

УДК 621.3.013

### МАГНІТНА СИСТЕМА ДЛЯ ДОСТАВКИ МАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК У ЗАДАНУ ОБЛАСТЬ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

**О. М. Карлов**

Інститут електродинаміки НАН України,  
просп. Перемоги, 56, м. Київ-57, 03680, Україна. E-mail: dep7ied@ukr.net

Запропоновано нову конструкцію магнітної системи на постійних магнітах зі сплаву Nd-Fe-B зі змінними полюсними наконечниками для створення магнітних сил, що діють на наночастинки, в заданому об'ємі біологічного об'єкта. На основі рівнянь Максвелла за допомогою методу кінцевих елементів розроблена математична модель і методика чисельного розрахунку в тривимірній постановці магнітного поля, що створюється цією магнітною системою. Дослідження такої магнітної системи показали, що за допомогою змінних полюсних наконечників можна змінювати як розподіл силової дії на однодоменні наночастинки за висотою заданого об'єму, так і величину максимальної силової дії. Це дозволяє створити необхідний розподіл магнітних наночастинок у заданому об'ємі біологічного об'єкта. Порівняння розрахункових і експериментальних даних розподілу магнітного поля в робочому об'ємі магнітної системи (сфера діаметром 3 см) підтверджують достовірність розробленого методу розрахунку магнітної системи.

**Ключові слова:** магнітне поле, наночастинки, постійні магніти, онкологія.

### МАГНИТНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ ДОСТАВКИ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ В ЗАДАННУЮ ОБЛАСТЬ БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕД

**А. Н. Карлов**

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

Предложена новая конструкция магнитной систем на постоянных магнитах из сплава Nd-Fe-B с переменными полюсными наконечниками для создания магнитных сил, действующих на наночастицы, в заданном объеме биологического объекта. На основании уравнений Максвелла с помощью метода конечных элементов разработана математическая модель и методика численного расчета в трехмерной постановке, магнитного поля создаваемого этой магнитной системой. Исследования такой магнитной системы показали, что с помощью сменных полюсных наконечников можно изменять как распределение силового воздействия на однодоменные наночастицы по высоте заданного объема, так и величину максимального силового воздействия. Это позволяет создавать необходимое распределение магнитных наночастиц в заданном объеме биологического объекта. Сравнение расчетных и экспериментальных данных распределения магнитного поля в рабочем объеме магнитной системы (сфера диаметром 3 см), подтверждают достоверность разработанного метода расчета магнитной системы.

**Ключевые слова:** магнитное поле, наночастицы, постоянные магниты, онкология.

**АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ.** Проблема лікування раку досить гостро стоїть перед людством, тому над цією проблемою працюють у багатьох високорозвинутих країнах. Цьому питанню приділяють велику увагу й у нашій країні. Методи лікування такої важкої недуги пов'язані з дією на організм хворого дуже шкідливих препаратів, що повинні знищувати ракові пухлини, але такі препарати знищують і нормальні клітини. Це призводить до негативної дії таких препаратів на організм хворого, тому час використання таких препаратів невеликий і ефективність менша. Для усунення цих недоліків необхідна адресна доставка препарату в задану область і концентрація препарату в цій зоні, але звичайними методами цього досягти досить складно.

Для зменшення впливу цих ліків на організм і покращення їх дії на пухлину, досить активно досліджується використання магнітних наночастинок для адресної доставки препаратів в задану область [1–3]. Використання магнітних наночастинок пов'язано з тим, що вони мають задані розміри (2–10 нм), які набагато менші клітини (10–100 мкм). Крім того, під дією зовнішнього магнітного поля можна керувати рухом таких частинок і направляти їх у задану область, а після доставки препарату у задану область, їх можна використати для магнітної гіпертермії [4].

Мета роботи – розробити магнітну систему на постійних магнітах із можливістю регулювання силового впливу на магнітні наночастинки, для їх адресної доставки і локалізації в заданій області біологічної системи (сфера діаметром 3 см, яка знаходиться на поверхні полюсного наконечника).

**МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ.** У роботі [5] розглядалися різні магнітні системи, які створювали заданий розподіл магнітного поля. На практиці виникає задача створення та застосування магнітної системи більш складної конструкції в якій можливо змінювати, як розподіл магнітного поля так і його величину. Магнітне поле в такій системі можна розрахувати тільки чисельними методами.

