы частицы и ускорению силы тяжести \mathbf{g} безразмерные силы $\tilde{\mathbf{f}} = \mathbf{F}/V\rho\mathbf{g}$. Тогда уравнение (2) принимает вид

$$d\tilde{\mathbf{v}}/dt = \tilde{\mathbf{f}}_m + \tilde{\mathbf{f}}_g + \tilde{\mathbf{f}}_v, \quad \tilde{\mathbf{v}} = \mathbf{v}/\mathbf{g}. \quad (7)$$

Последнее уравнение с учётом принятых в (5) и (6) обозначений магнитных сил запишем в компактном виде

$$\frac{d\tilde{\mathbf{v}}}{dt} = c_{11}\tilde{\mathbf{f}}_1 + c_2 + c_3(\tilde{\mathbf{u}} - \tilde{\mathbf{v}}), \quad \frac{d\tilde{\mathbf{v}}}{dt} = c_{12}\tilde{\mathbf{f}}_2 + c_2 + c_3(\tilde{\mathbf{u}} - \tilde{\mathbf{v}}), \quad (8,9)$$

где $c_{11} = J \frac{\mu_0}{\rho}$, $c_{12} = k_f \kappa \frac{\mu_0}{\rho}$, $c_2 = 1 - k_c$, $c_3 = \frac{6\pi a \eta}{V \rho g} = 0,459 \frac{\eta}{\rho} a^{-2}$.

Результаты расчетов. В качестве примера проанализируем поведение сферической частицы в поле одиночного кругового цилиндра. В этом случае выражения (8) и (9) целесообразно представить в полярных координатах r, α . Очевидно, при этом векторы \mathbf{g}, \mathbf{u} зависят только от угла α

$$\frac{dv_r}{dt} = c_{11} f_{1r}(r, \alpha) + c_2 \mathbf{g}_r(\alpha) + c_3 (\mathbf{u}_r(\alpha) - \mathbf{v}_r(r, \alpha)), \quad (10)$$

$$\frac{dv_\alpha}{dt} = c_{11} f_{1\alpha}(r, \alpha) + c_2 \mathbf{g}_\alpha(\alpha) + c_3 (\mathbf{u}_\alpha(\alpha) - \mathbf{v}_\alpha(r, \alpha)).$$

$$\frac{dv_r}{dt} = c_{12} f_{2r}(r, \alpha) + c_2 \mathbf{g}_r(\alpha) + c_3 (\mathbf{u}_r(\alpha) - \mathbf{v}_r(r, \alpha)), \quad (11)$$

$$\frac{dv_\alpha}{dt} = c_{12} f_{2\alpha}(r, \alpha) + c_2 \mathbf{g}_\alpha(\alpha) + c_3 (\mathbf{u}_\alpha(\alpha) - \mathbf{v}_\alpha(r, \alpha)).$$

Составляющие векторов $\mathbf{g} = \mathbf{i}_x g$ и $\mathbf{u} = \mathbf{i}_x u_x + \mathbf{i}_y u_y$ в полярных координатах

$$g_r = g \cos(\alpha), \quad g_\alpha = -g \sin(\alpha), \quad (12)$$

$$u_r = u_x \cos(\alpha) + u_y \sin(\alpha), \quad u_\alpha = -u_x \sin(\alpha) + u_y \cos(\alpha).$$

Исследование изложенной выше математической модели проведено численным методом на ЭВМ с применением пакета прикладных программ MatLab. Для расчёта траектории частицы на основании уравнений (10) или (11) необходимо задать: вектор-функцию \mathbf{H}_0 или \mathbf{B}_0 ; радиус цилиндра R и его магнитную проницаемость μ_R ; параметры несущей среды: плотность, динамический коэффициент вязкости, вектор-функцию поля скоростей $\mathbf{u}(r, \alpha)$; параметры магнитной частицы: её радиус и плотность, магнитную восприимчивость и (или) намагничённость, координаты начального положения частицы.

