

УДК 621.3.013

МАГНІТНА СИСТЕМА З ПОСТІЙНИМИ МАГНІТАМИ ДЛЯ ЛОКАЛІЗАЦІЇ МАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК У ЗАДАНІЙ ОБЛАСТІ БІОЛОГІЧНИХ СЕРЕДОВИЩ

О. М. Карлов, І. П. Кондратенко, Р. С. Кришук, А. П. Рашепкін

Інститут електродинаміки Національної академії наук України
просп. Перемоги, 56, Київ, 03680, Україна. E-mail: dep7ied@ukr.net

Розглянуто магнітні системи з постійними магнітами зі сплаву Nd-Fe-B, призначення яких полягає в адресній доставці й локалізації магнітних наночастинок у заданій області біологічного об'єкта. Особливість виконання таких магнітних систем полягає в застосуванні ферромагнітного полюсу, ферромагнітних наконечників і шунтувального магніту. Доведено можливість концентрування магнітних наночастинок в областях, віддалених від поверхні магнітної системи за допомогою застосування відповідних концентраторів. На основі рівнянь Максвелла за допомогою методу кінцевих елементів проведено математичне моделювання й доведено, що зміна ширини ферромагнітних полюсів дозволяє змінювати як розподіл силової функції, що діє на однодомні наночастинки по висоті заданого об'єму, так і величину максимальної силової дії. Зміна товщини магнітів не впливає суттєво на розподіл силової функції, а тільки на її величину. Розроблені магнітні системи можуть бути використані в експериментальній онкології для дослідження їх дії на магнітні наночастинок при лікуванні онкологічних захворювань.

Ключові слова: магнітне поле, наночастинок, постійні магніти, онкологія.

МАГНИТНАЯ СИСТЕМА НА ПОСТОЯННЫХ МАГНИТАХ ДЛЯ ЛОКАЛИЗАЦИИ МАГНИТНЫХ НАНОЧАСТИЦ В ЗАДАННОЙ ОБЛАСТИ БИОЛОГИЧЕСКИХ СРЕД

А. Н. Карлов, И. П. Кондратенко, Р. С. Кришук, А. П. Рашепкин

Институт электродинамики Национальной академии наук Украины
просп. Победы, 56, Киев, 03680, Украина. E-mail: dep7ied@ukr.net

Рассмотрены магнитные системы с постоянными магнитами из сплава Nd-Fe-B, назначение которых заключается в адресной доставке и локализации магнитных наночастиц в заданной области биологического объекта. Особенность выполнения магнитных систем заключается в применении ферромагнитного полюса, ферромагнитных наконечников и шунтирующего магнита, концентрирующих магнитное поле в заданной области. Показана возможность концентрирования магнитных наночастиц в областях, удаленных от поверхности магнитной системы при помощи использования соответствующих концентраторов. На основании уравнений Максвелла с помощью метода конечных элементов проведено математическое моделирование и доказано, что изменение ширины ферромагнитных полюсов позволяет изменять как распределение силовой функции, действующей на однодомные наночастицы по высоте заданного объема, так и величину максимального силового воздействия. Изменение толщины магнитов не влияет существенно на распределение силовой функции, а только на её величину. Разработанные магнитные системы могут быть использованы в экспериментальной онкологии для исследования их влияния на магнитные наночастицы при лечении онкологических заболеваний.

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

АКТУАЛЬНІСТЬ РОБОТИ. З кожним роком проблема онкологічних захворювань дедалі більше постає перед людством, тому над вирішенням цієї проблеми працюють багато вчених із різних країн світу. Цьому питанню приділяють значну увагу й у нашій країні. Одним із методів лікування такої важкої недуги є хіміотерапія, що обумовлена дією на організм хворого дуже шкідливих препаратів. В останні роки були створені такі протипухлинні препарати, які можуть у низці випадків зберегти життя пацієнтам, що раніше вважалися невиліковними. Більшість цих ліків належить до групи цитотоксичних агентів. Такі речовини знищують клітини, які активно діляться, пригнічують розвиток злоякісних пухлин, але згубно діють на здорові клітини й тканини організму. Це призводить до негативної дії таких препаратів на організм хворого, тому час використання їх невеликий і ефективність менша. Звідси впливає необхідність адресної доставки препарату в задану область, його концентрація й утримання в ній.

