

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ І НАУКИ УКРАЇНИ  
СУМСЬКИЙ ДЕРЖАВНИЙ УНІВЕРСИТЕТ  
КОНОТОПСЬКИЙ ІНСТИТУТ  
Центр заочної та дистанційної форми навчання

Кафедра електронних  
приладів і автоматики

Кваліфікаційна робота бакалавра  
**ДАТЧИКИ МАГНІТНОГО ПОЛЯ**

Студент групи ЕІз-71к

Є.О.Набок

Науковий керівник,  
викладач,

А.В. Марусенко

Конотоп 2021

## РЕФЕРАТ

Об'єктом дослідження даної кваліфікаційної роботи є датчики магнітного поля.

Мета роботи полягає у вивченні принципів дії, конструкції, технологічних параметрів датчиків магнітного полята аналізу областей і специфіки використання.

Розробка датчиків магнітного поля для біомедичних застосувань головним чином фокусується на еквівалентному зменшенні магнітного шуму або загальному вдосконаленні конструкції, щоб зробити їх меншими та дешевшими, зберігаючи необхідні значення межі виявлення.

Однією з найсучасніших тем сьогодні є використання датчиків магнітного поля для таких програм, як магнітокардіографія, магнітотомографія, магнітоміографія, магнітонеурографія або їх застосування в приладах, що надають допомогу. Цей вступний огляд зосереджений на сучасних датчиках магнітного поля, придатних для застосування в біомедицині з фізичної точки зору, та містить огляд останніх досліджень у цій галузі.

Типи датчиків магнітного поля включають в себе надпровідні пристрої квантових перешкод постійного струму, котушку пошуку, потік потоку, магнітоелектрик, гігантський магнітоомпеданс,

Робота викладена на 34 сторінках, у тому числі включає 10 рисунків, список цитованої літератури із 17 джерел.

**КЛЮЧОВІ СЛОВА:** БІОСЕНСОРИ, БІОМАГНІТНІ ПОЛЯ, ТЕРАПЕВТИЧНЕ ЗАСТОСУВАННЯ, НЕІНВАЗИВНІ МЕДИЧНІ ПРОЦЕДУРИ, ДІАГНОСТИКА.

## ЗМІСТ

	стор.
<b>ВСТУП</b> .....	4
<b>РОЗДІЛ 1 РІЗНОВИДИ СХЕМОТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ</b>	
<b>ДАТЧИКІВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ</b> .....	5
1.1 Структурний поділ датчиків магнітного поля.....	5
1.2 Магнітометри пошукової котушки .....	6
1.3 Магнітометри SQUID.....	8
1.4 Магнітометри Fluxgate.....	10
1.5 Ефекти магніторезистентності (МР).....	12
<b>РОЗДІЛ 2. ТИПИ ДАТЧИКІВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ</b> .....	15
2.1 Магнітоелектричні магнітометри .....	15
2.2 Гігантські магнітоімпедансні (GMI) магнітометри .....	17
2.3 Атомні магнітометри з оптичним накачуванням.....	20
2.4 Порожнинні оптико-механічні магнітометри.....	22
2.5 Магнітометрія, що використовує центри азотних вакансій у алмазі....	24
<b>РОЗДІЛ 3. ЗАСТОСУВАННЯ ДАТЧИКІВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ</b> .....	26
3.1 Виявлення біомагнітних сигналів .....	26
3.2 Діагностика точки догляду .....	30
<b>ВИСНОВКИ</b> .....	32
<b>СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ</b> .....	33

## ВСТУП

У наш час стрімкий прогрес мікро- та нанотехнологій впливає на величезну кількість наукових розробок, що призводять до поліпшення якості повсякденного життя. Сучасні вимоги діагностики біологічних систем полягають у недорогих методах виготовлення, гнучкості використання та швидкому отриманні результатів випробувань. У той же час нові діагностичні платформи повинні бути більш точними та забезпечувати правильні клінічні управлінські рішення [1].

Як правило, застосування датчиків магнітного поля в біомедицині обмежується високою вартістю виготовлення приладів і часто вимагає спеціального середовища для процедури. Крім того, важливим питанням є необхідна межа роздільної здатності цих датчиків для виявлення відносно низьких біомагнітних сигналів від органів та тканини. Тому більшість останніх технологій зондування біомагнітного поля вимагають екранованих магнітним екраном приміщень або інших систем для активного захисту від сторонніх магнітних полів.

Огляд нових тенденцій у магнітному зондуванні тканин та органів людини (таких як магнітокардіографія, магнітонейрографія, магнітоенцефалографія та магнітоміографія) показує, що існують різні обмеження не тільки щодо рівня шуму, але й щодо частотного діапазону. Біомагнітне зондування охоплює всі вимоги ефективніше, ніж багато загальнозживаних методів, і має ряд очевидних переваг. Сюди входять вимірювання на невеликих ділянках, розміщення 3D-зондів та зменшення фонових шумових сигналів [2].

У цій роботі ми зупинимось на сучасних розробках магнітометрії в біологічній діагностиці. Спочатку ми представимо типи та принципи роботи існуючих магнітометрів. Після цього підсумовуються останні важливі дослідження магнітометрів, придатних для виявлення біомагнітного сигналу та технологій точки догляду.

# РОЗДІЛ 1

## РІЗНОВИДИ СХЕМОТЕХНІЧНИХ РІШЕНЬ

### ДАТЧИКІВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ

#### 1.1 Структурний поділ датчиків магнітного поля

Розробка високочутливих та високо локалізованих датчиків магнітного поля - тема, що швидко розширюється завдяки прогресу в технологіях мікро- та нановиробництва. Однак їх чутливість зменшується із лінійними розмірами чутливих елементів, і деякі з них мають досить складну робочу схему. Таким чином, поки що немає ідеального магнітного датчика, який відповідав би всім можливим застосуванням. Список датчиків магнітного поля, придатних для біомедичних застосувань, включає:

- пристрої постійного струму надпровідних квантових перешкод (постійні індикатори постійного струму);
- котушки пошуку;
- магнітний потік;
- магнітоелектрик;
- гігантський магнітоімпеданс (GMI);
- анізотропний , гігантський , тунельний магнітоопір (AMR, GMR, TMR );
- оптично накачані;
- порожнинні оптико-механічні;
- ефект Холла;
- магнітопружні;
- спірохвильові інтерферометричні магнітометри;
- магнітометрія на основі центрів вакансій азоту в алмазах.

Список магнітних датчиків складено з урахуванням їх потенційного використання в системах зондування багатьох видів біомагнітних сигналів, включаючи пристрої, що надають допомогу. У цьому розділі представлені принципи роботи цих датчиків. Щодо точки догляду, обов'язково будуть інші

фактори, що включають вартість та зручність, але в цій роботі ми в першу чергу маємо справу з магнітною чутливістю.

## 1.2. Магнітометри пошукової котушки

Найдавніший тип датчика магнітного поля - це магнітометр пошукової котушки, що складається з декількох індукційних котушок. Він дозволяє вимірювати змінне зовнішнє магнітне поле без використання внутрішнього джерела енергії і має межу виявлення до  $100 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$  [3].

Залежно від лінійних розмірів та геометрії котушок можна досягти високо локалізованого (але не дуже чутливого) магнітометра з просторовою роздільною здатністю в декілька мікрометрів, необхідного для застосування в точках догляду за допомогою плоских або мікроіндукційних котушок.

В якості альтернативи можна використовувати більш чутливу (але не локалізовану) систему, придатну для виявлення біомагнітних сигналів, використовуючи комбінацію повітряних або феромагнітних індукційних котушок.

