

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
Факультет електроніки та інформаційних технологій

Кафедра електроніки,
загальної та прикладної фізики

Кваліфікаційна робота магістра
**ФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ТА ПЕРСПЕКТИВИ ВИКОРИСТАННЯ
МАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК**

Магістрант групи ЕП.м – 92



Д.В. Крутілін

Науковий керівник

д-р фіз.-мат. наук, професор



С.І. Денисов

Завідувач кафедри ЕЗПФ

д-р фіз.-мат. наук, професор

І. Ю. Проценко

Суми 2020

СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ
ФАКУЛЬТЕТ ЕЛЕКТРОНІКИ ТА ІНФОРМАЦІЙНИХ ТЕХНОЛОГІЙ
Кафедра електроніки, загальної та прикладної фізики
Спеціальність 171 – Електроніка, освітня програма
«Електронні інформаційні системи»

ЗАТВЕРДЖУЮ
Зав. кафедри ЕЗПФ



І.Ю. Проценко

«30» листопада 2020 року

ЗАВДАННЯ
НА КВАЛІФІКАЦІЙНУ РОБОТУ МАГІСТРА

Крутіліна Дениса Вікторовича

1. Тема роботи “Фізичні властивості та перспективи використання магнітних наночастинок”

затверджена наказом по університету від 17 листопада 2020 року, № 1782-III

2. Термін здачі студентом закінченої роботи 15 грудня 2020 року

3. Вихідні дані до роботи (актуальність, мета)

Магнітні наночастинки знаходять широке застосування в сучасних технологіях, в тому числі для магнітного запису інформації високої щільності, а також в біомедицині. Метою роботи є аналіз найбільш загальних фізичних властивостей ізольованих феромагнітних наночастинок, що описуються детерміністичним методом, та перспектив їх практичного використання.

4. Зміст розрахунково-пояснювальної записки (перелік питань, що належить їх розробити)

1. Огляд літератури за тематикою роботи

2. Визначення основних фізичних властивостей однодомених наночастинок
3. Принципи використання однодомених частинок для запису інформації, магнітної гіпертермії та адресної доставки ліків
4. Формулювання висновків

5. Перелік графічного матеріалу (з точним зазначенням обов'язкових креслень)

Слайди № 1,2 – Актуальність і мета роботи

Слайди № 3-5 – Основні фізичні властивості однодомених наночастинок

Слайди № 6,7 – Методи магнітного запису інформації

Слайди № 8-10 – Використання магнітних наночастинок в біомедицині

Слайд № 12 – Висновки

6. Дата видачі завдання 01.12.2020 р.

КАЛЕНДАРНИЙ ПЛАН

№	Назва етапів кваліфікаційної роботи магістрів	Термін виконання етапів роботи	Примітка
1.	Аналіз літературних даних	до 03.12.2020 р.	
2.	Обробка літературних даних	до 09.12.2020 р.	
3.	Підготовка до попереднього захисту	до 14.12.2020 р.	
4.	Підготовка тексту магістерської роботи	до 15.12.2020 р.	
5.	Попередній захист роботи	18.12.2020 р., 10 ⁰⁰	
6.	Захист роботи в екзаменаційній комісії	22.12.2020 р., 10 ⁰⁰	

Магістрант



Д.В. Крутілін

Керівник роботи



С.І. Денисов

РЕФЕРАТ

Метою даної роботи є аналіз найбільш загальних фізичних властивостей ізольованих феромагнітних наночастинок, що описуються детерміністичним методом, та перспектив їх практичного використання.

У відповідності з цією метою в роботі отримано умову однодоменого стану феромагнітних наночастинок, введено концепцію їх магнітної енергії, а також сформульовані рівняння, що описують динаміку намагніченості таких наночастинок, розподілених як в твердій, так і рідкій матриці. За допомогою цих рівнянь можна дослідити широке коло важливих процесів, що протікають в системах наночастинок, в тому числі – з точки зору практичних застосувань.

В роботі проаналізовано існуючі методи поздовжнього та перпендикулярного запису інформації в феромагнітних середовищах, а також перспективи використання однодомених наночастинок в якості носіїв інформації у біт-структурованих матеріалах. Проаналізовано також перспективи використання таких частинок в біомедицині, зокрема, в магнітній гіпертермії – інноваційному методі лікування раку шляхом введення феромагнітних наночастинок у ракову пухлину та їх нагрівання змінним магнітним полем – та адресній доставці ліків, що адсорбовані на поверхні наночастинок.

Робота викладена на 32 сторінках, зокрема, містить 8 рисунків та список використаних джерел із 29 найменувань.

КЛЮЧОВІ СЛОВА: ОДНОДОМЕННІ НАНОЧАСТИНКИ, МАГНІТНА ЕНЕРГІЯ, МАГНІТНО-МЕХАНІЧНА ДИНАМІКА, БІТ-СТРУКТУРОВАНІ СЕРЕДОВИЩА, МАГНІТНА ГІПЕРТЕРМІЯ, СПРЯМОВАНИЙ ТРАНСПОРТ.

ЗМІСТ

	С.
ВСТУП	5
РОЗДІЛ 1. ФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ФЕРОМАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК	6
1.1. Однодомений стан наночастинок	6
1.2. Повна магнітна енергія одновісних наночастинок.....	8
1.3. Динаміка намагніченості наночастинок в твердій матриці.....	9
1.4. Динаміка наночастинок у в'язкій рідині.....	11
РОЗДІЛ 2. ВИКОРИСТАННЯ ФЕРОМАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК ДЛЯ ЗБЕРЕЖЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ	13
2.1. Існуючі методи магнітного запису інформації	13
2.2. Феромагнітні наночастинок як носії інформації.....	17
РОЗДІЛ 3. БІОМЕДИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ ФЕРОМАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК	19
3.1. Магнітна гіпертермія.....	19
3.2. Доставка ліків наночастинок.....	24
ВИСНОВКИ	29
СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ	3030

ВСТУП

Магнітні наночастинки знаходять широке застосування в сучасних технологіях, в техніці магнітного запису інформації високої щільності, при виготовленні постійних магнітів і магнітних рідин, в мікроелектроніці. Останнім часом ансамблі магнітних наночастинок з великим успіхом застосовуються в біомедицині, в магніторезонансній томографії, для адресної доставки ліків, очищення біосередовищ від токсинів, в магнітній гіпертермії для боротьби зі злякисними новоутвореннями, і в багатьох інших областях.

Фізика ансамблів магнітних наночастинок є досить складною. Фізичні властивості ансамблю визначаються сукупністю геометричних і магнітних параметрів, таких як розмір і форма частинок, намагніченість насичення, тип магнітної анізотропії, величини констант магнітної анізотропії, величина та напрямок зовнішнього магнітного поля. Велике значення мають також середня відстань між наночастинками, характер їх взаємодії, в'язкість і температура середовища, в якій розподілені магнітні наночастинки. Для кращого розуміння складної поведінки ансамблю магнітних наночастинок в різних умовах зазвичай спочатку вивчаються властивості ізольованих однодомених наночастинок. Це тим більше виправдано, оскільки властивості саме таких частинок зазвичай лежать в основі їх практичних застосувань.

При теоретичному описі властивостей феромагнітних наночастинок використовується як детерміністичний, так і більш загальний стохастичний підходи. У рамках першого підходу для опису магнітної і механічної динаміки наночастинок використовуються детерміністичні рівняння руху, тоді як другий базується на стохастичних рівняннях, що враховують дію теплових флуктуацій.

Метою даної роботи є аналіз найбільш загальних фізичних властивостей ізольованих феромагнітних наночастинок, що описуються детерміністичним методом, та перспектив їх практичного використання.