Для иллюстрации на рис. 1–3 показаны траектории движения частиц, рассчитанные при следующих числовых параметрах: радиусы цилиндра и частицы соответственно $R = 2 \cdot 10^{-3}$ м и $a = 10 \cdot 10^{-6}$ м; индукция $B_0 = 0,5$ Тл, плотности несущей среды $\rho_c = 1,05 \cdot 10^3$ кг/м³ и частицы $\rho = 4,5 \cdot 10^3$ кг/м³, $k_c = 0,233$; динамический коэффициент вязкости $\eta = 1,2 \cdot 10^{-3}$ Па·с; скорость среды, принятая для проведенных расчетов, $\mathbf{u} = 0$; магнитная восприимчивость частицы $\kappa = 2,5$ (принята модель учёта магнитной силы, см. выражение (6)), $\lambda = (\mu_R - 1) / (\mu_R + 1) = 1$; координаты начального положения частиц (на рисунках отмечены *) $(-3R, -3R)$ и $(3R, -3R)$. На рисунках обозначены: α_{H_0} и α – соответственно углы направления внешнего поля и осаждения частиц на поверхности цилиндра относительно оси x , T – время движения частицы.

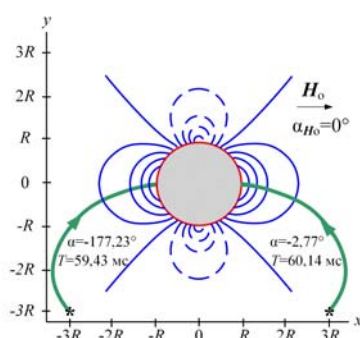


Рис. 1

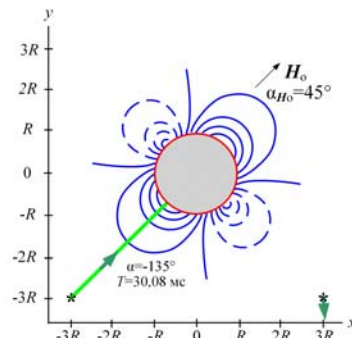


Рис. 2

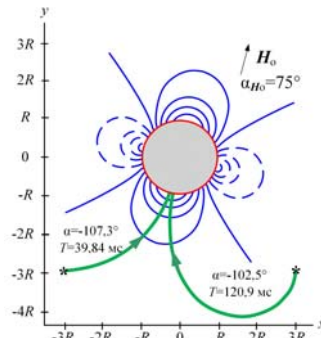


Рис. 3

На траекторию частицы определяющее влияние оказывает радиальная составляющая магнитной силы. Радиальные компоненты силовых функций f_1 и f_2 имеют зоны отталкивающих и притягивающих сил (на рис. 1–3 они показаны соответственно пунктирной и сплошной линиями). Границы раздела зон отталкивания и притяжения определяются условием:

$$\lambda \frac{R^2}{r^2} + \cos 2\alpha = \frac{\lambda}{\tilde{r}^2} + \cos 2\alpha = 0, \quad (15)$$

где $1 \leq \tilde{r} = \frac{r}{R} \leq \infty$ – относительное удаление точки.

Для рассмотренных примеров расположение зон отталкивания и притяжения показано на рис. 4. Характерно, что в отличие от силы f_{1r} максимум отталкивающей силы f_{2r} расположен не на поверхности цилиндра, а на некотором удалении от него. Зависимость радиальной составляющей силы f_2 вдоль осей симметрии от расстояния показана на рис. 5 (для универсальности сила построена в координатах \tilde{r} , $\tilde{f} = f_r / f_{r\max}$).

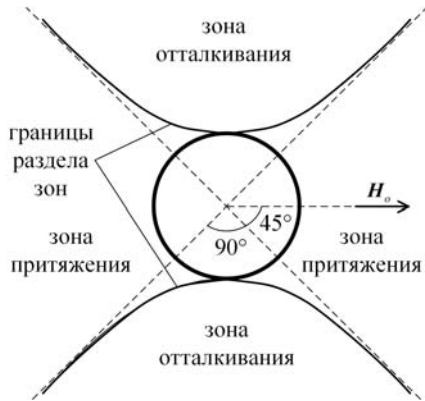


Рис. 4

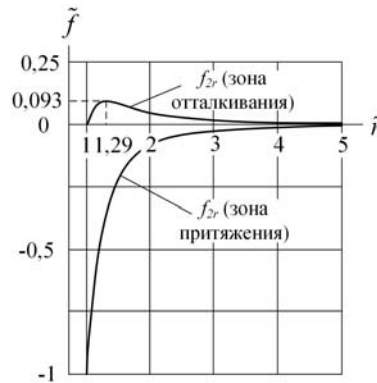


Рис. 5

Начальное положение частицы относительно указанных зон может оказать существенное влияние на её траекторию. Как видно из рис. 2, частица с начальными координатами $(3R, -3R)$ не попадает на поверхность цилиндра, поскольку она изначально находится в зоне отталкивания.