Для вимірювання трьох ортогональних складових зовнішнього магнітного поля необхідна рівна кількість індукційних котушок.

Приклад простої індукційної пошукової котушки з повітряним порошком наведено на рис. 1.1.

Залежно від геометрії, способу використання та необхідної чутливості магнітометр пошукової котушки може мати феритовий сердечник. Кількість обмоток також залежить від режиму використання.

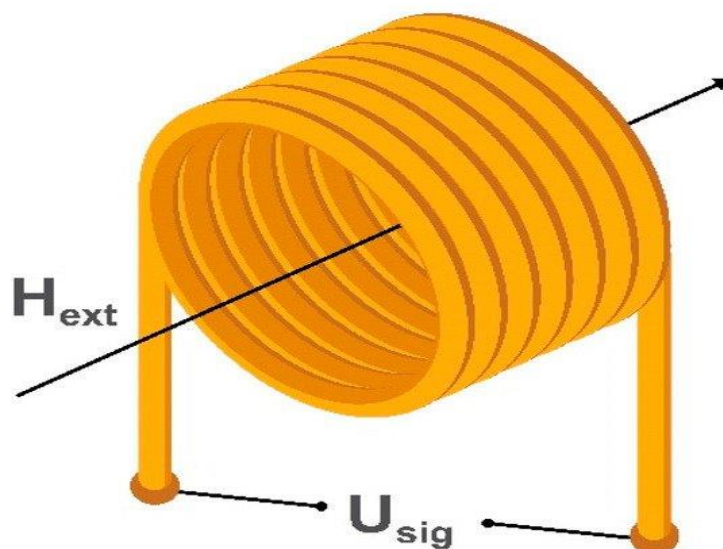


Рис.1.1 Схематичне зображення індукційної котушки магнітометра пошукової котушки, де  $H_{ext}$  - прикладене змінне магнітне поле через котушку, а  $U_{sig}$  - напруга, що генерується в індукційній котушці [4].

Принцип роботи магнітометра пошукової котушки заснований на законі індукції Фарадея. Коли змінне зовнішнє магнітне поле,  $H_{ext}$ , проходить через витки котушки, воно індукує напругу  $U_{sig}$ , яка прямо пропорційна амплітуді та швидкості зміни магнітного поля (або магнітного потоку в матеріалі магнітопроводу) [5].

Нещодавно пошукові котушки використовувались як біосенсори для виявлення магнітних міток, які характеризуються нелінійними процесами намагнічування. Якщо збудливе магнітне поле застосовується з двома частотами (низькою  $f_1$  і високою  $f_2$ ), вихідну напругу (модульовану обома частотами) можна виміряти на комбінаторних частотах таким чином, щоб зменшити рівень шуму.

### 1.3 Магнітометри SQUID

В даний час датчики на основі постійних струмів є найбільш чутливими до зовнішніх магнітних полів у широкому діапазоні частот від постійного струму до декількох ГГц. Межа детективності СКВІД постійного струму може бути порядку  $1 \text{ фТ}/\sqrt{\text{Гц}}$  в діапазоні частот магнітного поля від постійного струму до

ГГц. Максимально можлива межа виявлення досягається для міліметрових датчиків, але подальша мініатюризація магнітометрів SQUID до мікро- або нанометрового розміру супроводжується зменшенням чутливості. Схематичне зображення загального чутливого елемента магнітометра постійного струму SQUID представлено на рис.1.2.

Ці датчики широко використовуються для виявлення низьких магнітних полів, починаючи від магнітних властивостей матеріалів і закінчуючи зондуванням наднизького поля при магнітно-резонансному зображенні [6].

Чутливий елемент магнітометра SQUID постійного струму може бути представлений у вигляді напівпровідникової петлі з двома розділеними паралельними Джозефсоновими переходами.

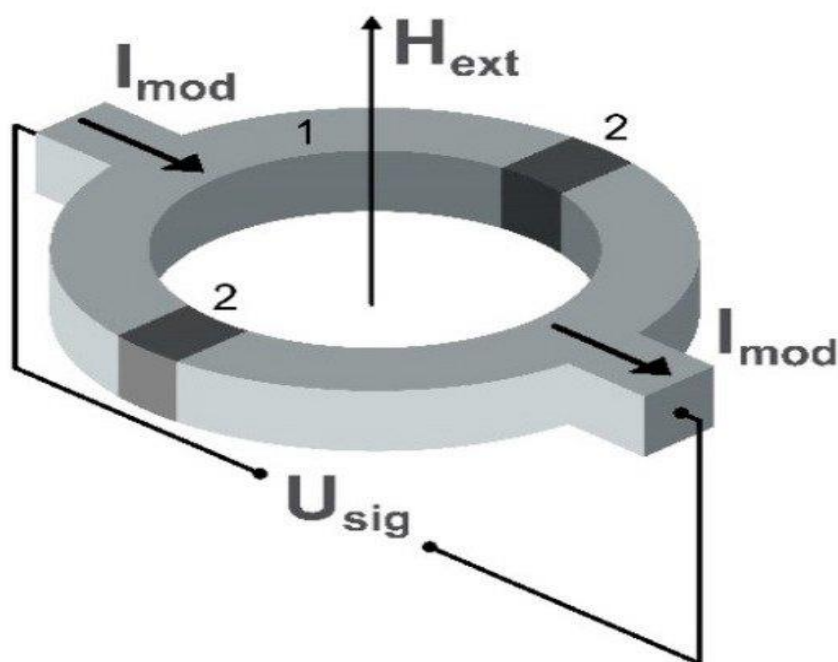


Рис.1.2. Схематичне зображення чутливого елемента магнітометра постійного струму SQUID (ефект супер квантових перешкод), де  $H_{ext}$  - прикладене зовнішнє магнітне поле.  $U_{sig}$  - це зміна напруги, виявлене індукованим магнітним полем дисбалансом струму  $I_{мода}$ , що протікає через дві напівпровідникові петлі (1) та два Джозефсонові переходи (2) [5]



Це забезпечує обмін парами Купера між надпровідниками, якщо через переходи протікає постійний струм зміщення  $I_{\text{mod}}$  менше критичного значення.

Цей так званий ефект Джозефсона постійного струму обумовлений перекриттям макроскопічних хвильових функцій в області бар'єру. Струм зміщення генерується парами Купера і залежить від різниці фаз двох надпровідних хвильових функцій, а похідна від часу цієї різниці фаз пов'язана з напругою на переході.

Коли зовнішнє магнітне поле  $H_{\text{ext}}$  впливає на СКВІД, воно змінює різницю фаз, а струмовольтна характеристика надпровідного контуру показує коливальну поведінку, що дозволяє вимірювати амплітуду зовнішнього магнітного поля як функцію  $U_{\text{sig}}$ , яка є зміною напруги.

Однак цього методу на практиці важко досягти, оскільки він спирається на використання магнітно екранованої кімнати та охолодження чутливого елемента рідким азотом або гелієм.

Проблеми вирішення можуть бути подолані за допомогою впровадження специфічних апаратних та програмних технологій захисту [7].

Крім того, нові розробки в високотемпературних СКВІДов (що не вимагають рідкого гелію) забезпечують можливість розміщення чутливих елементів близько до системи, щоб бути виміряна, на жаль, також слід більш високий рівень шуму.

#### **1.4 Магнітометри Fluxgate**

Флюкс-магнітометрія відома приблизно з 1930 року. Це широко розповсюджена техніка, яка продовжує розвиватися для використання у багатьох додатках, починаючи від промисловості і закінчуючи біомедициною.