РОЗДІЛ 1. ФІЗИЧНІ ВЛАСТИВОСТІ ФЕРОМАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК

1.1. Однодоменний стан наночастинок

Однією з основних характеристик феромагнетиків є їх намагніченість. Намагніченість $\vec{M} = \vec{M}(\vec{r}, t)$ – це магнітний момент (який включає як орбітальні, так і спінові моменти електронів та нуклонів) одиниці об'єму феромагнетика. У більшості випадків вклад у величину намагніченості $|\vec{M}| = M$ вносять лише спінові моменти електронів зовнішніх оболонок атомів. Якщо температура T зразка менша, ніж температура Кюрі, тоді M не залежить від \vec{r} (\vec{r} – радіус-вектор довільної точки феромагнетика) і t , а залежить лише від температури T . Що ж стосується напрямку намагніченості, то при заданій температурі він залежить як від \vec{r} , так і t . Таким чином, напрямок намагніченості в різних областях феромагнетика може бути різним, тобто може існувати доменна структура [1,2]. Магнітні домени – це області феромагнетика, в яких вектор намагніченості не змінюється і має різні напрямки. Перехідну область між доменами, в якій напрямок намагніченості змінюється, називають доменною границею. На відміну від товщини доменної границі, яка слабо залежить від зовнішніх факторів (таких, наприклад, як напруженість зовнішнього магнітного поля), розмір доменів дуже чутливий не тільки до зовнішніх факторів, але й до розміру і форми феромагнітного зразка. Це пояснюється тим, що структура доменної границі (в тому числі її товщина) суттєво залежить від сильної обмінної взаємодії між атомними магнітними моментами, тоді як розмір доменів визначається досить слабкою магнітостатичною взаємодією.

Ще в 1930 році Френкель і Дорфман передбачили, що досить маленькі частинки можуть бути однодоменними. Вважаючи, що феромагнітна частинка сферична і має намагніченість M , оцінимо її критичний діаметр d_{cr} , тобто діаметр, при якому однодоменний стан частинки стає енергетично вигіднішим, ніж багатодоменний. Для цього порівняємо магнітні енергії однорідно

намагніченої частинки (тобто частинки в однодоменному стані) і частинки з двома доменами (рис. 1.1). Із курсу загальної фізики відомо, що магнітостатична енергія сферичної частинки з однорідною намагніченістю визначається за формулою $E_1 = (2\pi/3)M^2V$, де $V = (\pi/6)d^3$ – об’єм частинки, d – її діаметр. У випадку ж з двома доменами можна приблизно вважати, що магнітостатична енергія такої частинки у 2 рази менша, тобто її повну енергію можна записати як

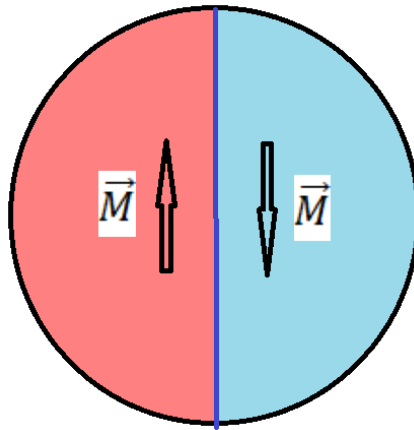


Рисунок 1.1 - Схематичне зображення сферичної наночастинки з двома доменами, намагніченість \vec{M} в яких направлена “вгору” і “вниз” [2].

$E_2 = \sigma S + (\pi/3)M^2V$. Тут σ – поверхнева енергія доменної границі, S – її площа. У відповідності з цими формулами однодоменний стан частинки реалізується, якщо енергія E_1 не перевищує енергію E_2 , тобто

$$\frac{2\pi}{3}M^2V < \sigma S + \frac{\pi}{3}M^2V. \quad (1)$$

Приймаючи до уваги, що $\sigma = 4\sqrt{AK}$ [2], де A – обмінна константа, K – константа одновісної анізотропії і $S = (\pi/4)d^2$, із (1) знаходимо, що феромагнітна частинка знаходиться в однодоменному стані, якщо її діаметр не перевищує критичний

$$d < d_{cr} = \frac{18\sqrt{AK}}{\pi M^2}. \quad (2)$$

Використовуючи табличні значення параметрів A , K та M при кімнатній температурі [3], для залізних, кобальтових та самарій-кобальтових частинок знаходимо $d_{cr}|_{Fe} \approx 19$ нм, $d_{cr}|_{Co} \approx 96$ нм та $d_{cr}|_{SmCo_5} \approx 1170$ нм. Слід зазначити, що хоча існують більш точні оцінки критичного розміру наночастинок, в яких враховується, наприклад, їх несферичність, вищенаведена оцінка критичного діаметру в цілому є правильною.

1.2. Повна магнітна енергія одновісних наночастинок

Оскільки в однодоменому стані сусідні атомні магнітні моменти паралельні, обмінна енергія таких наночастинок не залежить від напрямку намагніченості і тому цю енергію можна не враховувати. Далі, вважаючи частинки сферичними, їх магнітостатичну енергію також можна не враховувати (ця енергія не залежить від напрямку намагніченості). Тому в повній магнітній енергії можна залишити лише енергію наночастинок у зовнішньому магнітному полі \vec{H} (так звану енергію Зеємана) та енергію магнітної анізотропії, і записати густину W повної енергії у вигляді

$$W = -\vec{M} \cdot \vec{H} - (K/M^2)(\vec{M} \cdot \vec{e}_a)^2, \quad (3)$$

де крапка \cdot позначає скалярний добуток двох векторів, а \vec{e}_a – одиничний вектор вздовж осі анізотропії.

Важливість густини енергії полягає у тому, вона дозволяє визначити ефективне магнітне поле \vec{H}_{eff} , що діє на наночастинку, за формулою $\vec{H}_{eff} = -dW/d\vec{M}$. Оскільки за визначенням

$$\frac{d}{d\vec{M}} = \vec{e}_x \frac{d}{dM_x} + \vec{e}_y \frac{d}{dM_y} + \vec{e}_z \frac{d}{dM_z} \quad (4)$$

($\vec{e}_x, \vec{e}_y, \vec{e}_z$ – одиничні вектори вздовж відповідних координатних осей, а M_x, M_y, M_z – декартові компоненти вектора \vec{M}), із (3) знаходимо наступний вираз для ефективного магнітного поля у випадку одновісної наночастинки:

$$\vec{H}_{eff} = \vec{H} + H_a(\vec{m} \cdot \vec{e}_a)\vec{e}_a. \quad (5)$$

Тут $\vec{m} = \vec{M}/M$ – одиничний вектор вздовж вектора намагніченості і

$$H_a = \frac{2K}{M} \quad (6)$$

– ефективне поле одновісної анізотропії. Зазначимо, що у більш загальних випадках в густину енергії W необхідно включати додаткові складові.

1.3. Динаміка намагніченості наночастинок в твердій матриці

Рівняння Ландау-Ліфшиця – це рівняння, яке було введено у 1935 році Л.Д. Ландау і Є.М. Ліфшицем для опису динаміку вектора намагніченості під дією зовнішніх і внутрішніх ефективних магнітних полів. Його вигляд може бути встановлений із наступних міркувань. Нехай \vec{J} позначає густину механічного моменту імпульсу системи, а \vec{L} – густину моменту сил, що діють на цю систему. Тоді рівняння її обертального руху можна записати у вигляді

$$\frac{d}{dt}\vec{J} = \vec{L}. \quad (7)$$

Оскільки \vec{J} і \vec{M} зв'язані відомим співвідношенням

$$\vec{J} = -\frac{1}{\gamma}\vec{M}, \quad (8)$$

де $\gamma = 1,76 \cdot 10^7$ (Гс \cdot с) $^{-1}$ – гіромагнітне відношення для електрона (в системі СГС), а

$$\vec{L} = \vec{M} \times \vec{H}_{eff}, \quad (9)$$

де \times позначає векторний добуток векторів, із рівняння (7) знаходимо рівняння Ландау-Ліфшиця

$$\frac{d}{dt} \vec{M} = -\gamma \vec{M} \times \vec{H}_{eff}, \quad (10)$$

яке описує динаміку вектора намагніченості однодоменної феромагнітної наночастинки у відсутності дисипації енергії.