Более детально о топологических особенностях функций f_1 и f_2 , а также зонах отталкивания и притяжения см. [11].

Приведенные на рис. 1–3 траектории рассчитаны в предположении $u=0$, т.е. при неподвижной несущей среде. Пренебрегая эффектом турбулентности, легко обобщить изложенный выше подход на случай движения частицы в ламинарном потоке несущей среды с заданным полем вектора скоростей $u \equiv u(r)$.

На рис. 6 показаны траектории частицы, которые иллюстрируют её существенную зависимость не только от направления внешнего поля, но также и от скорости несущей среды. Конечные результаты движения для различных направлений поля при начальном положении частицы $(-3R, -3R)$ (на рисунке отмечено *) и заданной скорости несущей среды $u_y = 0,008$ м/с отражены в таблице.

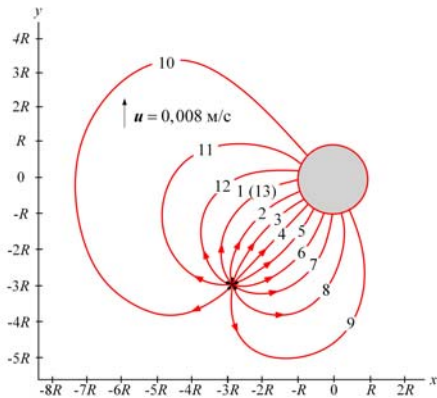


Рис. 6

Кривая	α_{H_0}	T , мс	α	Кривая	α_{H_0}	T , мс	α
1(13)	0° (180°)	53,99	$-177,4^\circ$	7	90°	55,24	$-93,21^\circ$
2	15°	37,39	$-162,8^\circ$	8	105°	104,6	$-77,98^\circ$
3	30°	30,61	$-148,9^\circ$	9	120°	337	$-62,04^\circ$
4	45°	28,73	$-135,3^\circ$	10	135°	1428	$134,8^\circ$
5	60°	30,74	$-121,6^\circ$	11	150°	261,5	$151,3^\circ$
6	75°	37,79	$-107,7^\circ$	12	165°	98,32	$167,3^\circ$

Анализ данных таблицы и рис. 1–3 показывает, что даже незначительная скорость потока вносит существенные изменения в траекторию и соответственно влияет на углы осаждения частиц α на поверхности цилиндра и её время движения T (см. соответствующие значения для кривых 1(13), 4, 6).

Заключение.

Таким образом, предложенная математическая модель расчёта траекторий магнитных частиц, основанная на классических законах механики и гидродинамики, позволяет учесть не только действие суммарной силы в каждой точке траектории, но и оценить вклад каждой компоненты силового воздействия. Это открывает возможность более тонкого управления движением частиц путем целенаправленного изменения этих компонентов.

Разработанный математический аппарат может быть использован при решении практической задачи наносепарации магнитных частиц с разделением их на монодисперсные фракции.