В даний час магнітометри потокових магнітів, залежно від геометрії, можуть досягти меж детектування порядку  $1 \text{ пТ} / \sqrt{\text{Гц}}$  і навіть до  $100 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$  за допомогою пристрою на основі епітаксійних плівок гранатового ітрієвого граната, що мають спеціально градуйований профіль краю.

Частота сигналу виявлення знаходиться в діапазоні низьких частот (від 1 Гц до 100 Гц), що підходить для вимірювання сигналів магнітокардіографії, магнітоенцефалографії та магнітоміографії.

Флюкстейтові магнітометри поділяються на дві категорії, які називаються паралельними та ортогональними.

Як в паралельних, так і в ортогональних магнітометрах з помірним потоком феромагнітне ядро періодично насичується змінним магнітним полем ( $H_{exc}$ ), що призводить до швидкого перекидання намагніченості з одного напрямку в інший.

Застосоване постійне поле  $H_{ext}$  (яке буде виявлено) спричиняє дисбаланс у “закритому” виході і виявляється зондувальною котушкою ( $U_{sig}$ ). У паралельних магнітометрах з потоковим затвором  $H_{exc}$  створюється з індукційними котушками, намотаними навколо сердечника, тоді як у сучасних ортогональних магнітометрах з потоковідведенням на основі мікропровідників  $H_{exc}$  створюється за рахунок зміщення змінного струму  $I_{exc}$  у мікропровіднику[8].

Це спрощує конструкцію датчика, замінюючи індукційні котушки приводу в традиційній схемі паралельного магнітометра. Котушки приймача використовуються для вимірювання двочастотного сигналу напруги  $U_{sig}$ , викликаного порушенням симетрії в присутності  $H_{ext}$ .

Принципові схеми, що ілюструють чутливі елементи паралельного магнітометра та ортогонального магнітометра на основі мікропроводу, показані на рис.1.3.

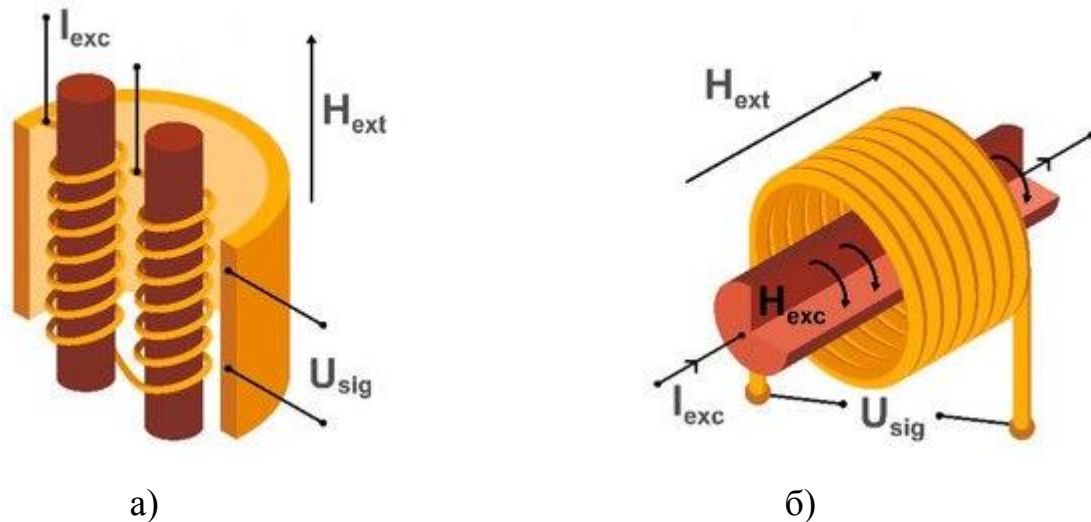


Рис.1.3. Схематичні зображення чутливих елементів: (а) паралельний магнітометр з флюсовою заслінкою та (б) ортогональний магнітометр з флюсовою заслінкою з використанням магнітного мікропроводу.  $H_{ext}$  - прикладене зовнішнє магнітне поле,  $I_{exc}$  - змінний струм збудження, що створює магнітне поле збудження  $H_{exc}$ , а  $U_{sig}$  - напруга, що генерується в котушці детектування [7]

Основною проблемою датчиків потоку є магнітний шум «Баркхаузена», що створюється мікромагнітними процесами під час обертання намагніченості серцевини. Це усувається за допомогою так званого «основного режиму» ортогонального магнітометра потоку.

Різниця в принципі роботи цього датчика полягає у використанні магнітного поля зміщення (або струму), яке насичує серцевину. Величина прикладеного постійного магнітного поля, прикладеного перпендикулярно до зміщення, є досить малою, щоб у сердечнику не було звороту намагніченості.

У цьому випадку намагніченість змінного струму є лінійною щодо  $H_{ext}$ , тому напруга, яка індукується в котушках підхоплення, має частоту струму збудження [9].

Таким чином, цей метод отримує інформацію про амплітуду  $H_{ext}$ , що застосовується перпендикулярно до поля насичення.

Інша пропозиція передбачає використання обертового магнітного поля, прикладеного в площині однодоменного феромагнітного диска, при цьому диск служить серцевиною.

У цьому випадку ніяких переміщень домену не відбувається, тому шум Баркхаузена усувається, а обертання ядра досягається обертанням намагніченості.

У присутності  $H_{ext}$  виявляється подвійний частотний сигнал. Така конфігурація дозволяє досягти дуже малого еквівалентного рівня магнітного шуму  $100 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$ .

Останні розробки магнітометра потоку були спрямовані на мініатюризацію на основі плоских тонкоплівкових структур з мінімальним рівнем магнітного шуму близько  $0,1 \text{ нТл} / \sqrt{\text{Гц}}$ .

Також було опубліковано нову концепцію датчика потоку з магнітооптичним зчитуванням на основі магнітоплазмонічного кристала. Площа зондування становила близько  $1 \text{ мм}^2$ , а межа виявлення становила  $2 \text{ нТл}/\sqrt{\text{Гц}}$ . Це можна (теоретично) покращити до  $1 \text{ фТ}/\sqrt{\text{Гц}}$ .

### **1.5. Ефекти магніторезистентності (МР)**

Інший спосіб вимірювання малих магнітних полів заснований на ефекті магнітоопору. Розвиток зондування гігантського магнітоопору (ГМР) стимулювалося передовою технологією жорстких дисків та магнітною пам'яттю високої щільності, що вимагає високопродуктивних зчитувальних головок.

Однак до цього часу ці датчики не використовувались для вимірювання магнітних полів людини через обмежену чутливість. З іншого боку, виявлення молекулярної спорідненості з датчиками GMR було показано в 1998 році Морською дослідницькою лабораторією [10].

Подальші розробки призвели до демонстрації єдиної молекулярної взаємодії з сенсорним елементом GMR із розміром до мікрона.

Хоча магнітометри магнітоопору, як добре відома технологія, продовжують розвиватися. Еквівалентний рівень шуму зменшився до декількох  $\text{pT} / \sqrt{\text{Гц}}$  в режимі низьких частот.

В наш час датчики AMR, GMR та TMR є основними технологіями, заснованими на ефекті магнітоопору. Схематичні зображення чутливих елементів магнітометрів AMR, GMR та TMR представлені на рис. 1.4.