При наявності дисипації рівняння (10) може бути записано у вигляді

$$\frac{d}{dt} \vec{M} = -\gamma \vec{M} \times \vec{H}_{eff} - \frac{\alpha\gamma}{M} \vec{M} \times (\vec{M} \times \vec{H}_{eff}), \quad (11)$$

де α – безрозмірний параметр загасання Ландау-Ліфшиця [4]. Оскільки зазвичай $\alpha \sim 10^{-4} \div 10^{-2}$ (тобто $\alpha \ll 1$), рівняння (11) часто записують в еквівалентному вигляді

$$\frac{d}{dt} \vec{M} = -\gamma \vec{M} \times \vec{H}_{eff} + \frac{\alpha}{M} \vec{M} \times \left(\frac{d}{dt} \vec{M} \right). \quad (12)$$

Останній доданок в правій частині цього рівняння називають релаксійним доданком у формі Гільберта, а саме рівняння (12) – рівнянням Ландау-Ліфшиця-Гільберта. Існують також інші форми рівняння Ландау-Ліфшиця, які враховують, наприклад, той факт, що величина намагніченості може змінюватись [4].

За допомогою рівняння Ландау-Ліфшиця може бути описано та передбачено надзвичайно широке коло динамічних ефектів в системах наночастинок. Це

досягається шляхом аналітичного та/або чисельного розв'язку цього рівняння при відповідному виборі ефективного магнітного поля [4,5]. Зокрема, в рамках такого підходу було вивчено динаміку намагнічування ферромагнітних наночастинок під дією циркулярно-поляризованого магнітного поля [6,7], описано релаксаційні процеси [8] та визначено втрати енергії в таких системах [9,10].

1.4. Динаміка наночастинок у в'язкій рідині

Оскільки однодоменні наночастинок у в'язкій рідині можуть виконувати трансляційний та обертальний рухи, сумісний опис магнітної і механічної динаміки таких частинок є значно складнішим, ніж у попередньому випадку. Тому тут ми обмежимося розглядом лише обертального руху наночастинок, припускаючи, що (1) поле магнітної анізотропії настільки велике, що намагніченість \vec{M} вмерожена в частинку, тобто завжди направлена вздовж легкої осі, (2) трансляційні та обертальні числа Рейнольдса малі, а (3) теплові флуктуації відсутні. В цьому наближенні виконується кінематичне рівняння

$$\frac{d}{dt} \vec{M} = \vec{\omega} \times \vec{M}, \quad (13)$$

де $\vec{\omega}$ – кутова швидкість частинки, а також рівняння її обертального руху

$$I \frac{d}{dt} \vec{\omega} = \vec{M} \times \vec{H} - 6\eta \vec{\omega}, \quad (14)$$

I – момент інерції одиниці об'єму наночастинок, а η – динамічна в'язкість рідини.

Внаслідок малого розміру частинки лівою частиною рівняння (14) можна знехтувати ($I \sim d^2$), тому, як випливає з цього рівняння,

$$\vec{\omega} = \frac{1}{6\eta} \vec{M} \times \vec{H}. \quad (15)$$

Нарешті, підставивши (15) в (13), знаходимо замкнене рівняння для вектора \vec{M}

$$\frac{d}{dt} \vec{M} = -\frac{1}{6\eta} \vec{M} \times (\vec{M} \times \vec{H}). \quad (16)$$

Використовуючи рівняння (16), а також його узагальнену форму, що враховує теплові флуктуації, в роботі [11] вивчено особливості детерміністичної та стохастичної обертальної динаміки наночастинок в прецесійному зовнішньому магнітному полі. Шляхом узагальнення розглянутого вище підходу передбачено та вивчено ефект дрейфу наночастинок під дією сили Магнуса [12,13], обертання ізотропних наночастинок в обертальному магнітному полі [14] та спрямований транспорт наночастинок в градієнтному магнітному полі [15].

РОЗДІЛ 2. ВИКОРИСТАННЯ ФЕРОМАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК ДЛЯ ЗБЕРЕЖЕННЯ ІНФОРМАЦІЇ

2.1. Існуючі методи магнітного запису інформації

На даний час феромагнетики широко застосовуються в сфері комп'ютерних технологій і електроніці. На принципі зміни вектора намагніченості доменів, заснована технологія читання / запису інформації з жорстких дисків. Робоча поверхня диска рухається відносно зчитувальної головки (наприклад, у вигляді котушки індуктивності з зазором в магнітопроводі). При зчитуванні переміщення доменів у зазорі головки, призводить до зміни магнітного потоку в магнітопроводі головки, що призводить до виникнення змінного електричного сигналу в котушці за рахунок електромагнітної індукції [16].

На сьогоднішній день в жорстких дисках використовуються два основні методи запису (рис. 2.1). Розглянемо їх докладніше.

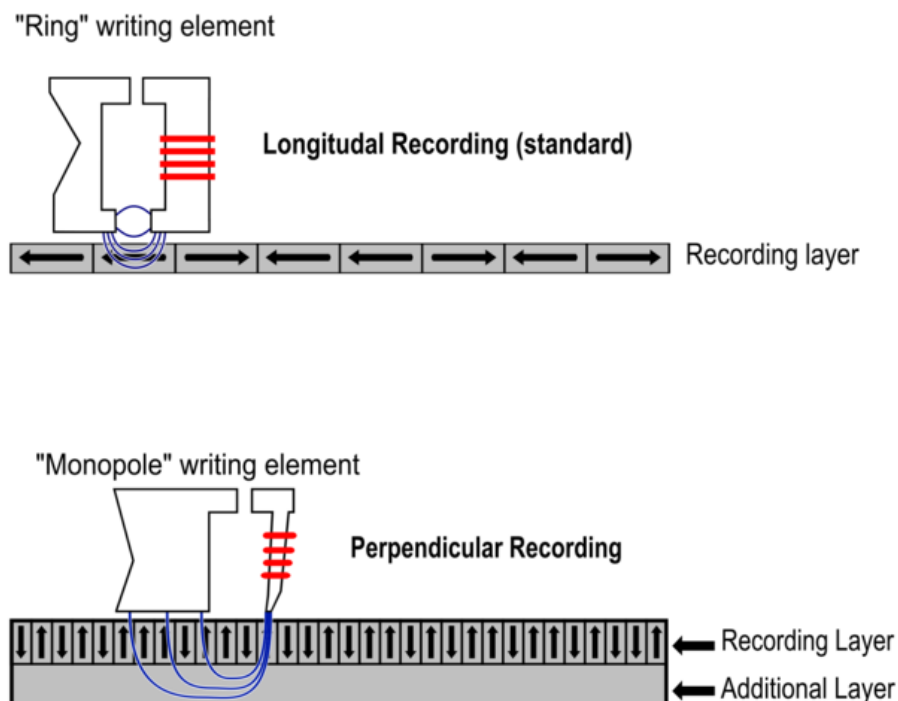


Рисунок 2.1 - Два основні методи читання / запису інформації з жорстких дисків в даний час. Метод поздовжнього запису (зверху). Метод перпендикулярного запису (знизу) [17].

Поздовжній запис.

Як відомо, магнітні матеріали мають доменну структуру, тобто складаються їх окремих мікроскопічних областей - доменів, усередині яких магнітні моменти всіх атомів спрямовані в одну сторону. В результаті кожен такий домен має досить великий сумарний магнітний момент. Домени магнітних матеріалів, використовуваних в поздовжньої записи, розташовуються паралельно поверхні носія. Якщо ж такий матеріал помістити в зовнішнє магнітне поле, то магнітні моменти доменів будуть прагнути зорієнтуватися в напрямку, що збігається з напрямком зовнішнього магнітного поля [18].

Мінімальним елементом (осередком) пам'яті магнітного реєструючого шару, здатним зберігати один біт інформації, є не окремий домен, а частка (область), що складається з декількох десятків доменів (70-100). Якщо напрямок сумарного магнітного моменту такої частки збігається з напрямком руху магнітної головки, то такий її стан можна порівняти логічного «0» даних, якщо напрямки протилежні, - логічної «1».

Однак якщо сусідні області мають протилежний зміст магнітних моментів, то домени, розташовані на кордоні між ними і дотичні однойменними полюсами, будуть відштовхуватися один від одного і в кінці кінців змінять напрямки своїх магнітних моментів якимось непередбачуваним чином з тим щоб прийняти енергетично більш стійке положення. В результаті на кордоні двох областей утворюється зона невизначеності, яка зменшує розміри області, що зберігає біт записаної інформації і відповідно, рівень корисного сигналу при зчитуванні (рис. 2.2). Рівень шумів при цьому, зрозуміло, збільшується.