З метою доставки протипухлинних препаратів на теперішній час досить активно досліджується можливість використання магнітних наночастинок [1–3]. Ідея методу полягає у використанні магнітних сил для транспортування композитних наночастинок, до складу яких входять магнітні частинки й протипухлинний препарат, що рухаються під дією зовнішнього неоднорідного магнітного поля магнітних систем на постійних магнітах. Це дозволяє "безконтактним" способом підвищувати їхню концентрацію безпосередньо в зоні злоякісної пухлини біологічної системи. Метод отримав назву: адресна доставка та локалізація магнітних наночастинок у біологічних системах. Крім того, магнітні частки, що знаходяться в потоці крові, при дії зовнішнього магнітного поля дозволяють підвищити ефективну в'язкість крові та можуть призводити до виникнення "керованих" тромбів у венах і капілярах, що живлять ракові клітини, тобто до виникнення керованого фізичного ефекту блокування кровопостачання. Заснований на такому фізичному принципі спосіб терапії пухлини

на цей час інтенсивно вивчається.

Крім того, магнітні наночастинки, які потрапляють у злякисну клітину, здатні поглинати енергію зовнішнього змінного електромагнітного поля. В результаті можна очікувати локальний нагрів оточуючих тканин. Ця технологія називається магнітна гіпертермія й наразі активно досліджується [4]. Крім цього, наночастинки пропонують використовувати як контрастних агентів для отримання більш інформативних зображень магнітного резонансу.

Магнітне поле постійних магнітів природно загасає в просторі прямо пропорційно відстані від поверхні постійних магнітів. У той же час магнітна сила, що діє на магнітну наночастинку, прямо пропорційна градієнту напруженості магнітного поля. У роботі [7] доведено, що конфігурація магнітної системи впливає певним чином на розподіл не лише магнітного поля, а й на розподіл градієнту напруженості магнітного поля. З урахуванням зазвичай заглибленого розташування пухлини дуже важливим є створення магнітних систем, які здатні створювати зони рівномірного розподілу градієнту магнітного поля в ділянках біологічного організму, віддаленого від поверхні.

Метою роботи є дослідження магнітної системи на постійних магнітах залежно від її геометричних розмірів для отримання необхідного силового впливу на магнітні наночастинки в заданій області біологічної системи (сфера діаметром 4 см), що знаходиться на деякій відстані від поверхні магнітної системи.

МАТЕРІАЛ І РЕЗУЛЬТАТИ ДОСЛІДЖЕНЬ. У роботі [5] досліджувався вплив полюсних наконечників на розподіл магнітного поля в області пухлини, що знаходилась на поверхні полюсного наконечника. Дослідження розподілу силової функції залежно від геометричних розмірів магнітних систем і її віддалення від зони пухлини для встановлення оптимальних розмірів цієї системи не проводились.

Будемо вважати, що магнітна система діятиме на однодоменні магнітні наночастинки – частки, діаметр яких менше деякого критичного значення [6]. Зазвичай такий критичний діаметр часток магнетиту дорівнює приблизно 10 нм.

Силовий вплив на однодоменні магнітні наночастинки, як показано в роботах [7, 8], будемо визначати по силовій функції $F = \nabla|B|$.

Як магнітна система досліджувалась конструкція, зображена на рис. 1. Ця магнітна система складається з чотирьох постійних магнітів 4 і шунтувального магніту 5 із високо коерцитивного сплаву Nd-Fe-B, намагніченими, як показано стрілками, феромагнітного полюсу 3 та феромагнітного полюсного наконечника 2. Ширина полюсного наконечника b варіювалась у межах від 10 до 80 мм, ширина p магніту 4 від 30 до 70 мм, товщина bm від 10 до 70 мм, а висота k від 30 до 270 мм. Область опромінення 1 знаходиться на відстані m від полюсного наконечника.