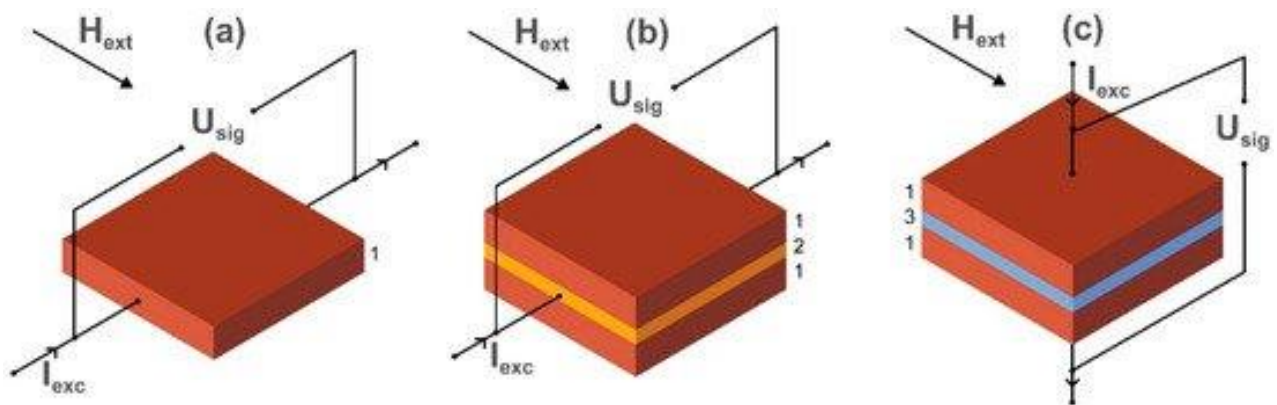


Рис.1.4. Схематичні зображення чутливих елементів (а) анізотропного магнітоопору, (б) гігантського магнітоопору та (в) тунельних датчиків магнітоопору, де  $I_{exc}$  - струм, що протікає через плівку, виготовлену з феромагнітного матеріалу (елемент AMR (1)), немагнітний матеріал (розпирний шар в елементі GMR (2)) або ізолюючий матеріал (бар'єрний шар у елементі TMR (3)) відповідно.  $U_{sig}$  - напруга, виявлена у напрямку, перпендикулярному до зовнішнього магнітного поля  $H_{ext}$  .[7]

Принцип роботи магнітометра AMR є те, що, коли магнітне напрямком вектора в магнітній тонкій плівці (наприклад, NiFe) змінюється (наприклад, обертається), то омичний опір струму  $I_{возб}$ , що протікає в тонкій плівці перпендикулярна прикладеним зовнішнє магнітне поле  $H_{ext}$  модулюється.

Для досягнення лінійності стаціонарний магнітний вектор фіксується під вибраним кутом за допомогою магнітокристалічної або іншим чином індукованої анізотропії в атомній решітці тонкої магнітної плівки.

Опір датчика GMR залежить від вирівнювання векторів намагнічування ферромагнітних шарів, закріплених під різними кутами обмінною або магнітокристалічною анізотропією та розділених неферомагнітним металом.

У багат шаровому датчику GMR, якщо магнітні вектори паралельні один одному, опір низький, а якщо вони антипаралельні, опір конструкції високий.

Відносна орієнтація векторів намагніченості структури GMR залежить від товщини шарів і може бути змінена прикладеним зовнішнім полем  $H_{ext}$ .

Отримана зміна напруги, що виникає від зовнішнього поля, виявляється в осьовому напрямку векторів намагнічування системи GMR і пропорційна  $H_{ext}$ .

У приладах TMR ізолятор розділяє ферромагнітні шари, і напруга визначається перпендикулярно осі векторів намагніченості конструкції.

Потік струму через дуже тонкий ізолятор забезпечується ефектом електронного тунелювання. Вихід датчика GMR в чотири рази перевищує датчик AMR, але датчик датчика TMR у двадцять разів більший, хоча технічно досягти TMR набагато складніше.

Суттєвою особливістю цієї технології є те, що вона може бути реалізована на мікромасштабі як частина електронного "чіпа".

Таким чином, його можна використовувати в лабораторіях на чипі, пов'язаних з біомедициною, таких як виявлення магнітних наночастинок, що використовуються як біомаркери.

## РОЗДІЛ 2

### ТИПИ ДАТЧИКІВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ

#### 2.1. Магнітоелектричні магнітометри

Одним з перспективних кандидатів на впровадження в пристрої, що забезпечують догляд та біомагнітні сигнали, є магнітоелектричні датчики магнітного поля. При кімнатній температурі ці датчики можуть досягти межі виявлення приблизно  $1\text{--}10 \text{ пТ}/\sqrt{\text{Гц}}$  для частот нижче 100 Гц, і цього достатньо для більшості біомедичних вимірювань. Чутливим елементом таких датчиків є магнітоелектричний композит, що складається з магнітострикційного матеріалу, який механічно з'єднаний з п'єзоелектричним або з однофазного багатоканального матеріалу. Принциповий приклад першого типу магнітоелектричного чутливого елемента показаний на рис.2.1.

При застосуванні магнітного поля збудження, що створюється постійною напругою  $U_{\text{exc}}$ , магнітострикційний матеріал змінює свої лінійні розміри і викликає механічні напруги в п'єзоелектричному матеріалі. Ця напруга поляризує п'єзоелектричний матеріал, створюючи вихід, пропорційний прикладеному полю. Одним з найважливіших параметрів, що описує магнітоелектричну зв'язок та процес магнітострикції, є відношення між вихідною напругою та прикладеним полем зміщення [11].

Це називається коефіцієнтом прямої магнітоелектричної напруги. Коефіцієнт залежить від матеріалів та режиму роботи (режим згинання, поздовжній резонанс, резонанс товщини). Якщо магнітострикція знаходиться не в стані насичення, і зовнішнє змінне магнітне поле  $H_{\text{ext}}$  застосовується до системи, зміна вимірюваної індукованої напруги  $U_{\text{sig}}$  прямо пропорційна прикладеному магнітному полю. Виміряна складова  $H_{\text{ext}}$  також залежить від положення електричних контактів на поверхні магнітоелектричного композиту.

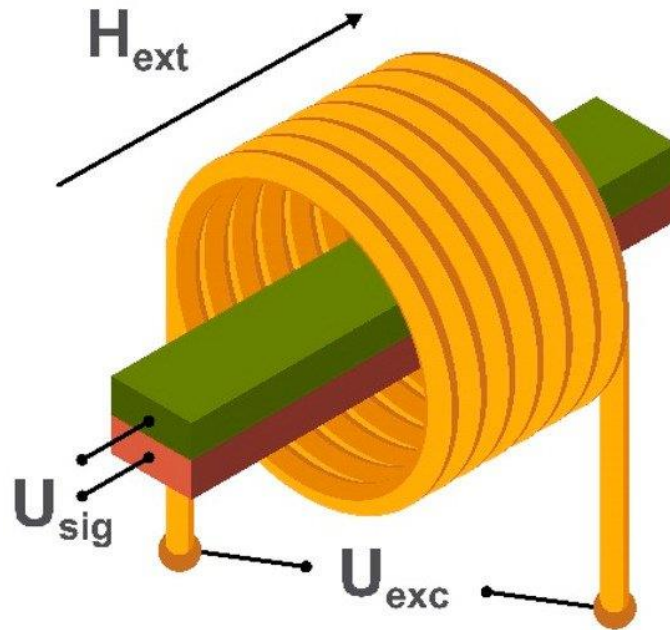


Рис.2.1. Схематичне зображення чутливого елемента магнітоелектричного магнітометра, де  $H_{ext}$  - прикладене зовнішнє магнітне поле, а  $U_{exc}$  - напруга, що генерує магнітне поле зовнішнього збудження.  $U_{sig}$  - напруга, яку виробляє п'єзоелектричний матеріал, який осідає на магнітострикційний феромагнітний матеріал [8]

Існує багато можливих способів досягнення високої продуктивності магнітоелектричних датчиків магнітного поля. Вони залежать від різних параметрів, таких як склад матеріалу, форма чутливого елемента та зміщення магнітного поля. Майбутні вдосконалення межі виявлення в магнітно-неекранованому середовищі можуть передбачати можливість одночасного вимірювання орієнтації та величини магнітного поля, а також поліпшення смуги частот.