1. Алферов Ж.И., Асеев А.Л., Гапонов С.В., Коптев П.С., Панов В.И., Полторацкий Э.А., Сибельдин Н.Н., Суриц Р.А. Наноматериалы и нанотехнологии // Микросистемная техника. – 2003. – № 8. – С. 3–13.
2. Губин С.П., Кокишаров Ю.А., Хомутов Г.Б., Юрков Г.Ю. Магнитные наночастицы: методы получения, строения и свойства // Успехи химии. – 2005. – Вып. 74(6). – С. 539–574.
3. Загирняк М.В., Волканин Е.Е. Разработка метода определения геометрических параметров элемента матрицы высокоградиентного сепаратора наночастиц // Технічна електродинаміка. – 2014. – №6. – С. 24–29.
4. Карлов О.М., Кондратенко І.П., Кришук Р.С., Рацєпкін А.П. Магнітна система з постійними магнітами для локалізації магнітних наночастинок у заданій області біологічних середовищ // Електромеханічні і енергозберігаючі системи. – 2014. – Вип. 4/(28). – С. 79–85.
5. Кириленко А.В., Чехун В.Ф., Подольцев А.Д., Кондратенко І.П., Кучерявая И.Н., Бондар В.В., Шпилевая С.И., Тодор И.Н. Анализ силового воздействия высокоградиентного магнитного поля на магнитные наночастицы в потоке жидкости // Доповіді Національної академії наук України. – 2010. – Вип. 9. – С. 162–172.
6. Кириленко А.В., Чехун В.Ф., Подольцев А.Д., Кондратенко І.П., Кучерявая И.Н., Бондар В.В. Движение магнитных наночастиц в потоке жидкости при наложении постоянного магнитного поля // Доповіді Національної академії наук України. – 2012. – № 2. – С. 186–196.
7. Налескіна Л.А., Бородай Н.В., Чехун В.Ф. Сьогодні та перспективи створення наносистем спрямованої доставки лікарських препаратів до пухлинних клітин // Онкологія. – 2009. – Т. 11. – №3. – С. 166–173.
8. Подольцев А.Д., Кондратенко І.П. Синтез оптимальной магнитной системы с постоянными магнитами для адресной доставки магнитных наночастиц в заданную область биологических сред // Технічна електродинаміка. – 2013. – №4. – С. 3–12.
9. Розенфельд Л.Г., Москаленко В.Ф., Чекман І.С., Мовчан Б.О. Нанотехнології, наномедицина: перспективи наукових досліджень та впровадження їхніх результатів у медичну практику // Укр. мед. часопис. – 2008. – 5 (67). – С. 63–68.
10. Толмачев С.Т., Бондаревський С.Л., Кондратенко І.П. К вопросу о моделировании процесса движения магнитных частиц в неоднородном магнитном поле // Вісник Криворізького національного університету. – 2012. – Вип. 32. – С. 224–228.
11. Толмачев С.Т., Бондаревський С.Л. Некоторые вопросы полиградиентной магнитной сепарации // Електромеханічні і енергозберігаючі системи. – 2012. – Вип. 1/(17). – С. 31–36.
12. Darton N. J., Hallmark B., Han X. The in-flow capture of superparamagnetic nanoparticles for targeting therapeutics // Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine. – 2008. – № 4. – Pp. 19–29.
13. Magnetism in medicine: A Handbook / Ed. by A. Wilfried, H. Nowak. – Weinheim: Wiley-VCH, 2007. – 96 p.
14. Svoboda J. Magnetic Techniques for the Treatment of Materials. – Kluwer Academic Publishers, 2004. – 642 p.

УДК 004.94:621.928.8

МОДЕЛЮВАННЯ ДИНАМІКИ МАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК ПРИ ЇХНІЙ СЕПАРАЦІЇ

С.Л. Бондаревський¹, канд.техн.наук, І.П. Кондратенко², член-кореспондент НАН України

С.Т. Толмачов¹, докт.техн.наук

¹ – ДВНЗ «Криворізький національний університет»,
вул. XXII Партз'їзду, 11, Кривий Ріг, 50027, Україна,
e-mail: kafem@mail.ru kafem@knu.edu.ua

² – Інститут електродинаміки НАН України,
пр. Перемоги, 56, Київ-57, 03680, Україна,
e-mail: dep7ied@ukr.net

Виконано аналіз існуючих способів отримання магнітних нанорозмірних частинок, що застосовуються в медицині, з їхнім подальшим поділом на монодисперсні фракції. Встановлено математичні вирази для аналізу динаміки сферичних наночастинок при їхній магнітній сепарації в довільному магнітному полі із заданими розподілами векторів швидкостей несучого середовища і параметрів частинок. Розв'язання наведених рівнянь проведено чисельним методом із застосуванням пакета прикладних програм MatLab. Представлено результати математичного моделювання траєкторій нанорозмірних частинок у полі одиночного циліндра для різних напрямків зовнішнього поля і вектора швидкості несучого середовища. Бібл. 14, рис. 6, табл. 1.

Ключові слова: наночастинка, моделювання, динаміка, поле, магнітна сепарація.

MODELING OF THE MAGNETIC NANOPARTICLES DYNAMICS BY SEPARATION

S. Bondarevskyi¹, I. Kondratenko², S. Tolmachev¹

¹ – Kryvyi Rih National University,

11, XXII Partz'izdu str., Kryvyi Rih, 50027, Ukraine,

e-mail: kafem@mail.ru kafem@knu.edu.ua

² – Institute of Electrodynamics National Academy of Sciences of Ukraine,

pr. Peremohy, 56, Kyiv-57, 03680, Ukraine,

e-mail: dep7ied@ukr.net

The analysis of existing methods for magnetic nanosize particles producing used in medicine with subsequent separation of them into monodispersed fractions is made. Mathematical expressions for analysis of spherical nanoparticles dynamics by magnetic separation in the arbitrary magnetic field with the predetermined vector distribution of carrying medium velocities and particle parameters are established. The decision of given equations is made by the numerical method using the software package MatLab. The results of mathematical modeling of nanosized particles trajectories in the single cylinder field for different directions of the external field and the carrying medium velocity vector are presented. References 14, figures 6, table 1.