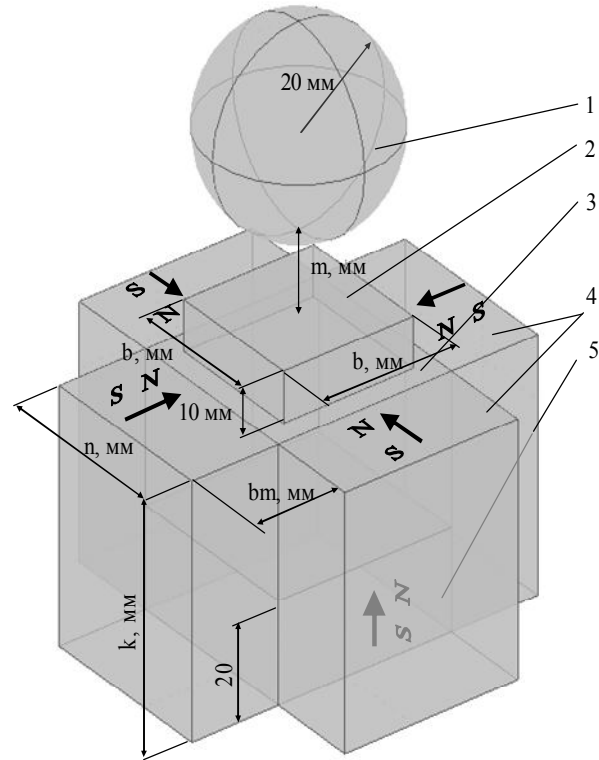


Рисунок 1 – Магнітна система з постійними магнітами й феромагнітною вставкою

Розподіл магнітного поля в цій системі при відсутності електричних струмів описується системою рівнянь Максвела в магнітостатичному наближенні:

$$\nabla \times \mathbf{H} = 0; \nabla \cdot \mathbf{B} = 0, \quad (1)$$

де \mathbf{H} – вектор напруженості магнітного поля; \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 μ_0 – магнітна проникність вакууму; μ_r – відносна магнітна проникність постійних магнітів; \mathbf{B}_r – залишкова магнітна індукція постійних магнітів. У досліджуваній магнітній системі використано постійні магніти зі сплаву Nd-Fe-B марки N38SH, у яких $\mu_r = 1,06$ і $B_r = 1,26$ Тл.

Після простих перетворень із виразів (1) і (2) отримаємо наступне диференціальне рівняння для векторного магнітного потенціалу ($\mathbf{B} = \nabla \times \mathbf{A}$):

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

Магнітне поле в такій системі можна розрахувати чисельними методами. Це диференціальне рівняння вирішувалось для двовимірної аксіальної моделі із застосуванням методу кінцевих елементів, що використовується у програмному продукті COMSOL Multiphysics [9]. На рис. 2 зображено розрахункову модель з аксіальною симетрією, що реалізована в цьому програмному просторі.

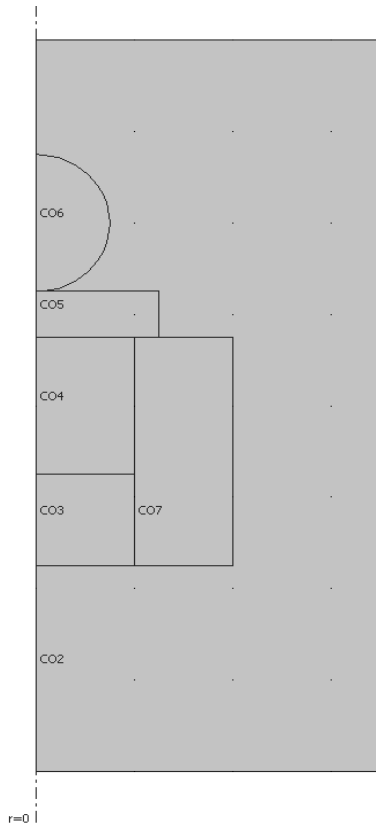


Рисунок 2 – Розрахункова модель магнітної системи

Використання такого методу розрахунку пов'язано з тим, що він дає результати, більш наближені до експериментальних [5]. На зовнішніх границях області задавались граничні умови, коли складова векторного магнітного потенціалу φ дорівнює нулю.

Дослідимо розподіл силової функції на однодоменні магнітні наночастинки в зоні пухлини. На рис. 3 зображено розподіл силової функції по вертикальній осі зони пухлини для магнітної системи при зміні ширини феромагнітного полюса n від 30 до 80 мм та при товщині магніту $b_m = 20$ мм (рис. 1). Зона пухлини знаходиться на поверхні полюса ($m = 0$ мм), і полюсний наконечник не використовується.

Найбільш вражаючим результатом моделювання розподілу силової функції магнітних систем наданої конфігурації є зміщення максимуму силової функції на певну відстань від поверхні. Як видно з рис. 3, при збільшенні ширини полюса зменшується відносна силова дія, крім того, збільшується відстань від полюса до екстремуму силової функції від 10 до 27 мм відповідно, а розподіл сили стає більш рівномірним. Тому для отримання рівномірного розподілу силової дії в заданій області необхідно використовувати магнітні системи з полюсами, які принаймні на 50 % більші від заданої області. Для створення великої силової дії у невеликій області доцільно використовувати малі полюси чи полюсні наконечники.