Крім того, реалізація градіометрії з невеликим фазовим зсувом між окремими магнітоелектричними датчиками допомагає зменшити вплив рівня шуму в навколишньому середовищі. Досягнення можуть полягати також у використанні нових трикомпонентних еластомерів на основі полімерної матриці, оскільки вони демонструють значний магнітоелектричний ефект, володіючи механічною гнучкістю [8-10].



## 2.2 Гігантські магнітоімпедансні (ГМІ) магнітометри

Ефект магнітоімпедансу, який стосується великої зміни високочастотної напруги, вимірної на магнітному провіднику, підданому дії постійного магнітного поля, спочатку спостерігався ще в 1935–1936 рр. У дротах NiFe з високою проникністю. Однак через факт технічних проблем та нестабільної поведінки він не отримав належного розвитку до свого повторного відкриття як гігантський ефект магнітоімпедансу (ГМІ) у 1992–1994 рр. В аморфних дротах та стрічках. Намагаючись зменшити розмір елемента ГМІ, були запропоновані тонкі та багатошарові плівки.

Механізм зміни імпедансу пов'язаний із шкірним ефектом та залежністю глибини шкіри  $\delta_{\text{eff}}$  від магнітних властивостей. Коли змінний струм  $I_{\text{exc}}$  подається на феромагнітний матеріал, він обмежується невеликою площею зразка, що визначається  $\delta_{\text{eff}}$ . Його значення залежить не тільки від частоти, а й від намагніченості постійного струму та динамічної проникності. Якщо застосовується зовнішнє магнітне поле  $H_{\text{ext}}$ , це впливає на магнітні параметри та  $\delta_{\text{eff}}$ , що призводить до зміни комплексно-значущого опору (або імпедансу) матеріалу. Це призводить до зміни вихідної напруги  $U_{\text{sig}}$  [10].

Гігантський ІМ швидко став дуже популярною темою досліджень, і спостерігається значне зростання робіт, присвячених підвищенню чутливості, поліпшенню температурної стабільності, зсуву робочої частоти до діапазону ГГц та використання стресу та температури. Схематичне зображення чутливого елемента магнітометра ГМІ на основі мікропроводу показано на рис.2.2. Той самий принцип може застосовуватися до магнітних тонких плівок та стрічок.

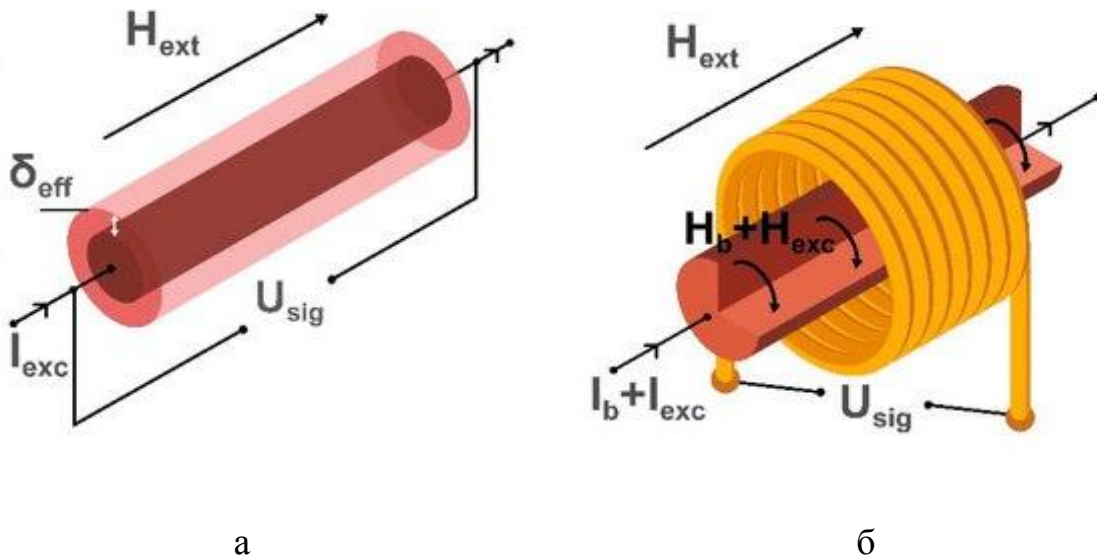


Рис. 2.2. Схематичні зображення звичайного GMI (а) та недиагонального GMI (елементів датчиків магнітного поля б), де  $H_{ext}$  - зовнішнє магнітне поле постійного струму (вимірне поле),  $I_{exc}$  і  $H_{exc}$  - струм збудження змінного струму і поле,  $I_b$  та  $H_b$  - струм зміщення постійного струму та поле відповідно,  $U_{sig}$  - вимірня вихідна напруга, а  $\delta_{eff}$  - глибина обшивки електричного струму в елементі. Поле кругового зміщення  $H_b$  необхідне у випадку недиагонального GMI для усунення доменних стінок у круговій доменній структурі [9]

Беручи до уваги зміну напруги, спричинене зовнішнім магнітним полем, GMI можна порівняти з AMR та GMR (зображеними на рис.2.2 а, б), але високі частоти збудження потребують іншої електронної конструкції. У ранніх роботах Мохрі та на датчиках GMI була запропонована схема мікросхеми CMOS з роботою імпульсного струму. Оскільки характеристики GMI є нелінійними, необхідний зсув робочої точки, і це було досягнуто за допомогою імпульсного зміщення [11].

Роздільна здатність, отримана за допомогою мініатюрної головки датчика, становила 0,1 нТл та 10 нТл для сигналів змінного та постійного струму відповідно. На той час порівняння між MR та GMR, флюксгатами та датчиками GMI продемонструвало, що найкраща роздільна здатність була для датчиків

GMI, що мають довжину головки приблизно 1–2 мм. Відповідні програми включали різні системи управління рухом, наприклад, у мобільних телефонах.

Для покращення продуктивності датчика GMI з точки зору відношення сигнал та шум була запропонована так звана недіагональна конфігурація для GMI, як показано на рис.2.2 b. При цьому елемент GMI збуджується струмом високої частоти, але характеристика напруги  $U_{sig}$  вимірюється в котушці, яка подібна до ортогонального потоку, зображеного на рис.2.2 b, що працює в основному режимі. Однак частоти збудження у випадку GMI значно вищі (від 100 МГц до ГГц).

У матеріалах із спіральним типом намагніченості постійного струму, який досягається внаслідок дії постійного струму  $I_b$  та прикладеного постійного магнітного поля  $H_{ext}$ , змінний струм змінює як кругові, так і поздовжні змінні намагнічення і створює вихідну напругу в котушці. Напруга  $U_{sig}$  залежить від прикладеного магнітного поля (вимірюваного поля  $H_{ext}$ ), що впливає на спіральну намагніченість.

Важливо, що коли  $H_{ext}$  реверсується, фаза  $U_{sig}$  (відносно струму збудження) зміщується на  $180^\circ$ , що дозволяє ідентифікувати напрямок вимірюваного поля. У цьому сенсі недіагональний датчик GMI забезпечує лінійну та векторну реакцію. Іншою перевагою недіагонального GMI є можливість поліпшення чутливості вихідної напруги та шумових характеристик за рахунок оптимізації кількості витків на котушці, а також частоти збудження [12].