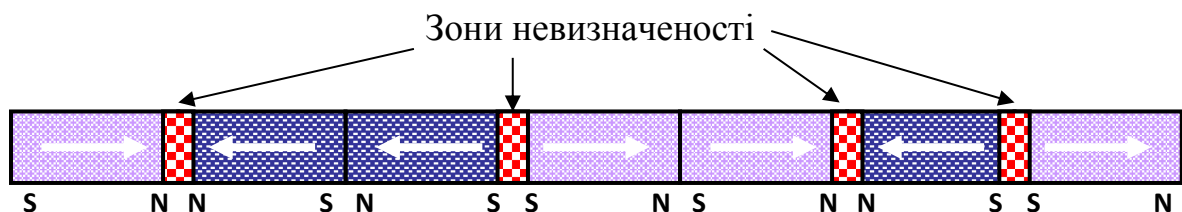


Рисунок 2.2 - Зони невизначеності, що виникають при поздовжньої записи [18].

Спроби збільшити поверхневу щільність запису шляхом зменшення розмірів частинок, будуть збільшувати відношення розміру зони невизначеності, до розміру корисної зони і врешті-решт неминуче приведуть до так званого ефекту суперпарамагнетизму. Коли частки перейдуть в однодомений стан і будуть вже не здатні фіксувати записану інформацію, оскільки сусідні домени з протилежно спрямованими магнітними моментами будуть змінювати свою орієнтацію відразу ж після видалення магнітного поля записуючої головки. Матеріал реєструючого шару перетвориться в рівномірно намагнічений, по всьому об'єму.

Таким чином, через наявність суперпарамагнетизму, технологія поздовжнього запису, досягнувши до величини щільності запису в 120 Гбіт на дюйм², практично вичерпала свої можливості і вже не в змозі забезпечувати істотне підвищення ємності накопичувачів на жорстких дисках. Це змусило розробників звернутися до інших технологій, вільним від цього недоліку [18].

Перпендикулярна запис.

Можливість перпендикулярного запису заснована на тому, що в тонких плівках, що містять кобальт, платину і деякі інші речовини, атоми цих речовин прагнуть орієнтуватися таким чином, що їх магнітні осі виявляються перпендикулярними поверхні носія. Домени, сформовані з таких атомів, також розташовуються перпендикулярно поверхні носія [19].

Сигнал в зчитуванні магнітної головці формується тільки тоді, коли вона перетинає силові лінії магнітного поля домена, тобто в тому місці, де ці силові лінії перпендикулярні поверхні носія. У домену, розташованого паралельно поверхні носія, силові лінії магнітного поля перпендикулярні поверхні тільки у його кінців, там, де вони виходять на поверхню (рис. 2.3, а). Коли головка переміщається паралельно домену і паралельно його силових ліній сигнал в ній відсутня. Зменшувати довжину домена, щоб підвищити щільність запису, можна тільки до певних меж - поки не почне позначатися ефект суперпарамагнетизму. Якщо ж домени розташовуються перпендикулярно поверхні носія, то силові лінії їх магнітних полів завжди будуть перпендикулярні поверхні і будуть містити в

собі інформацію (рис. 2.3, б). «Холостих» пробігів. Обумовлених довжиною домена, тут вже не буде, як і суперпарамагнетизму, оскільки домени з протилежного намагніченістю не будуть відштовхуватися один від одного. Очевидно, що щільність запису на носії з перпендикулярною намагніченістю можна отримати більш високою.

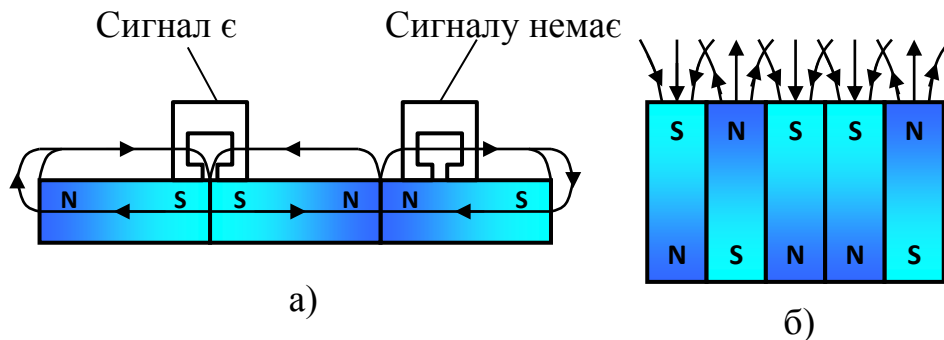


Рисунок 2.3 - Носії з паралельної (а) і перпендикулярної (б) намагніченістю [19].

Далі наноситься шар магнітом'якого матеріалу, що забезпечує можливість зчитування даних з реєструючого шару, і сам реєструючий шар з матеріалу з перпендикулярної орієнтацією магнітних доменів. Як реєструючого шару, може використовуватися: кобальт (Co), платина (Pt), паладій (Pd), а також багат шарові структури, що складаються з тонких плівок цих металів товщиною в кілька атомів.

Диск, призначений для перпендикулярного запису, вимагає особливої технології виготовлення. Основа пластини ретельно полірується, а потім методом вакуумного напилення на її поверхню наноситься вирівнюючий шар фосфату нікелю NiP товщиною близько 10 мкм, який зменшує шорсткість поверхні (рис. 2.4).

За попередніми прогнозами фахівців технологія перпендикулярного запису дозволить реалізувати щільність запису до 500 Гбіт / дюйм². При цьому ємність 3,5-дюймового накопичувача складе 2 Тбайта. Однак це тільки попередні прогнози. Не виключено, що верхньою межею виявиться величина в 1 Тбіт / дюйм² і навіть більше. Майбутнє покаже.

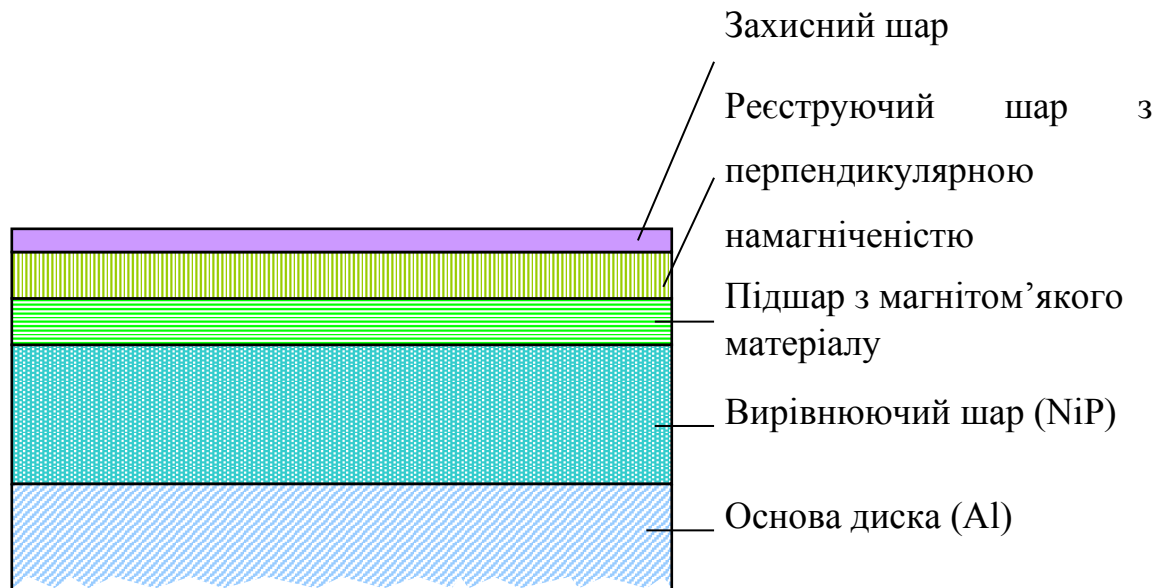


Рисунок 2.4 - Структура жорсткого диска з перпендикулярної намагніченістю [20].

Поверх реєструючого шару наноситься захисна плівка з склокераміки, товщиною близько сотні частки мікрона.

2.2. Феромагнітні наночастинки як носії інформації

Структурований носій даних - перспективна технологія зберігання даних на магнітному носії, що використовує для запису даних масив однакових магнітних осередків, кожна з яких відповідає одному біту інформації.