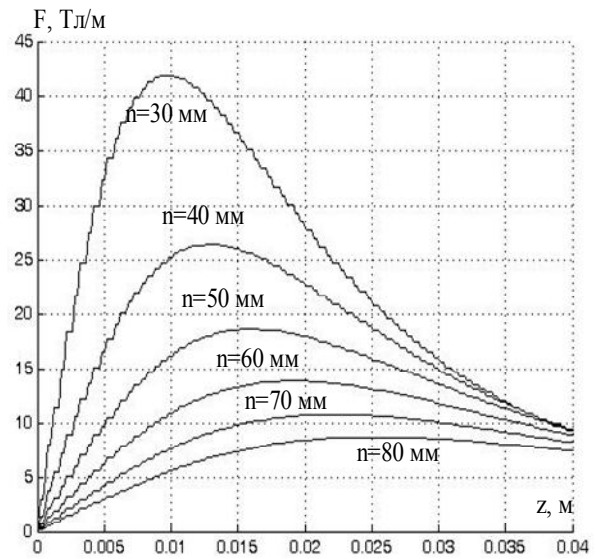


Рисунок 3 – Розподіл силового впливу залежно від ширини феромагнітного полюса

Використання полюсних наконечників не призводить до зміни розподілу силової функції по вертикальній осі зони пухлини, а зменшується тільки її величина, тому для отримання магнітних систем із більшим силовим впливом необхідно використовувати магнітні системи без полюсних наконечників.

Використання полюсних наконечників доцільно при застосуванні однієї універсальної магнітної системи для різних пухлин. Так, при використанні магнітної системи з полюсом $n = 60$ мм (без наконечника) і системи з полюсом $n = 40$ мм та полюсним наконечником $b = 60$ мм і $h = 10$ мм при однаковій довжині магнітної системи й рівній кількості магнітного матеріалу ($b_m = 20$ мм, $b_m = 30$ мм відповідно) максимальний силовий вплив у зоні пухлини складає 17,27 і 15,6 Тл/м відповідно. Основна проблема при використанні полюсних наконечників полягає у складності їх заміни, оскільки сила притягання полюсного наконечника до магнітної системи може досягати сотень кілограмів.

На рис. 4 зображено розподіли силового впливу на однодоменні магнітні наночастинки по вертикальній осі зони пухлини для магнітної системи з товщиною магнітів 4 (рис. 1) від 10 до 70 мм при ширині полюса $n = 60$ мм. Зона пухлини знаходиться на поверхні полюса, й полюсний наконечник не використовується.

При їх аналізі видно, що розподіл силової функції по вертикальній осі зони пухлини змінюється незначно залежно від товщини магнітів, а при досягненні товщини 40–50 мм величина силової дії змінюється мало, тому збільшення товщини магнітів є недоцільним. Таке явище пояснюється збільшенням немагнітного проміжку, до складу якого, по суті, входять і самі магніти, магнітна проникність яких мало відрізняється від магнітної постійної.

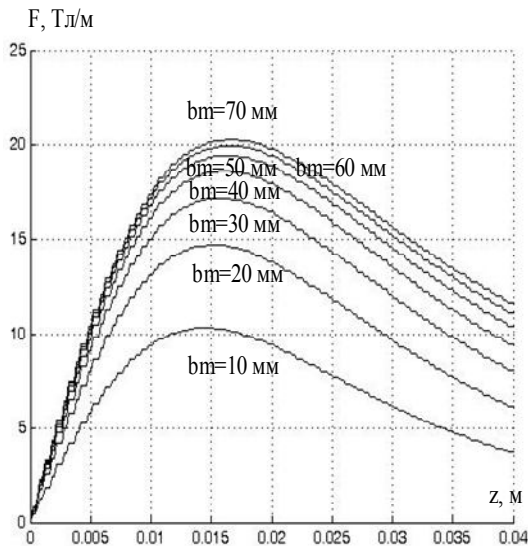


Рисунок 4 – Розподіл силового впливу залежно від товщини магнітів

Розглянемо розподіл силового впливу на однодоменні магнітні наночастинки по вертикальній осі зони пухлини для магнітної системи при зміні висоти магнітної системи k від 50 до 220 мм (рис. 5). Товщина шунтувального магніту залишається сталою (20 мм), ширина полюса $n = 60$ мм, а товщина $b_m = 40$ мм. Зона пухлини знаходиться на поверхні полюса ($m = 0$ мм), а полюсний наконечник не використовується.