Практична недіагональна схема датчика GMI використовує імпульсне збудження струму з часом зростання та падіння в діапазоні декількох наносекунд. Нещодавно характерна частота такого збудження була збільшена до ГГц. Використовуючи схему градієметра з двома однаковими елементами GMI, еквівалентний магнітний шум до  $1 \text{ пТ} / \sqrt{\text{Гц}}$  був досягнутий для частот сигналів між 10–40 Гц без будь-якого екранування. За допомогою цих удосконалень датчик GMI був успішно використаний як для магнітокардіографії, так і для магнітоенцефалографії. Інші тенденції розвитку технології зондування GMI

спрямовані на використання гібридних та мікроелектромеханічних (MEMS) інтегрованих схем.

### 2.3. Атомні магнітометри з оптичним накачуванням

Нові досягнення в галузі мікроелектроніки та оптичного опитування призвели до значного прогресу в оптично накачуваних атомних магнітометрах. Механізмами роботи таких датчиків є (i) когерентне захоплення популяції, (ii) нелінійне магнітооптичне обертання та (iii) режими без релаксації зі спіновим обміном.

Магнітометри на основі (i) та (ii) можуть досягати меж виявлення  $0,1-1$  пТ /  $\sqrt{\text{Гц}}$ , не вимагаючи магнітного екранування, тоді як магнітні датчики, засновані на (iii), забезпечують рівень виявлення порядку  $10$  фТ /  $\sqrt{\text{Гц}}$ , але в більшості випадків їх потрібно розміщувати в магнітно екранованій кімнаті [13].

Справа в тому, що ці магнітометри не потребують потужних систем охолодження, таких як SQUIDS, і їх легко мініатюризувати, що робить їх дуже перспективними в галузі біомагнітного зондування. Схематичні зображення двох основних геометрій показані на рис.2.3.

Оптично накачані магнітометри (a) - це пристрої, що використовують спінозалежні оптичні властивості резонансного середовища у формі парової комірки з атомами лугу. Залежно від механізму та принципу, моделі виявлення поділяються на виявлення інтенсивності (i) або поляризації ((ii) та (iii)), що передається світла. Коли циркулярно поляризований лазер «насоса» поляризує спіни атомів у паровій комірці, вони починають коливатися на частоті Лармора, що визначається поперечним зміщенням постійного магнітного поля  $H$  зміщенням.

Цей стан атомів чутливий до зовнішнього магнітного поля  $H_{\text{ext}}$  що змінює стан поляризації атомів у паровій комірці. У найпростішому випадку після накачування парової комірки випромінювання насоса передається через неї, і зміна інтенсивності світла пропорційна  $H_{\text{ext}}$ .

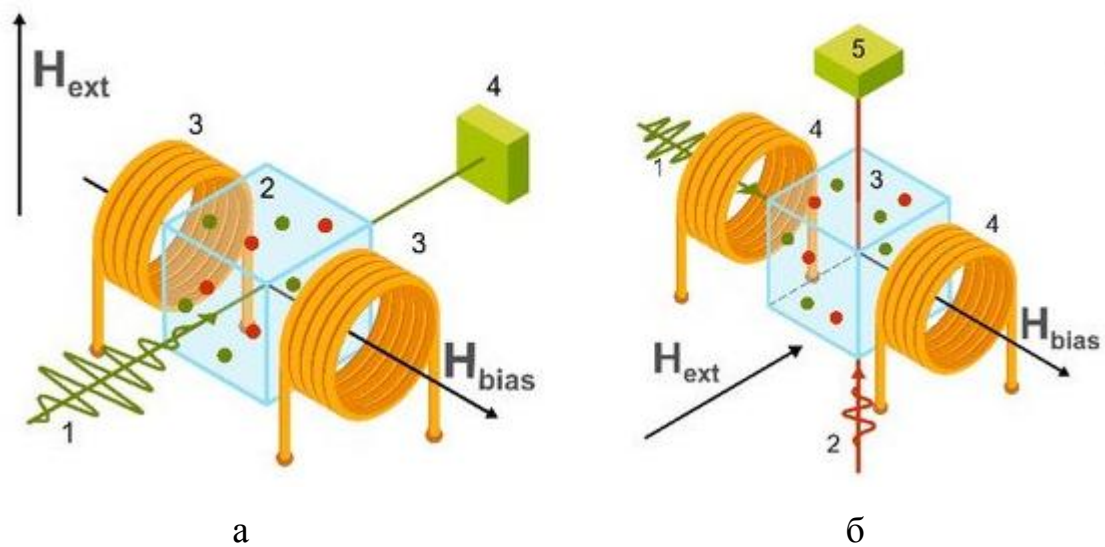


Рис.2.3 Схематичні зображення двох основних геометрій оптично накачаного атомного магнітометра. У (а) схема вимірювання включає циркулярно поляризований пучок насоса (1), що проходить через парову камеру (2), поміщений в прикладене зовнішнє магнітне поле ( $H_{ext}$ ) і магнітне поле зміщення ( $H_{зміщення}$ ), генероване котушками Гельмгольца 3). Система виявлення показана як (4). У (б) схема вимірювання включає циркулярно поляризований насос (1) і лінійно поляризовані пучки зонда (2), що проходять через парову камеру (3), розміщені в прикладних зовнішніх та зміщених магнітних полях, генерованих котушками Гельмгольца (4). Система виявлення пучка зонда показана як (5) [10]

Інші схеми (б) використовують геометрію як з насосними, так і зондовими балками. Циркулярно поляризований пучок накачки використовується для поляризації стану спінів атомів лугів, а обертання поляризації лінійно поляризованого пучка зонда пропорційне величині  $H_{ext}$ . У цьому випадку зміщення  $H$  застосовується поздовжньо до пучка насоса і перпендикулярно до пучка зонда.

Ці оптично накачані магнітометри, що працюють у режимі вільно-обмінної релаксації, є найкращими кандидатами на заміну магнітної магнітометрії. Показано, що в деяких випадках вони мають переваги в чутливості, просторовій роздільній здатності та економічній ефективності

порівняно з магнітометрами на основі SQUID, які в даний час використовуються для моніторингу магнітних сигналів мозку, хоча такі магнітометри все ще вимагають магнітно екранованого середовища. В наш час для магнітоенцефалографії використовувались лише варіанти вільно-обмінної релаксації. Подальші вдосконалення робочої геометрії та протоколів, а також впровадження не пасивного екранування, а також оптимізоване програмне та апаратне зниження шуму, зроблять магнітометри з оптичною накачкою придатними для ультрочутливого магнітного виявлення.

## 2.4 Порожнинні оптико-механічні магнітометри

Завдяки сучасній тенденції мініатюризації пристроїв існує високий попит на високо локалізовані датчики магнітного поля. Одним із типів датчиків магнітного поля, що мають лінійні розміри в десятках частках мікрометрів, і найнижчим рівнем виявлення порядку близько  $100 \text{ пТ}/\sqrt{\text{Гц}}$  (при кімнатній температурі), є порожнинний оптико-механічний магнітометр. Цей магнітометр зазвичай базується на мікротороїдальних порожнинах (схематичне зображення показано на панелі (b) на рис. 2.4) і реалізований на кремнієвій мікросхемі. Принцип роботи може бути схематично представлений як оптичний резонатор Фабрі-Перо, приєднаний до механічного резонатора з приєднаним до нього магнітострикційним матеріалом, як показано на панелі (a) рис. 2.4.