У сучасних жорстких дисках один біт інформації записується на кілька десятків або сотень магнітних доменів. Технологія структурованого носія пропонує замінити їх однією великою магнітною коміркою. Досягти цього можливо за допомогою відповідного літографування поверхні носія або за допомогою створення спеціальної структури матеріалу.

Перевагою такого підходу є зменшення шумових ефектів при переході голівки, що зчитує від одного магнітного домена до іншого під час читання даних, а також збільшення щільності запису. За оцінкою компанії Toshiba, розвиток

технологій виробництва структурованих носіїв дозволять зменшити розмір кожної комірки, що зберігає один біт інформації, до 10 нм [23].

На відміну від сучасних технологій магнітного запису, в яких біт інформації записується на декількох магнітних доменах (рис. 2.5) [21].

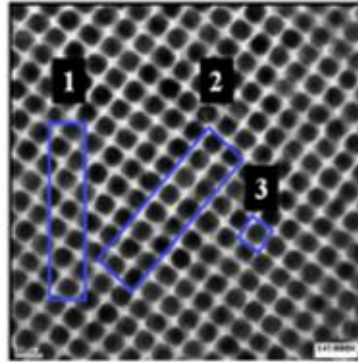


Рисунок 2.5 - Домени ферромагнетика на поверхні диска і приклади виділення робочої області: 1-довільно-утворена область; 2-структуровано-утворена область; 3-область, утворена одиночним доменом [22].

Поряд з технологією термомагнітного запису структуровані носії даних є одним з перспективних напрямків розвитку пристроїв зберігання даних, перш за все, жорстких дисків. За даними Toshiba, технологія структурованого носія дозволить підвищити щільність запису жорстких дисків до 2.5 терабіт на квадратний дюйм, що складе 25 терабайт для 3.5-дюймового жорсткого диска. У жовтні 2011 року група фізиків з Національного університету Сінгапуру показала можливість створення носіїв даних з щільністю запису до 3.3 терабіту на квадратний дюйм. В рамках цього дослідження за допомогою істотно спрощеного технологічного процесу був створений прототип носія [23].

РОЗДІЛ 3. БІОМЕДИЧНІ ЗАСТОСУВАННЯ ФЕРОМАГНІТНИХ НАНОЧАСТИНОК

3.1. Магнітна гіпертермія

Гіпертермія визначається, як температура тіла вище норми. Немає єдиної думки щодо того, яка цільова температура є найбільш безпечною або ефективною для всього тіла. Під час лікування температура тіла досягає рівня від 39,5 до 40,5 ° C (від 103,1 до 104,9 ° F). Проте інші дослідники визначають гіпертермію від 41,8–42 ° C (107,2-107,6 ° F) (Європа, США) до приблизно 43-44 ° C (109-111 ° F) (Японія, Росія) [26].

Типи гіпертермії:

- Локальна гіпертермія нагріває дуже невелику область і зазвичай використовується при раку близько або на шкірі або близько природних отворів в тілі (наприклад, рота). У деяких випадках мета полягає в тому, щоб вбити пухлину шляхом її нагрівання, не пошкодивши нічого іншого. Тепло може бути створено за допомогою мікрохвиль, радіочастоти, енергії ультразвуку або за допомогою магнітної гіпертермії (також відомої як гіпертермія магнітної рідини). Залежно від місця розташування пухлини тепло може бути прикладено до поверхні тіла, всередині нормальних порожнин тіла або глибоко в тканини за допомогою голки або зондів. Один відносно поширений тип-це радіочастотна абляція невеликих пухлин. Це найлегше досягти, коли пухлина знаходиться на поверхневій частині тіла, що називається поверхневою гіпертермією, або коли голки або зонди вводяться безпосередньо в пухлину, що називається інтерстиціальною гіпертермією .

- Регіонарна гіпертермія нагріває більшу частину тіла, наприклад, весь орган або кінцівку. Зазвичай мета полягає в тому, щоб послабити ракові клітини, щоб вони з більшою ймовірністю були вбиті радіацією і хіміотерапевтичними препаратами. При цьому можна використовувати ті ж методи, що і при лікуванні місцевої гіпертермією, або можна покладатися на перфузію крові. При перфузії крові у пацієнта кров видаляється з тіла, нагрівається і повертається в кровоносні

судини, які проходять безпосередньо через потрібну частину тіла. Зазвичай одночасно вводяться хіміотерапевтичні препарати. Одним із спеціалізованих типів цього підходу є безперервна гіпертермічна перитонеальна перфузія (СНРР), яка використовується для лікування важких видів раку в черевній порожнині (черевної порожнини) і рак шлунка. Гарячі хіміотерапевтичні препарати закачуються прямо в черевну порожнину, щоб убити ракові клітини.

- Гіпертермія всього тіла нагріває все тіло до температури приблизно від 39 до 43 ° C (від 102 до 109 ° F), а деякі рекомендують навіть більш високі температури. Зазвичай він використовується для лікування метастатичного раку (раку, який поширюється на багато частин тіла). Методи включають в себе інфрачервоні гіпертермічні куполи, які включають все тіло або тіло, крім голови, приміщення пацієнта в дуже спекотну кімнату / камеру або обгортання пацієнта гарячими вологими ковдрами або гідрокостюмом.

Застосування тепла для лікування певних станів, включаючи можливі пухлини, має довгу історію. Стародавні греки, римляни і єгиптяни використовували тепло для лікування пухлин грудей; це все ще рекомендований метод самостійного догляду при нагрубаних грудях. Лікарі Стародавньої Індії використовували в якості лікування регіонарну гіпертермію і гіпертермію всього тіла. Протягом 19 століття в невеликій кількості випадків повідомлялося про зменшення розміру пухлини, після сильної лихоманки через інфекцію. Як правило, звіти документували рідкісну регресію саркоми м'яких тканин після бешихового запалення (гостра стрептококова бактеріальна інфекція шкіри; різні прояви інфекції, викликані «м'ясоїдними бактеріями»). Спроби свідомо відтворити цей ефект призвели до розвитку токсину колі. Стійка висока температура після індукції захворювання вважалася критично важливою для успіху лікування. Цей метод лікування зазвичай вважається менш ефективним, ніж сучасні методи лікування, і, коли він включає живі бактерії, невиправдано небезпечним. Приблизно в той же час Вестермарк використовував локалізовану гіпертермію для регресії пухлини у пацієнтів. Обнадійливі результати були також отримані Уорреном, коли він лікував пацієнтів із запущеним раком різних типів

за допомогою комбінації тепла, викликаного пірогенною речовиною, і рентгенівської терапії. З 32 пацієнтів у 29 покращився стан протягом 1-6 місяців. Правильно контрольовані клінічні випробування навмисно викликаної гіпертермії почалися в 1970-х роках [27].

Гіпертермія може вбивати клітини безпосередньо, але її більш важливо використовувати в поєднанні з іншими методами лікування раку. Гіпертермія збільшує приплив крові до нагрітої області, можливо, подвоюючи перфузію в пухлинах, збільшуючи перфузію в нормальних тканинах в десять разів. Це збільшує доставку ліків. Гіпертермія також збільшує доставку кисню в область, що може підвищити ймовірність пошкодження і знищення клітин радіацією, а також не дозволяє клітинам відновлювати пошкодження, викликані під час сеансу опромінення. Ракові клітини за своєю природою не більш сприйнятливі до впливу тепла. При порівнянні в дослідженнях *in vitro* нормальні клітини і ракові клітини показують однакові відповіді на тепло. Однак судинна дезорганізація солідної пухлини призводить до несприятливої мікросередовищі всередині пухлини. Отже, пухлинні клітини вже піддаються стресу через низький вміст кисню, більш високих, ніж зазвичай, концентрацій кислоти і недостатньої кількості поживних речовин, і, таким чином, вони значно менш здатні переносити додатковий тепловий стрес, ніж здорові клітини в нормальній тканині. Помірна гіпертермія, яка забезпечує температуру, рівну природній високій температурі, може стимулювати природні імунологічні атаки проти пухлини. Однак це також викликає природну фізіологічну реакцію, яка називається термотолерантністю, яка, як правило, захищає ліковану пухлину. Помірна гіпертермія, при якій клітини нагріваються до температури від 40 до 42 ° C (від 104 до 108 ° F), безпосередньо пошкоджує клітини, а також робить клітини радіочутливими і збільшує розмір пор для поліпшення доставки великомолекулярних хіміотерапевтичних та імунотерапевтичних агентів (молекулярна маса більше 1000 дальтон). Також збільшується клітинне поглинання деяких низькомолекулярних препаратів. Дуже високі температури, вище 50 ° C (122 ° F), використовуються для видалення (прямого знищення) деяких пухлин. Зазвичай це включає введення металевої

трубки безпосередньо в пухлину і нагрівання кінчика до тих пір, поки тканина поруч з трубкою не загине.