Будемо вважати, що магнітна система буде діяти на однодоменні магнітні наночастинки, це частки діаметр яких менше деякого критичного значення [6]. У частому випадку такий критичний діаметр часток магнетиту дорівнює приблизно 10 нм.

Критерієм для дослідження буде використовувати силовий вплив на однодоменні магнітні наночастинки, який пропорційний величині  $\nabla|\mathbf{B}_0|$  [5, 7].

Конструкція магнітної системи, що досліджувалась, показана на рис. 1. На рис. 1,а схематично зображена магнітна система, а на рис. 1,б – фотографія

експериментального зразка. Ця магнітна система складається із восьми постійних магнітів розмірами 40x50x10 мм і двох магнітів – 4 – розмірами 40x40x10 мм із матеріалу Nd-Fe-B, намагніченими, як показано стрілками, феромагнітного полюсу 3 із розмірами 40x40x30 мм, феромагнітного полюсного наконечника 2. Величина  $b$  приймала значення 10, 20, 30, 40, 50 мм, а  $h$  – 5, 10, 15, 20 мм. Область опромінення – 1 (рис. 1).

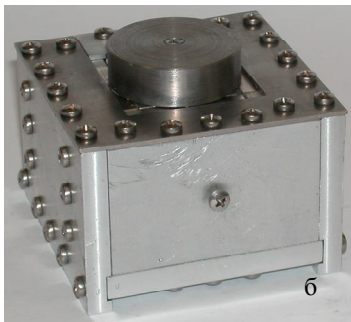
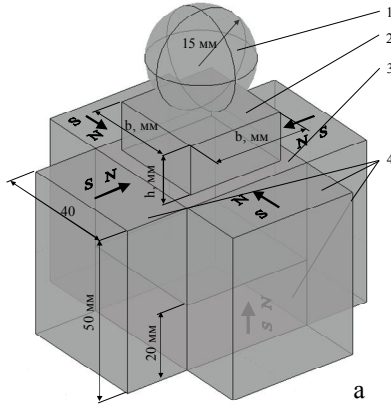


Рисунок 1 – Магнітна система з постійними магнітами і феромагнітною вставкою

Розподіл магнітного поля в цій системі при відсутності електричних струмів описується системою рівнянь Максвелла

$$\begin{aligned} \nabla \times \mathbf{H} &= 0 \Rightarrow \mathbf{H} = -\nabla \varphi_m, \\ \nabla \mathbf{B} &= 0 \end{aligned} \quad (1)$$

де  $\mathbf{H}$  – вектор напруженості магнітного поля,  $\varphi_m$  – скалярний магнітний потенціал,  $\mathbf{B}$  – вектор магнітної індукції.

Для постійних магнітів будемо використовувати додаткове рівняння

$$\mathbf{B} = \mu_0 \mu_r \mathbf{H} + \mathbf{B}_r, \quad (2)$$

де  $\mu_r$  – відносна магнітна проникність постійних магнітів і  $\mathbf{B}_r$  – залишкова магнітна індукція постійних магнітів. Для використаних постійних магнітів із матеріалу Nd-Fe-B марки N38SH  $\mu_r = 1,06$  і  $B_r = 1,26$  Тл .

Після простих перетворень із виразів (1) і (2) отримаємо наступне диференціальне рівняння для скалярного магнітного потенціалу:

$$\nabla (\mu_0 \mu_r \nabla \varphi_m - \mathbf{B}_r) = 0. \quad (3)$$

Після знаходження розподілу скалярного потенціалу  $\varphi_m$ , напруженість магнітного поля визначається як  $\mathbf{H} = -\nabla \varphi_m$ , а магнітна індукція  $\mathbf{B} = \mu_0 \mathbf{H}$ .

Це диференціальне рівняння вирішувалось чисельним методом у тривимірній постановці з використанням методу скінченних елементів, що використовується у програмному продукті COMSOL Multiphysics [8]. На зовнішніх границях області задавалися граничні умови, що нормальна компонента магнітної індукції дорівнює нулю.

Для заданої магнітної системи змінювались розміри полюсних наконечників і досліджувався розподіл силового впливу на однодомні магнітні наночастинки в заданій області 1 (рис. 1).