Зміна лінійних розмірів магнітострикційного матеріалу під прикладеним зовнішнім магнітним полем рухає одне із дзеркал оптичного резонатора. Це призводить до зміни довжини оптичного шляху та резонансної частоти оптичного резонатора пропорційно до прикладеного магнітного поля. Інформація про зовнішнє магнітне поле міститься у фазовому зсуві світла зонда і може бути зчитана за допомогою оптичної методики вимірювання фази [11].

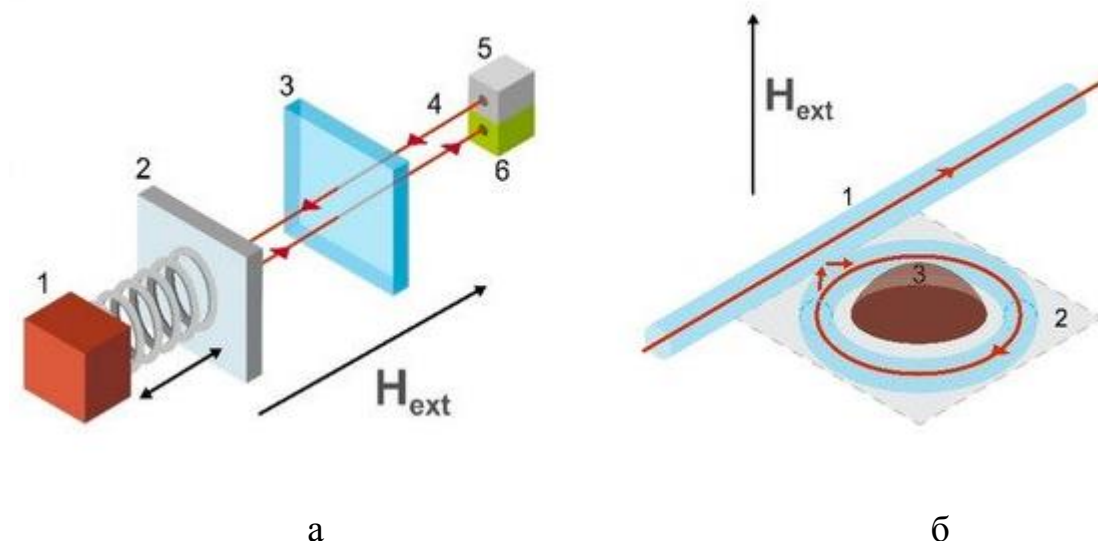


Рис.2.4. Схематичне зображення принципу роботи порожнини оптико-механічної системи. На панелі (а) показаний механічний резонатор, що складається з магнітострикційного матеріалу (1) та рухомого дзеркала (2), прикріпленого до оптичного резонатора Фабрі – Перо, що складається з нерухомого дзеркала (3), довжини оптичного шляху (4), випромінювача світла (5) та система виявлення (6). Панель (б) схематично представляє чутливий елемент магнітометра, що включає оптичне волокно (1), резонаторну систему (2) та магнітострикційний матеріал (3), чутливий до зовнішнього магнітного поля  $H_{ext}$  [12].

Іншими словами, порожнинний оптико-механічний магнітометр заснований на виявленні магнітострикції за допомогою техніки оптичного резонансу. На рис.2.4 б магнітомеханічні спотворення, що виникають внаслідок зміни магнітострикції, спричиняють "защемлення" лазерного променя, що несе оптичне волокно, для отримання модуляції інтенсивності світла.

Незважаючи на те, що досягнувши межі виявлення  $pT$  та  $\sqrt{Гц}$  у безкриогенному середовищі (обмеженому тепловим та пострільним шумом детектора), порожнинний оптико-механічний магнітометр має досить складну мікрофабрикатну установку.

Однак необхідне споживання енергії в мікроваттах дає можливість інтегрувати такі датчики на кремнієвій мікросхемі. Це може бути корисно для нових застосувань, таких як медична діагностика. Крім того, існує ряд теоретичних досліджень, спрямованих на покращення меж виявлення за допомогою нових сенсорних елементів, таких як оптичні волокна, та використання різних резонаторних форм та матеріалів [14].

## 2.5 Магнітометрія, що використовує центри азотних вакансій у алмазі

Одним із останніх досягнень у галузі зондування магнітного поля є розробка магнітометрів, заснованих на поведінці центрів азот-вакансій (NV) у алмазах. Основними перевагами цієї технології є низький рівень шуму, розмір нанометрових центрів NV, які можуть бути використані для наномасштабного картографування магнітного поля, та робота при кімнатній температурі. В даний час цей магнітометр може досягти межі виявлення  $10 \text{ пТ}/\sqrt{\text{Гц}}$ , але передбачувана межа виявлення становить близько  $1 \text{ фТ}/\sqrt{\text{Гц}}$ . Існує кілька експериментальних протоколів, що спираються на виявлення люмінесцентного світла ((i)) та на виявлення пучка зонда ((ii)). Геометрії для та ((ii)) та ((iii)) показані на панелях (a) та (b) на 2.5 відповідно.

Центр вакансій азоту в алмазі є дефектом кристалічної решітки алмазу. Такі дефекти мають електронну структуру, що складається з двох електронів з азоту, трьох електронів з вуглецю та одного електрона, захопленого з решітки, тому загальний заряд вакансії є негативним. У цьому випадку NV утворює два спін-триплетні стани (збуджений та основний) і один метастабільний синглетний стан. Триплетні стани - це спінові триплети зі спіновими квантовими числами  $m_s = 0, \pm 1$ . Синглетний стан має  $m_s = 0$ . Якщо до системи прикладено зовнішнє магнітне поле  $H_{\text{ext}}$ ,  $m_s = \pm 1$  спін-стан розпадається завдяки ефекту Земана.



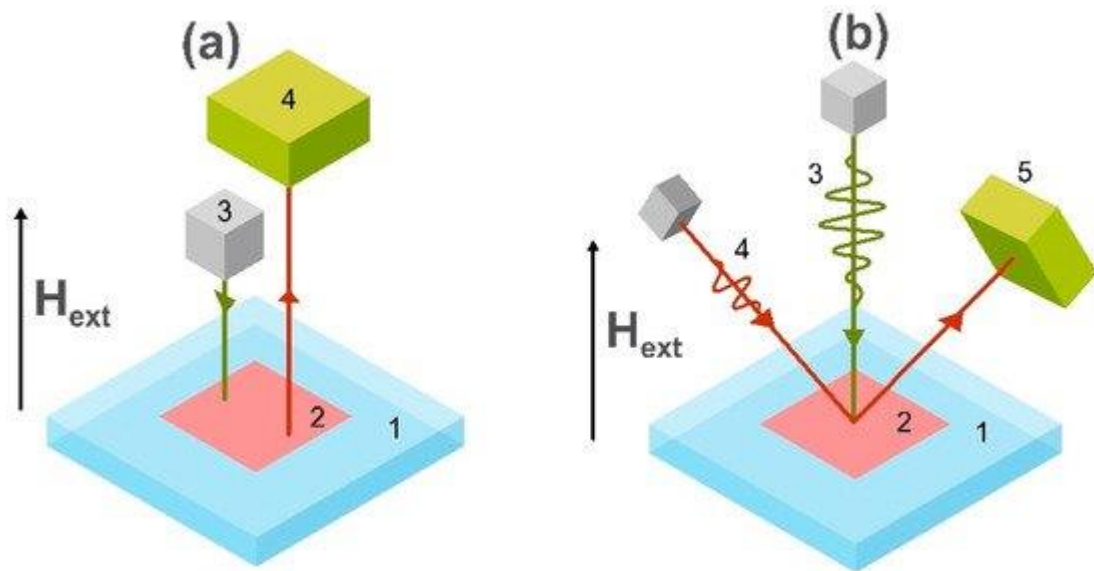


Рис. 2.5 Схематичні зображення двох геометрій чутливих елементів магнітометрів на основі збудження центрів вакансій азоту в алмазі, де  $H_{ext}$  - прикладене зовнішнє магнітне поле. На панелі (a) показана схематична геометрія протоколу безперервного освітлення, де цифри стосуються алмазу (1), центрів вакансій азоту в алмазі (2), випромінювача світла (3) та системи для виявлення люмінесцентного світла (4). Панель (b) представляє схематичне зображення протоколів імпульсного освітлення та резонансної релаксаметрії, де цифри стосуються алмазу (1), центрів вакансій азоту в алмазі (2), пучка насоса (3), пучка зонда (4) та система виявлення (5) [13].