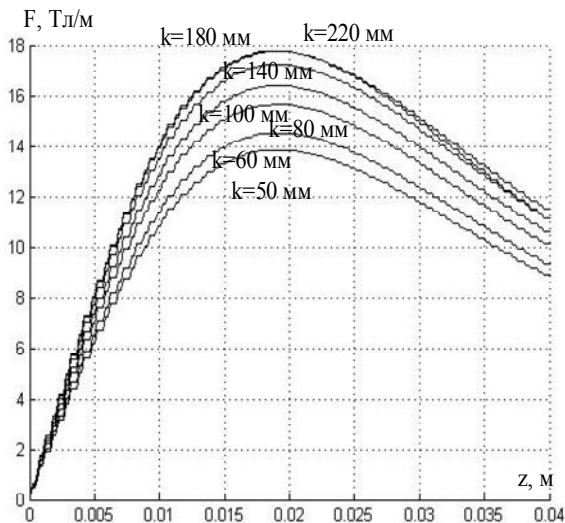


Рисунок 5 – Розподіл силового впливу залежно від висоти магнітів

З аналізу залежностей видно, що розподіл силової функції по вертикальній осі зони пухлини не змінюється залежно від висоти магнітів, а величина збільшується, хоча збільшення висоти більше 100 мм є недоцільним, оскільки за такою висотою кількість магнітного матеріалу збільшується удвічі

відносно магнітної системи з довжиною 50 мм, а силовий вплив – всього на 17 %. При досягненні висоти магніту 180 мм величина силової дії далі майже не змінюється. Порівняно зі зміною товщини магнітів (рис. 4) величина силової дії змінюється менше.

На рис. 6 зображено розподіл силового впливу по вертикальній осі зони пухлини для чотирьох магнітних систем, у яких попарно 1a і 2a та 1б і 2б об'єм магнітів однаковий, а геометричні розміри різні. Так, всі магнітні системи мають розмір феромагнітного полюса $n = 60$ мм. Магнітні системи 1a й 1б мають висоту магнітів $k = 50$ мм і товщину $b_m 50$ і 30 мм відповідно, а магнітні системи 2a й 2б – товщину магнітів 20 мм і висоту 140 і 80 мм. Зона пухлини знаходиться на поверхні полюса ($m = 0$ мм), а полюсний наконечник не використовується.

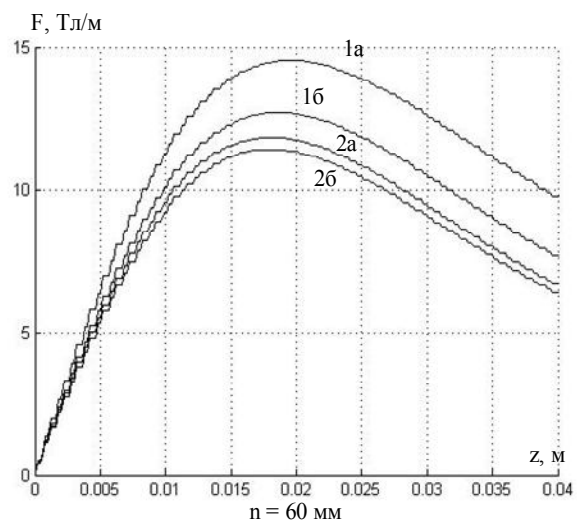


Рисунок 6 – Розподіл силового впливу залежно від товщини й висоти магнітів при однаковому їх об'ємі

З рис. 6 видно, що розподіл силової функції по вертикальній осі зони пухлини не залежить від висоти полюсів, а від товщини магнітів залежить мало. Величина силової дії більшою мірою залежить від товщини магнітів, ніж від їх довжини, тому магнітні системи слід виконувати низькими, а магніти вибирати з більшою товщиною.

Дослідимо вплив шунтуючого магніту 5 (рис. 1) на однодоменні магнітні наночастинки по вертикальній осі зони пухлини. На рис. 7 зображено розподіл силового впливу для магнітної системи з висотою $k = 50$ мм. Ширина полюса $n = 60$ мм, а товщина магніту прийнята $b_m = 20$ мм. Зона пухлини знаходиться на поверхні полюса, а полюсний наконечник не використовується. На рис. 7 крива 1 отримана при використанні шунтуючого магніту, крива 2 – коли замість магніту знаходиться повітря, а крива 3 – коли замість магніту знаходиться феромагнітна вставка, тобто коли феромагнітний полюс має висоту магнітної системи (у даному випадку 50 мм).