Для дослідження однорідності розподілу магнітного поля запропоновано використовувати коефіцієнт неоднорідності магнітної індукції в зоні пухлини, який представляє собою відношення максимальної індукції до мінімальної у заданій зоні ( $B_{\max}/B_{\min}$ ). На рис. 2 представлені залежності цього коефіцієнта в залежності від товщини і ширини полюсного наконечника.

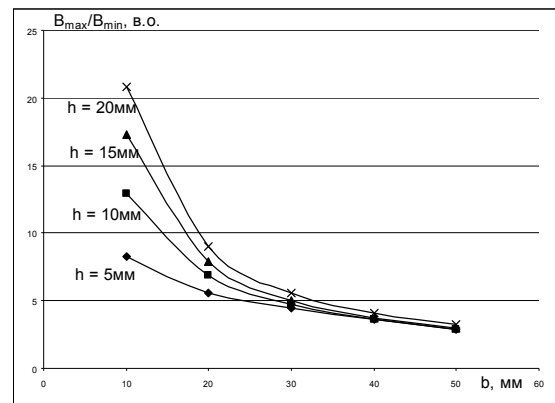


Рисунок 2 – Коефіцієнт неоднорідності магнітної індукції в зоні пухлини 3 залежно від товщини і ширини полюсного наконечника

Як видно з рис. 2, чим більша ширина полюсного наконечника, тим менша неоднорідність магнітного поля в зоні пухлини. При ширині 10 мм товщина досить сильно впливає на величину коефіцієнта неоднорідності і чим більша товщина, тим більша неоднорідність, але при ширині 50 мм неоднорідність найменша, і величина коефіцієнта практично не залежить від товщини полюсного наконечника.

Дослідимо розподіл силового впливу на однодомні магнітні наночастинки в перерізі зони пухлини для товщини полюсного наконечника 10 мм. На рис. 3 представлені відповідні розподіли силового впливу на однодомні магнітні наночастинки в перерізі зони пухлини для магнітної системи з шириною полюсного наконечника 50, 30, 10 мм.

Як видно з рис. 3, при зменшенні ширини полюсного наконечника зростає величина максимальної силової дії, але в той же час найбільший силовий вплив зміщується з горизонтальної вісі до полюсного наконечника.

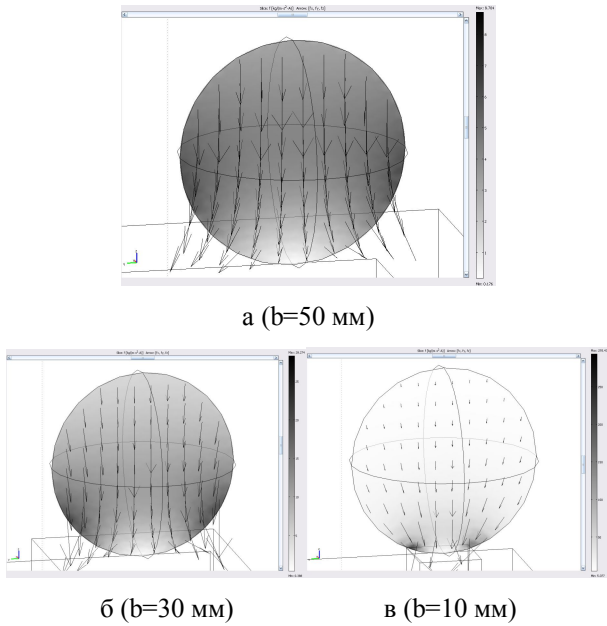


Рисунок 3 – Розподіл силового впливу на однодомні магнітні наночастинки в зоні пухлини при товщині полюсного наконечника 10 мм

На рис. 4 представлені відповідні розподіли силового впливу на однодомні магнітні наночастинки по вертикальній осі зони пухлини для магнітної системи з шириною полюсного наконечника 50 і 10 мм і товщиною 10 мм.