Одна з проблем термічної терапії-це подача необхідної кількості тепла до потрібної частини тіла пацієнта. Щоб цей метод був ефективним, температура повинна бути досить високою, а температура повинна підтримуватися досить довго, щоб пошкодити або вбити ракові клітини. Однак, якщо температура буде занадто високою або якщо вона буде залишатися підвищеною занадто довго, це може привести до серйозних побічних ефектів, включаючи смерть. Чим менше опалювальне місце і коротше час лікування, тим менше побічні ефекти. І навпаки, якщо пухлина лікується занадто повільно або при занадто низькій температурі, терапевтичні цілі не досягаються. Людське тіло являє собою сукупність тканин з різною теплоємністю, пов'язаних динамічною системою кровообігу зі змінним співвідношенням з поверхнею шкіри або легенів, призначених для відводу теплової енергії. Всі методи підвищення температури тіла протидіють терморегулюючим механізмам тіла. Регіональні методи нагрівання можуть бути більш-менш складними в залежності від анатомічних взаємин і тканинних компонентів конкретної частини тіла, що піддається лікуванню. Вимірювання температури в різних частинах тіла може бути дуже важким, і температура може локально варіюватися навіть в межах однієї частини тіла.

Щоб звести до мінімуму пошкодження здорових тканин і інших несприятливих ефектів, намагаються контролювати температуру. Мета полягає в тому, щоб підтримувати локальну температуру в пухлинній тканині нижче 44°C (111°F), щоб уникнути пошкодження навколишніх тканин. Ці температури були отримані з досліджень на культурах клітин і на тваринах. Тіло підтримує нормальну температуру людського тіла, близько $37,6^{\circ}\text{C}$ ($99,7^{\circ}\text{F}$). Якщо голчастий зонд не може бути точно поміщений в кожну ділянку пухлини, доступний для вимірювання, існує внутрішня технічна складність в тому, як насправді досягти того, що лікувальний центр визначає як «адекватну» теплову дозу. Оскільки також немає єдиної думки про те, які частини тіла необхідно контролювати (зазвичай клінічно вимірюваними ділянками є барабанні

перетинки, оральна, шкірна, ректальна, сечовий міхур, стравохід, проби крові або навіть тканинні голки). Клініцисти рекомендують різні комбінації цих вимірювань. Ці проблеми ускладнюють можливість порівняння різних досліджень і визначення того, якою саме тепловою дозою повинна бути пухлина і яка доза токсична для яких тканин людини. Клініцисти можуть застосовувати передові методи візуалізації замість датчиків для спостереження за тепловими процедурами в режимі реального часу; зміни в тканинах, викликані нагріванням, іноді помітні за допомогою цих інструментів для візуалізації.

Серед методів терапії гіпертермії добре відома магнітна гіпертермія, яка виробляє контрольоване тепло всередині тіла. Оскільки в цьому методі використовується магнітна рідина, розподіл температури можна контролювати за допомогою швидкості, розміру наночастинок і їх розподілу всередині тіла. Ці матеріали при додатку зовнішнього змінного магнітного поля перетворюють електромагнітну енергію в теплову і викликають підвищення температури.

Магнітна гіпертермія - це експериментальне лікування раку, засноване на тому факті, що магнітні наночастинки можуть перетворювати електромагнітну енергію зовнішнього високочастотного поля в тепло (Рис 3.1).

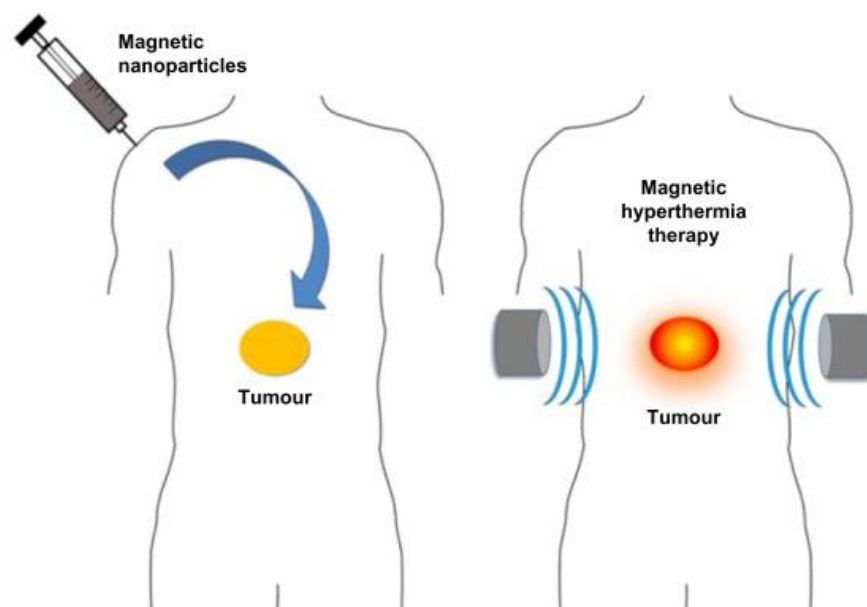


Рисунок 3.1 – Лікування пухлини за допомогою магнітної гіпертермія [28]

Це відбувається через магнітний гістерезис матеріалу, коли він піддається впливу змінного магнітного поля. Область, обмежена петлею гістерезису, являє собою втрати, які зазвичай розсіюються у вигляді теплової енергії. У багатьох промислових застосуваннях це тепло небажано, однак воно є основою для лікування магнітної гіпертермією. В результаті, якщо магнітні наночастинки поміщаються всередину пухлини і весь пацієнт поміщається в змінне магнітне поле, температура пухлини підвищується. Це підвищення температури може посилити оксигенацію пухлини, радіо-і хіміочутливість, що, призведе до зменшення пухлини. Це експериментальне лікування раку також досліджувалося на предмет допомоги при інших недугах, таких як бактеріальні інфекції. Магнітна гіпертермія визначається "питомою швидкістю поглинання" (SAR) і зазвичай виражається у ватах на грам наночастинок.

Таким чином, магнітна гіпертермія перейшла зі стадії експериментальної терапії в клінічну. Незважаючи на наявні недоліки і невирішені питання магнітної гіпертермії, вона вважається одним з перспективних способів терапії пухлин внаслідок її виборчого теплового впливу на локальну область тканини і гарною сумісністю з традиційними методами лікування злоякісних новоутворень. Ефективність і застосовність методу можуть підвищити модифікування поверхні магнітних наночастинок протипухлинними засобами і постачання їх векторами для спрямованого транспорту в пухлину.

3.2. Доставка ліків наночастинками

Системи доставки ліків з наночастинками - це розроблені технології, в яких наночастинки використовуються для цільової доставки та контрольованого вивільнення терапевтичних агентів. Сучасна форма системи доставки ліків повинна мінімізувати побічні ефекти і знизити як дозування, так і частоту прийому.

Відомо, що найважливішою перевагою наночастинок є їх розмір, а також пов'язані з цим специфічні властивості: велика площа поверхні, можливість перенесення молекул, захищаючи їх від деградації, чи їх «збереження» та

вивільнення протягом довгого часу, локальність дії та специфічність взаємодії з біологічними структурами.

Основними вимогами до наночастинок стосовно використання їх у медицині є наступні: низька чи відсутня токсичність, висока біосумісність, здатність до біодеградації чи виведення з організму натуральним шляхом.