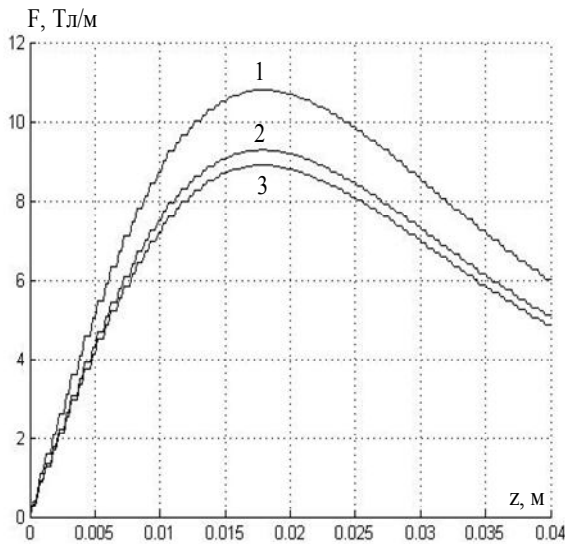


Рисунок 7 – Розподіл силового впливу залежно від наявності шунтуючого магніту

Як видно з рис. 7, найбільший силовий вплив створює магнітна система з шунтуючим магнітом (крива 1), а найменший – з феромагнітною вставкою (крива 3). Це пов'язано з тим, що магнітний потік, проходячи через феромагнітний полюс, розподіляється порівну по висоті, оскільки така система стає симетрична при використанні замість шунтуючого магніту феромагнітної вставки й частина потоку замикається знизу магнітної системи або розподіляється нерівномірно при відсутності шунтуючого магніту чи екранується за його наявності. При збільшенні довжини магнітної системи вплив шунтуючого магніту зменшується, тому використовувати його для довгих магнітних систем немає необхідності.

Дослідимо розподіл силової функції на однодоменні магнітні наночастинки по вертикальній осі циліндричної області висотою 100 мм і діаметром 40 мм на відстані 40 мм від магнітної системи (рис. 8). На рис. 8,а зображено розподіл силового впливу для магнітної системи з шириною феромагнітного полюса $n = 40, 60, 80$ мм, а на рис. 8,б – з шириною феромагнітного полюса $n = 60$ мм і полюсними наконечниками товщиною $h = 10$ мм і шириною $b = 40, 60, 80$ мм. Товщина магнітів $bm = 20$ мм, а висота $k = 50$ мм.

З рис. 8 видно, що магнітні системи з більшими феромагнітними полюсами дають більший силовий вплив, ніж системи з меншими полюсами на відстані 40 мм від магнітної системи. Це пов'язано з тим, що збільшується кількість магнітного матеріалу, у той час як при використанні полюсних наконечників такого не відбувається, що можна пояснити тим, що кількість магнітного матеріалу залишається незмінною. Крім того, при використанні полюсних наконечників частина магнітного потоку проходить через бокові грані наконечника, що призводить до зменшення силової дії на магнітні наночастинки. Це

можна побачити на рис. 8,а при $n = 60$ мм і на рис. 8,б при $b = 60$ мм, тому використовувати магнітні системи з полюсними наконечниками на відстані від магнітної системи є недоцільним. На відстані від магнітної системи доцільніше використовувати магнітні системи з більш широкими полюсами. Крім того, для збільшення силового впливу на відстані від магнітної системи більший ефект дає збільшення товщини магнітів bm (рис. 9).

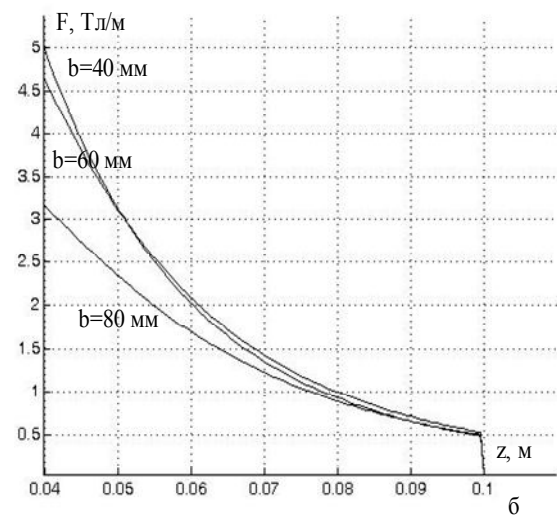
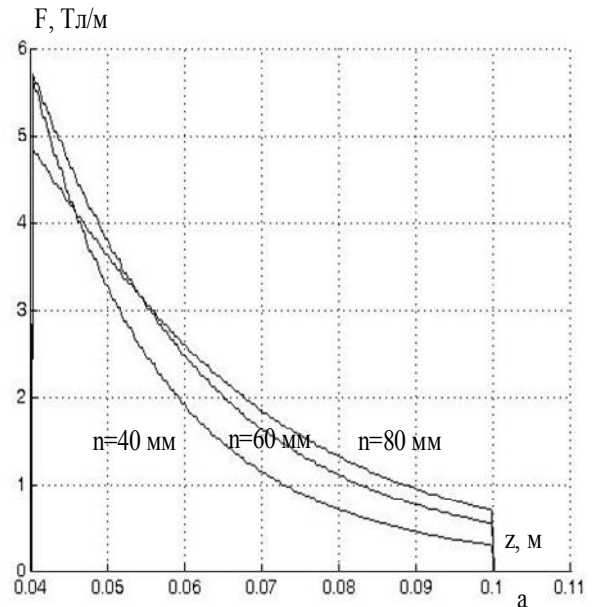