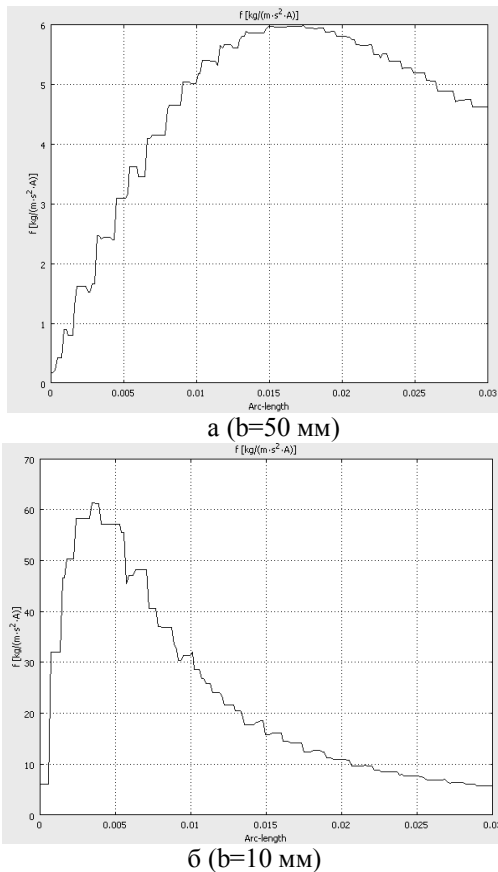


Рисунок 4 – Розподіл силового впливу на однодомні магнітні наночастинки по вертикальній осі

Як видно з рис. 4, при зменшенні ширини полюсного наконечника зростає відносна максимальна силова дія від 6 Тл/м при ширині полюсного наконечника 50 мм до 70 Тл/м при ширині 10 мм, крім того, зменшується відстань від полюсного наконечника до екстремуму силової функції від 17 до 4 мм відповідно.

Для підтвердження достовірності отриманих результатів моделювання проведені експериментальні дослідження розподілу z-складової магнітної індукції у зоні пухлини.

Розглянемо розподіл z-складової індукції магнітного поля по вертикальній осі симетрії сфери рис. 5 для полюсного наконечника з розмірами d50 x h10 мм. На рисунку лінійно зображено розподіл z-складової індукції магнітного поля, розрахованою за допомогою аксіальної моделі [8], штрих пунктирною лінією – розрахованою за допомогою трьохвимірної моделі [8], а точками – експериментально виміряну.

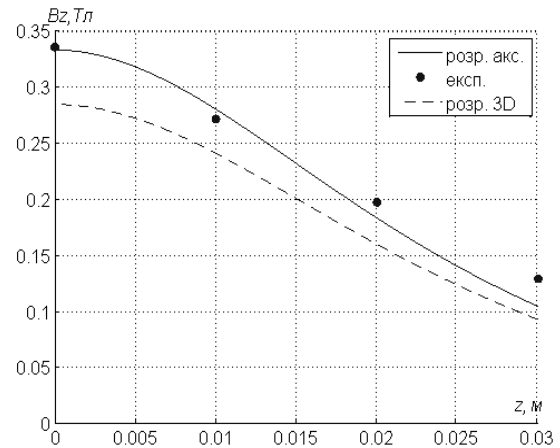


Рисунок 5 – Розподіл z-складової індукції магнітного поля

Як видно з рис. 5, аксіальна модель дає результати, які більш наближені до експериментальних ніж тривимірні модель. Це пов'язано з тим, що у тривимірній моделі неможливо задати більш точну сітку кінцевих елементів, що призводить до похибки розрахунків. Хоч аксіальна модель і дає більш точні результати, використовувати її можливо тільки на підставі тривимірних розрахунків і тільки для такої симетричної установки.

Порівняння результатів розрахунку і вимірювання свідчать про задовільну точність розрахункової моделі і отриманих теоретичних результатів.

**ВИСНОВКИ.** На основі розробленої методики чисельного розрахунку магнітного поля в складних магнітних системах із постійними магнітами розглянута тривимірні конструкція магнітної системи, в якій можливо змінювати як розподіл магнітного поля, так і його величину.

Показано, що при зміні ширини полюсного наконечника змінюється як розподіл магнітного поля, так і його величина в зоні пухлини, а при зміні висоти полюсного наконечника змінюється тільки величина.

Найбільш рівномірне поле створюється з полюсним наконечником шириною 50 мм.

Порівняння розрахункових і експериментальних результатів підтверджують достовірність розроблених методів розрахунку магнітних систем.