Keywords: nanoparticle, modeling, dynamics, field, magnetic separation.

1. Alferov Zh.I., Aseev A.L., Haponov S.V., Koptev P.S., Panov V.I., Poltoratskii E.A., Sibeldin N.N., Suris R.A. Nanomaterials and nanotechnology // Mikrosistemnaia Tekhnika. – 2003. – No 8. – Pp. 3–13. (Rus)
2. Gubin S.P., Koksharov Yu.A., Khomutov G.B., Yurkov G.Yu. Magnetic nanoparticles: preparation methods, structure and properties // Uspekhi Khimii. – 2005. – Vol. 74(6). – Pp. 539–574. (Rus)
3. Zagirnyak M.V., Volkanin Ye.Ye. Development of a method definition of geometrical parameters of the element matrix high-gradient separator nanoparticles // Tekhnichna Elektrodynamika. – 2014. – No 6. – Pp. 24–29. (Rus)
4. Karlov A.O., Kondratenko I.P., Kryshchuk R.S., Rashchepkin A.P. Magnetic system with permanent magnets for localization magnetic nanoparticles in a given region of the biological environments // Elektromekhanichni i Enerhozberihaiuchi Systemy. – 2014. – Vol. 4(28). – Pp. 79–85. (Ukr)
5. Kirilenko A.V., Chekhun V.F., Podoltsev A.D., Kondratenko I.P., Kucheryavaya I.N., Bondar V.V., Shpilevaya S.I., Todor I.N. Analysis of the force action of a high-gradient magnetic field on magnetic nanoparticles in a flowing fluid // Dopovidi Natsionalnoi Akademii Nauk Ukrainy. – 2010. – Vol. 9. – Pp. 162–172. (Rus)
6. Kirilenko A.V., Chekhun V.F., Podoltsev A.D., Kondratenko I.P., Kucheryavaya I.N., Bondar V.V. Motion of magnetic nanoparticles in flowing liquid under the action of static magnetic field // Dopovidi Natsionalnoi Akademii Nauk Ukrainy. – 2012. – No 2. – Pp. 186–196. (Rus)
7. Naleskina L.A., Borodai N.V., Chekhun V.F. Realities and prospects of developing nanosystems for targeted delivery of drugs to cancer cells // Onkolohiia. – 2009. – Vol. 11. – No 3. – Pp. 166–173. (Ukr)
8. Podoltsev A.D., Kondratenko I.P. Synthesis of the optimal magnetic system with permanent magnets for drag delivery of magnetic nanoparticles in biological environment // Tekhnichna Elektrodynamika. – 2013. – No 4. – Pp. 3–12. (Rus)
9. Rosenfeld L.G., Moskalenko V.F., Chekman I.S., Movchan B.O. Nanotechnology, Nanomedicine: Prospects for research and implementation of its results into medical practice // Ukrainskyi Medychnyi Chasopys. – 2008. – No 5. – Pp. 63–68. (Ukr)
10. Tolmachev S.T., Bondrevskii S.L., Kondratenko I.P. Considering the problem of Modeling Magnetic Particles motion Process in Nonuniform Magnetic Field // Visnyk Kryvorizkoho Natsionalnoho Universytetu: Zbirnyk nauk. prats. – 2012. – Vypusk 32. – Pp. 224–228. (Rus)
11. Tolmachev S.T., Bondrevskii S.L. Some problems of polygradient magnetic separation // Elektromekhanichni i Enerhozberihaiuchi Systemy. – 2012. – Vypusk 1/(17). – Pp. 31–36. (Rus)
12. Darton N.J., Hallmark B., Han X. The in-flow capture of superparamagnetic nanoparticles for targeting therapeutics // Nanomedicine: Nanotechnology, Biology, and Medicine. – 2008. – No 4. – Pp. 19–29.
13. Magnetism in medicine: A Handbook / Ed. by A. Wilfried, H. Nowak. – 2nd ed. – Weinheim: Wiley-VCH, 2007. – 96 p.
14. Svoboda J. Magnetic Techniques for the Treatment of Materials. – Kluwer Academic Publishers, 2004. – 642 p.

Надійшла 24.03.2015
Остаточний варіант 08.04.2015