Основні типи наночастинок відповідно до їх природи можна розподілити на органічні та неорганічні. До неорганічних відносять, наприклад, нанорозмірні частинки фосфату кальцію чи стронцію, золота та срібла, кремнію та окису заліза, а також квантові точки та вуглецеві нанорурки (Рис. 3.2). Основними різновидами органічних наночастинок є ліпосоми, ліпідні, полімерні, а також білкові наноструктури.

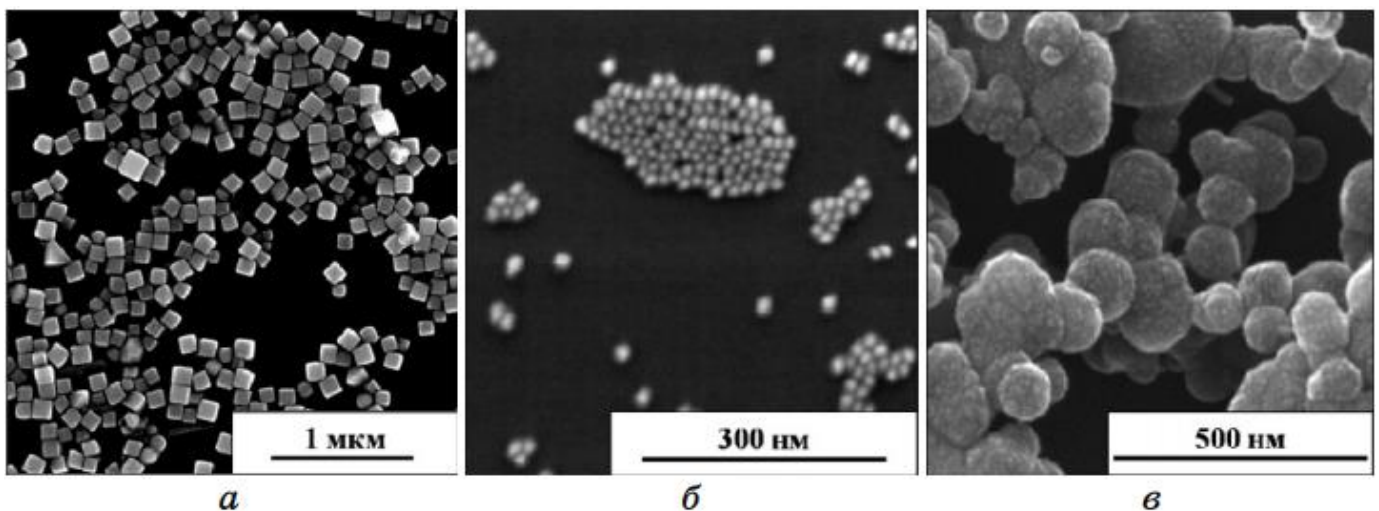


Рисунок 3.2 - СЕМ-зображення наночастинок срібла (а), золота (б) та ДНК-функціоналізованого фосфату кальцію (в) [28].

Деякими важливими перевагами наночастинок є їх високе співвідношення площі поверхні до об'єму, можливість хімічної та геометричної настройки, а також їх здатність взаємодіяти з біомолекулами для полегшення поглинання через клітинну мембрану. Велика площа поверхні також має велику спорідненість до ліків і невеликим молекулам, таким як ліганди або антитіла, для націлювання і контрольованого вивільнення.

Останнім часом наночастинки привернули увагу у зв'язку з їх потенційним застосуванням для ефективної доставки ліків. Наноматеріали демонструють інші хімічні та фізичні властивості або біологічні ефекти порівняно з більшими аналогами, які можуть бути корисними для систем доставки ліків (Рис. 3.3).

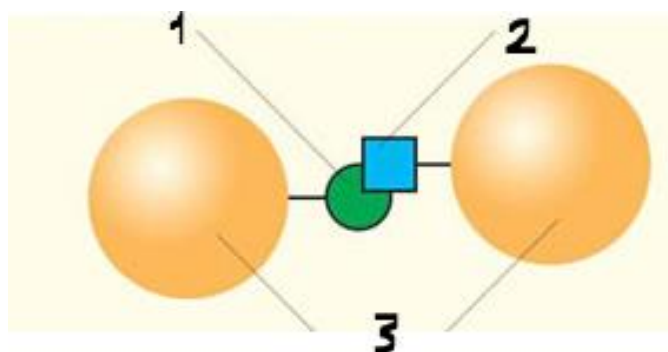


Рисунок 3.3 - Система для адресної доставки ліків на основі магнітних наночастинок (1 - діюча речовина, 2 - блокатор, 3 - магнітні наночастинок) [28].

Наночастинки відносяться до великої родини матеріалів, як органічних, так і неорганічних. Кожен матеріал має унікальні властивості і тому може бути вибірково розроблений для конкретних застосувань. Незважаючи на безліч переваг наночастинок, існує також безліч проблем: нанотоксичність, біорозподіл і накопичення, а також видалення наночастинок організмом людини. Національний інститут біомедичної візуалізації та біоінженерія видав такі перспективи досліджень майбутнього в наночастинках систем доставки лікарських засобів: подолання гематоенцефалічного бар'єру (ГЕБ) при захворюваннях і розладах мозку; посилення адресної внутрішньоклітинної доставки для забезпечення того, щоб лікування досягло правильних структур всередині клітин; поєднання діагностики та лікування. На розробку нових лікарських систем йде багато часу, перш ніж перейти до доклінічних досліджень на тваринах, потрібно близько семи років, щоб завершити фундаментальні дослідження і розробки [28].

Доставка ліків у вигляді наночастинок спрямована на максимальне підвищення ефективності ліків і мінімізацію цитотоксичності. Точна настройка властивостей наночастинок для ефективної доставки ліків включає розгляд

наступних факторів. Відношення площі поверхні до обсягу наночастинок можна змінити, щоб забезпечити більше зв'язування ліганда з поверхнею. Підвищення ефективності зв'язування ліганда може знизити дозування і мінімізувати токсичність наночастинок. Зведення до мінімуму дозування або частоти дозування також знижує масу наночастинок на масу лікарського засобу, тим самим досягаючи більшої ефективності. Функціоналізація поверхні наночастинок ще один важливий аспект дизайну, який часто досягається за рахунок біокон'югування або пасивної адсорбції молекул на поверхні наночастинок. Функціоналізація поверхонь наночастинок лігандами, які посилюють зв'язування ліків, пригнічують імунну відповідь або забезпечують націлювання/контрольоване вивільнення, досягається як більша ефективність, так і менша токсичність. Ефективність збільшується, оскільки більше лікарського засобу доставляється до місця призначення, а токсичні побічні ефекти знижуються, мінімізуючи загальний рівень лікарського засобу в організмі. Склад наночастинок може бути обраний відповідно до цільового середовища або бажаним ефектом. Наприклад, наночастинок на основі ліпосом можуть піддаватися біологічному розкладанню після доставки, що зводить до мінімуму ризик накопичення і токсичність після того, як терапевтичний вантаж був випущений. Металеві наночастинок, такі як наночастинок золота, мають оптичні якості (також описані в наноматеріалах), які дозволяють використовувати менш інвазивні методи візуалізації.

Поточні системи доставки ліків з наночастинками можна розділити на кілька груп залежно від складу їх платформи: полімерні наночастинок, неорганічні наночастинок, вірусні наночастинок, наночастинок на основі ліпідів і технологія наночастинок, пов'язаних з альбуміном (nab). Кожна сім'я має свої унікальні особливості.

Ідеальна система доставки ліків повинна мати ефективне націлювання і контрольоване вивільнення. Дві основні стратегії націлювання - це пасивне націлювання і активне націлювання. Пасивне націлювання залежить від того факту, що пухлини мають аномально структуровані кровоносні судини, які

сприяють накопиченню відносно великих макромолекул і наночастинок. Цей так званий ефект підвищеної проникності і утримування (EPR) дозволяє переноснику лікарського засобу специфічно переноситися до пухлинних клітин. Активне націлювання, набагато більш специфічне і досягається за рахунок використання взаємодій рецептор-ліганд на поверхні клітинної мембрани. Системи контрольованого вивільнення лікарського засобу можуть бути досягнуті кількома способами. Системи доставки ліків із запрограмованою швидкістю налаштовані на дифузю активних агентів через мембрану. Інший механізм доставки-вивільнення - це доставка ліків, модульована активацією, при якій вивільнення запускається стимулами навколишнього середовища. Стимули можуть бути зовнішніми, такими як введення хімічних активаторів або активація світлом або електромагнітними полями, або біологічними, такими як температура і осмотичний тиск, які можуть широко варіюватися по всьому тілу [29].