## ЛІТЕРАТУРА

1. Pankhurst Q.A. et al. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine // *J. Phys. D. Appl. Phys.* – 2003. – Vol. 36. – PP. 167–181.

2. Розенфельд Л.Г., Москаленко В.Ф., Чекман І.С., Мовчан Б.А. Нанотехнології, наномедицина: перспективи наукових досліджень і внедрення їх результатів в медичинську практику // Український медичний часопис. – 2008. – № 5. – С. 63–68.

3. Горбик П.П., Чехун В.Ф., Шпак А.П. Фізико-хімічні та медико-біологічні аспекти створення поліфункціональних наноконструкцій і нанороботів // Матеріали конфер. “Нанорозмірні систе-

ми: будова, властивості, технології”, 21–23 листопада 2007, м. Київ. – С. 422.

4. Jordan et al. Magnetic fluid hyperthermia // *Journal of Magnetism and Magnetic Materials.* – 1999. – Vol. 201. – PP. 413–419.

5. Подольцев А.Д., Кондратенко И.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.

6. Боровик Е.С., Еременко В.В., Мильнер А.С. Лекции по магнетизму. – М.: Физ.-мат. лит-ра, 2005. – 510 с.

7. Джексон Дж. Классическая электродинамика. – М.: Мир, 1965. – 532 с.

8. Comsol Multiphysics [Электронный ресурс]. – Режим доступа: <http://www.comsol.com>.

### THE MAGNETIC SYSTEM FOR MAGNETIC NANOPARTICLES DELIVERY IN THE GIVEN ZONE OF BIOLOGICAL ENVIRONMENTS

A. Karlov

Institute of Electrodynamics of National Academy of Sciences of Ukraine, prosp. Peremogy 56, Kyiv-57, 03680, Ukraine. E-mail: dep7ied@ukr.net

The author has suggested a new design of magnetic systems with permanent magnet of Nd-Fe-B alloy with replaceable pole shoes for generation of magnetic forces acting on nanoparticles in a given volume of a biological object. On the Maxwell's equations basis and by means of FEM, a mathematical model and numerical calculations in three-dimensional statement of magnet field created by this magnetic system were developed. The performed research of such a magnetic system has shown that using the replaceable pole shoes allows for variation both: distribution of impact on single-domain nanoparticles in elevation of the given volume, and maximum impact force as well. It allows, therefore, creating the needed distribution of magnetic nanoparticles in the given volume of a biological object. Comparison of calculated and experimental data of the magnet field distribution in the work volume of the magnetic system (a sphere with a diameter of 3 sm) proved reliability of the developed method of magnetic system calculation.

**Key words:** magnetic field, nanoparticles, constant magnets, oncology.

## REFERENCES

1. Pankhurst, Q.A. et al. (2003), “Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine”, *J.Phys. D. Appl. Phys.*, vol. 36, pp. 167–181.

2. Rosenfeld, L.G., Moskalenko, V.F., Chekman, I.S., and Movchan, B.A. (2008), “Nanotechnology. Nanomedicine: Prospects for research and implementation of its results into medical practice”, *Ukrainsky medichny chasopis*, no. 5, pp. 63–68.

3. Gorbik, P.P., Chekhun, V.F., Shpak, A.P. (2007), “Physico-chemical and medico-biomedical aspects of creation of nanocomposites”, *International Conference "Nanoscale Systems: structure, properties and technology"*, Kiev, November 21–23, 2007, p. 422.

4. Jordan et al. (1999), “Magnetic fluid hyperthermia”, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 201, pp. 413–419.

5. Podoltsev, O.D. and Kondratenko, I.P. (2013), “Synthesis of the optimal magnetic system with permanent magnets for drag delivery of magnetic nanoparticles in a biological environment”, *Tekhnichna elektrodynamika*, no. 4, pp. 3–12.

6. Borovik, E.S., Eremenko, V.V., Milner, A.S. (2005), *Lektsii po magnetizmu* [Lectures on magnetism], Fizmatlit, Moscow, Russia.

7. Jackson, J.D. (1965), *Klassicheskaya elektrodynamika* [Classical Electrodynamics], Translated by Burshteyn E.L., Mir, Moscow, Russia.

8. Comsol Multiphysics [electronic source], available at: <http://www.comsol.com>.

Стаття надійшла 18.12.2013.