Рисунок 8 – Розподіл силового впливу по висоті

Дослідимо вплив замкнутого магнітопроводу на розподіл силової функції на однодоменні магнітні наночастинки по вертикальній осі циліндричної області. На рис. 10 зображено розподіл силового впливу для замкнутої магнітної системи з висотою повітряного проміжку: 1 – 40 мм, 2 – 60 мм, 3 – 80 мм, а 4, 4' – 100 мм і діаметром 40 мм; криву 4' отримано для незамкнутого магнітопроводу. Досліджувалась

магнітна система з шириною феромагнітного полюса $n = 60$ мм, товщиною магнітів $b_m = 20$ мм і висотою $k = 50$ мм.

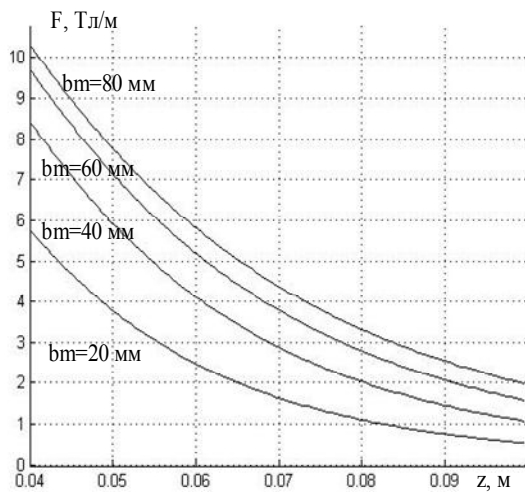


Рисунок 9 – Розподіл силового впливу по висоті залежно від ширини магніту

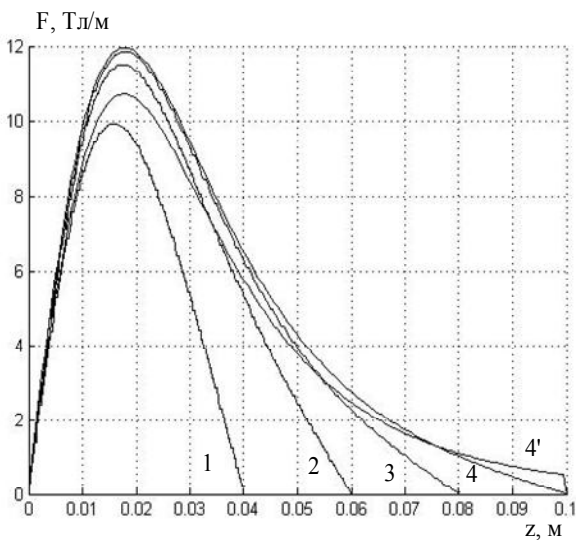


Рисунок 10 – Розподіл силового впливу по висоті для замкнутого магнітопроводу

З рис. 10 видно, що зменшення повітряного проміжку призводить до зменшення величини силового впливу на однодоменні магнітні наночастинки, а на його розподіл практично не впливає. Це пов'язано з тим, що використання замкнутого магнітопроводу призводить до того, що розподіл поля стає більш рівномірним. Крім того, використання замкнутого магнітопроводу не дає значного ефекту порівняно з незамкнутим магнітопроводом (криві 4 і 4'), але викликає складності при використанні таких систем для адресної доставки та локалізації в заданій облас-

ті біологічної системи при лікуванні онкологічних захворювань.

ВИСНОВКИ. Запропоновано нову конфігурацію магнітної системи, яка здатна забезпечувати накопичення магнітних наночастинок у зонах, віддалених від поверхні біологічного організму. Показано, що при зміні ширини полюса змінюється як розподіл силової дії, так і її величина в зоні пухлини. Рівномірний силовий вплив створюється полюсами, розміри яких на 50 % більші від діаметра пухлини. Висота й товщина магнітів визначають величину силової функції, але не впливають на її відносний розподіл у просторі. Збільшувати товщину магнітів більше 40–50 мм недоцільно. Використання замкнутих магнітопроводів є недоцільним, оскільки це не призводить до значного збільшення силової дії, а лише ускладнює конструкцію пристрою.