ВИСНОВКИ

1. Розглянуто базові детерміністичні рівняння для (1) визначення умов існування однодоменого стану ізольованих феромагнітних наночастинок, (2) опису динаміки їх намагніченості в твердій матриці та (3) опису обертального руху таких наночастинок у в'язкій рідині.

2. Проаналізовано існуючі методи поздовжнього та перпендикулярного запису інформації в феромагнітних середовищах, а також перспективи використання однодомених наночастинок в якості носіїв інформації. Зазначено, що найбільш перспективними в цьому сенсі вважаються біт-структуровані матеріали, в яких щільність запису інформації може сягати 10 Тб/дюйм².

3. Проведено аналіз літературних даних стосовно перспектив використання феромагнітних наночастинок в біомедицині, зокрема в магнітній гіпертермії та адресній доставці ліків. У випадку магнітної гіпертермії – інноваційного методу лікування раку шляхом введення феромагнітних наночастинок у ракову пухлину та їх нагрівання (зазвичай до 41-43°C) змінним магнітним полем – наведено результати лікування тварин та проаналізовано перспективи лікування людей. Ефективність використання наночастинок для адресної доставки ліків, що адсорбовані на їх поверхні, також вже продемонстрована на тваринах.

СПИСОК ВИКОРИСТАНИХ ДЖЕРЕЛ

1. Robinson W. S. *Magnetic Phenomena – An Elementary Treatise*. Swedenborg Press, – 2007. – 253 p.
2. Hubert A., Schafer R. *Magnetic Domains: The Analysis of Magnetic Microstructures*. Berlin: Springer Verlag, – 2008. – 714 p.
3. Guimarães A. P. *Principles of Nanomagnetism*. 2nd ed., Cham: Springer, – 2017. – 330 p.
4. Bertotti G., Mayergoyz I. D., Serpico C. *Nonlinear Magnetization Dynamics in Nanosystems*. London: Elsevier, – 2009. – 466 p.
5. Coffey W. T., Kalmykov Yu. P., Waldron J. T. *The Langevin Equation: With Applications in Physics, Chemistry and Electrical Engineering*. 4th ed., NJ: World Scientific, – 2017. – 902 p.
6. Kumar D., Adeyeye A. O. Techniques in micromagnetic simulation and analysis // *J. Phys. D: Appl. Phys.* – 2017. – Vol. 50. – P. 343001.
7. Friedland L., Shagalov A. G. Excitation and control of large-amplitude standing magnetization waves // *Phys. Rev. B.* – 2019. – Vol. 99. – P. 014411.
8. Denisov S. I., Lyutyy T. V., Hänggi P., Trohidou K. N. Dynamical and thermal effects in nanoparticle systems driven by a rotating magnetic field // *Phys. Rev. B.* – 2006. – Vol. 74. – P. 104406.
9. Lyutyy T. V., Reva V. V. Energy dissipation of rigid dipoles in a viscous fluid under the action of a time-periodic field: The influence of thermal bath and dipole interaction // *Phys. Rev. E.* – 2018. – Vol. 97. – P. 052611.
10. Denisov S. I., Lyutyy T. V., Pedchenko B. O., Hryshko O. M. Induced magnetization and power loss for a periodically driven system of ferromagnetic nanoparticles with randomly oriented easy axes // *Phys. Rev. B.* – 2016. – Vol. 94. – P. 024406.
11. Lyutyy T. V. Dynamics and energy dissipation of a rigid dipole driven by the RF-

field in a viscous fluid: Deterministic approach // *Eur. Phys. J. E.* – 2018. – Vol. 41. – P. 142.

12. Denisov S. I., Pedchenko B. O. Drift of suspended ferromagnetic particles due to the Magnus effect // *J. Appl. Phys.* – 2017. – Vol. 121. – P. 043912.

13. Denisov S. I., Lyutyy T. V., Reva V. V., Yermolenko A. S. Temperature effects on drift of suspended single-domain particles induced by the Magnus force // *Phys. Rev. E.* – 2018. – Vol. 97. – P. 032608.

14. Lyutyy T. V., Denisov S. I., Hänggi P. Dissipation-induced rotation of suspended ferromagnetic nanoparticles // *Phys. Rev. B.* – 2019. – Vol. 100. – P. 134403.

15. Denisov S. I., Lyutyy T. V., Pavlyuk M. O. Directed transport of suspended ferromagnetic nanoparticles under both gradient and uniform magnetic fields // *J. Phys. D: Appl. Phys.* – 2020. – Vol. 53. – P. 405001.

16. Thompson D., Best J. S. The future of magnetic data storage technology // *IBM J. Res. Dev.* – 2017. – Vol. 44. 311–322 pp.

17. Wood R., Williams M., Kavcic A., Miles J. The Feasibility of Magnetic Recording at 10 Terabits Per Square Inch on Conventional Media IEEE // *Trans. Magn.* – 2009. – Vol. 45. 917–923 pp.

18. Kryder M. H., Gage E. C., McDaniel T. W., Challener W., Rottmayer R. E., G. Ju, Hsia Y.-T., Erden M. F. // *Heat Assisted Magnetic Recording* // *Proc. IEEE.* – 2008. – Vol. 96. 1810–1835 pp.

19. Chou S. Y., Wei M. S., Krauss P. R., and Fischer P. B. Single-domain magnetic pillar array of 35 nm diameter and 65 Gbits/in² density for ultrahigh density quantum magnetic storage // *J. Appl. Phys.* – 1994. – Vol. 76. 6673–6675 pp.

20. New R. M. H., Pease R. F. W., White R. L. Submicron patterning of thin cobalt films for magnetic storage // *J. Vac. Sci. Technol. B.* – 2014. – Vol. 12. 3196–3201 pp.

21. Suto H., Kudo K., Nagasawa T., Kanao T., Mizushima K., Sato R. Three-dimensional magnetic recording using ferromagnetic resonance // *Jpn. J. Appl. Phys.* – 2016 – Vol. 55. – P. 07MA01.

22. Chan K. S., Aboutaleb A., Sivakumar K., Belzer B., Wood R., Rahardja S. Data recovery for multilayer magnetic recording // *IEEE Trans. Magn.* – 2019. – Vol. 55. – P. 6701216.
23. M. Albrecht et al. Bit-patterned magnetic recording: theory, media fabrication, and recording performance // *IEEE Trans. Magn.* – 2015. – Vol. 51. – P. 0800342.
24. Greaves S. J., Muraoka H., Kanai Y. Modelling of heat assisted magnetic recording with the Landau-Lifshitz-Bloch equation and Brillouin functions // *J. Appl. Phys.* – 2015 – Vol. 117. – P. 17C505.
25. Albrecht M. et al. Bit-patterned magnetic recording: theory, media fabrication, and recording performance // *IEEE Trans. Magn.* – 2015. – Vol. 51. – P. 0800342.
26. Brusentsova T.N., Brusentsov N.A., Kuznetsov V.D., Nikiforov V.N. Synthesis and investigation of magnetic properties of Gd-substituted Mn-Zn ferrite nanoparticles as a potential low-TC agent for magnetic fluid hyperthermia. // *J. Magn. Magn. Mater.* – 2015.– Vol. 117. – 298–302 pp.
27. Nikiforov V.N., Filinova E.Yu. Biomedical applications of the magnetic nanoparticles. (In *Magnetic nanoparticles*, Gubin S.P.) Weinheim Wiley. – 2009. – 393–404 pp.
28. Petrova E. et al. Structural characterization and magnetic properties of sol-gel derived $Zn_xFe_{3-x}O_4$ nanoparticles // *J. Magn. Magn. Mater.* – 2015. – Vol. 378. – 429–435 pp.
29. Kotsikau D. et al. Structure and magnetic properties of manganese–zinc-ferrites prepared by spray pyrolysis method // *Solid State Sci.* – 2015. – Vol. 39. – 69–73 pp.