ЛІТЕРАТУРА

1. Pankhurst Q.A. and oth. Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine // *Journal of Physics D: Applied Physics*. – 2003. – Iss. 36. – PP. 167–181.
2. Розенфельд Л.Г., Москаленко В.Ф., Чекман І.С., Мовчан Б.А. Нанотехнологии, наномедицина: перспективы научных исследований и внедрения их результатов в медицинскую практику. // *Український медичний часопис*. – 2008. – № 5. – С. 63–68.
3. Горбик П.П., Чехун В.Ф., Шпак А.П. Физико-химические и медико-биологические аспекты создания полифункциональных нанокомпозитов и нанороботов // *Матеріали конф. "Нанорозмірні системи: будова, властивості, технології"*. – Київ, 21–23 листопада 2007 р. – С. 422.
4. Jordan and oth. Magnetic fluid hyperthermia // *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*. – 1999. – Iss. 201. – PP. 413–419.
5. Карлов О.М. Магнітна система з постійними магнітами і змінними полюсними наконечниками для доставки магнітних наночастинок в задану область біологічних середовищ // *Вісник Кременчуцького національного університету імені Михайла Остроградського*. – 2013. – Вип. 6/2013 (83). – С. 9–12.
6. Боровик Е.С., Еременко В.В., Мильнер А.С. *Лекции по магнетизму*. – М.: Физ.-мат. лит-ра, 2005. – 510 с.
7. 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.
8. Джексон Дж. *Классическая электродинамика*. – М.: Мир, 1965. – 532 с.
9. Comsol Multiphysics. – Available at: <http://www.comsol.com>.

MAGNETIC SYSTEM WITH PERMANENT MAGNETS FOR LOCALIZATION MAGNETIC NANOPARTICLES IN A GIVEN REGION OF THE BIOLOGICAL ENVIRONMENTS

A. Karlov, I. Kondratenko, R. Kryshchuk, A. Rashchepkin

Institute of Electrodynamics of National Academy of Science of Ukraine

prosp. Peremohy, 56, Kyiv, 03680, Ukraine. E-mail: dep7ied@ukr.net

The magnetic systems with permanent magnet alloy of Nd–Fe–B are discussed. The purpose of magnets is to address delivery and localization of magnetic nanoparticles in a given biological object. Features of the magnetic systems is the use of ferromagnetic pole and ferromagnetic tip, varying geometric dimensions which proved the possibility of concentration of magnetic nanoparticles in areas remote from the surface of the magnetic system. Mathematical modeling shows that change of the width of the ferromagnetic poles allows you to change both the distribution of power functions, acting on single-domain nanoparticles in height of a given volume, and value of the maximum impact force. Variation in the thickness of the magnets does not significantly influence the distribution of of power functions. The proposed magnetic systems can be used in experimental oncology.

Key words: the magnetic field, nanoparticles, permanent magnets, the continuous casting, oncology.

REFERENCES

1. Pankhurst, Q.A. and oth. (2003), “Applications of magnetic nanoparticles in biomedicine”, *Journal of Physics D: Applied Physics*, 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. (in Russian)
3. Gorbik, P.P., Chekhun, V.F. and Shpak, A.P. (2007), “Physico-chemical and medico-biomedical aspects of the creation of nanocomposites”, *Mezhdunarodnaya konferentsiya “Nanorozmirni Systemy: Budova, vlastivosti, tehnologii”* [International Conference "Nanoscale Systems: structure, properties and technology"], Kiev, November 21–23, 2007, pp. 422. (in Russian)
4. Jordan and oth. (1999), “Magnetic fluid hyperthermia”, *Journal of Magnetism and Magnetic Materials*, vol. 201, pp. 413–419.
5. Karlov, A.N. (2013), “Magnetic system permanent magnet pole pieces interchangeable for delivery magnetic nanoparticles in a given region of the biological environments”, *Visnyk Kremenchutskoho Natsionalnoho Universitetu imeni Mykhayla Ostrohradskoho*, Vol. 6, no. 83, pp. 9–12. (in Ukrainian)
6. Borovik, E.S., Eremenko, V.V. and Milner, A.S. (2005), *Lektsii po magnetizmu* [Lectures on magnetism], Fizmatlit, Moscow. (in Russian)
7. 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”, *Tehnichna elektrodinamika*, no. 4, pp. 3–12. (in Russian)
8. Jackson, J.D. (1965), *Klassicheskaya elektrodinamika* [Classical Electrodynamics], Translated by Burshteyn, E.L., Mir, Moscow. (in Russian)
9. Comsol Multiphysics, available at: <http://www.comsol.com>.

Стаття надійшла 29.09.2014.