Через розщеплення електрони в збудженому стані з  $m_s = \pm 1$ , ймовірно, розпадаються через метастабільний синглетний стан, тоді як електрони в збудженому стані (з  $m_s = 0$ ) занепадають через радіаційний перехід в основний стан. Таким чином, залежно від величини  $H_{ext}$  можна виявити підвищення чи зниження спінової залежності інтенсивності відбитого зонда або люмінесцентного світла від вакансії азоту. Цей прийом відомий як "оптично детектований магнітний резонанс".

До переваг цієї технології належать безпрецедентна просторова роздільна здатність, відносна технічна простота та біосумісність [14,15].

## РОЗДІЛ 3. ЗАСТОСУВАННЯ ДАТЧИКІВ МАГНІТНОГО ПОЛЯ

### 3.1. Виявлення біомагнітних сигналів

Застосування технології магнітного зондування в біомедичних полях можна розділити на дві основні категорії:

- вимірювання магнітного поля, що виробляється органами людини
- виявлення магнітно мічених біомолекул.

Біомагнітні сигнали від людського тіла дають багато корисної інформації про серце, нервову систему, діяльність мозку або м'язів. Однак магнітні поля, генеровані більшістю біосистем, мають низьку амплітуду в порівнянні з джерелами шуму.

Серцевий сигнал дорослого є найбільшим з біологічних магнітних сигналів з піковою величиною близько 25 пТл. Для кожного джерела біомагнітного сигналу можна визначити необхідні межі напруженості та частоти магнітного поля, що піддаються виявленню, через еквівалентну спектральну щільність магнітного шуму. Для вивчення магнітокардіографії, магнітонеурографії, магнітоенцефалографії та магнітоміографії, датчик магнітного поля повинен відповідати цим умовам [16].

У галузі виявлення біомагнітного сигналу є кілька добре відомих, а також новітні сучасні методи магнітометрії, про які варто згадати. На сьогоднішній день найбільш уживаною технікою є магнітометрія SQUID. Один із останніх прикладів магнітокардіографії дорослої людини представлений у роботі групою, де для отримання карт магнітного поля серця, а також для виведення типових параметрів, таких як пік T магнітокардіограми, було використано масив із 36 сенсорних елементів. Для таких складних вимірювань, як магнітонеурографія або магнітоенцефалографія, магнітометри SQUID вимагають оптимізації шуму та мініатюризації.

Остання робота, що показує оптимізацію параметрів магнітометра SQUID, таких як критичний струм, коливання напруги та магнітний шум, повідомляє про зниження рівня шуму в 5 разів. Мініатюризація SQUID (включаючи використання процесів нановиробництва) в системі нанопроволок на основі оксиду міді барію ітрію (YBCO) була нещодавно зроблена Трабальдо та співавт.

Дослідження повідомляє про виявлення шуму "білого потоку" і може бути додатково мініатюризованим, але цей процес є технічно складним.

Оптично накачені магнітометри, що досягають вимірювань менше  $1 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$ , мають великий потенціал для заміни магнітометрів SQUID в деяких областях, але методи вимірювання все ще можуть бути вдосконалені в конструкції, налаштуванні та відношенні сигнал та шум.

Крім того, ці прилади вимірюють величину поля, не даючи інформації про його напрямки. Більше того, в певних напрямках можуть бути зони нульової чутливості. Найновіші приклади меж виявлення в низькочастотному режимі ( $<10 \text{ Гц}$ ) для різних обсягів парових комірок включають:  $7 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$ ,  $15 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$ ,  $10 \text{ фТ} / \sqrt{\text{Гц}}$ ,

У посиленні для запису магнітокардіограм здорової людини використовували багатоканальні системи оптично накачуваних магнітометрів. Однак дослідження щодо порівняння передбачуваних рівнів шуму магнітометрів тривають [17].

Детальне порівняння оптично накачуваних магнітометрів та SQUIDs представлено 271-канальну систему SQUID і записали 13 послідовних вимірювань магнітоенцефалографічних карт при кімнатній температурі. Результати показують, що магнітометри з оптичною накачкою можуть виконувати недорогі вимірювання слабких магнітних сигналів.

Стимуляція серединного нерва та моделювання джерела виявили виявлення як викликаних, так і індукованих змін у мозку, а також дозволили локалізацію викликаної реакції на соматосенсорну кору.

Версії, засновані на нелінійному режимі магнітооптичного обертання, зазвичай не розглядаються при вимірюванні біомагнітних сигналів, але є деякі дослідження, присвячені вдосконаленню межі їх виявлення.

У першому реалізація схеми змішування нееластичної оптичної хвилі, що порушує симетрію, забезпечує межу виявлення  $fT / \sqrt{\Gamma}$ . У другій роботі зменшення шуму навколишнього середовища за допомогою конфігурації градіометра забезпечує межу виявлення  $300 \text{ фТ}/\sqrt{\Gamma}$ . Найкращий результат у галузі нелінійних магнітооптичних систем, що базуються на обертанні.

Це вводить покращення чутливості для нелінійних магнітооптичних систем обертання на основі парової комірки  $^{87}\text{Rb}$ . Оптимізація робочої схеми та зменшення шуму дозволяє досягти межі виявлення  $15 \text{ фТ}/\sqrt{\Gamma}$ , що є дуже перспективним для виявлення біомагнітних сигналів.

Для досягнення межі виявлення порядку  $fT/\sqrt{\Gamma}$  сенсорні елементи як SQUID, так і оптично накачуваних магнітометрів повинні бути порівняно великими (розміром в мілі- або мікрометр).

Один з найновіших та найперспективніших типів магнітометрів, що забезпечують нанометрову просторову роздільну здатність, заснований на поведінці центрів вакансій азоту (NV) в атомній структурі алмазу.

Хоча ці магнітометри зазвичай мають межу виявлення  $pT/\sqrt{\Gamma}$  або  $nT/\sqrt{\Gamma}$ , вони мають ряд вартих уваги програм завдяки їхнім особливим характеристикам.

Датчики магнітного поля, які конкурують з потоком для магнітокардіографії, ґрунтуються (окремо) на магнітоімпедансі, магнітоелектричному та магніторезистивному ефектах.

За допомогою градієметрів GMI в магнітно-неекранованому середовищі магнітний серцевий сигнал від людини був виявлений у дев'яти просторово відокремлених точках, що демонструє можливість отримання більшої інформації в порівнянні з електрокардіографією.

Для цих вимірювань рівень шуму становив приблизно 2 пТ/ $\sqrt{\text{Гц}}$ . Градиометри ГМІ також застосовувались для виявлення мозкової діяльності зокрема, для вимірювання пов'язаних з подіями потенціалів.

Мозкова хвиля P300, яка пов'язана з процесом прийняття рішень, була виявлена за допомогою двох головок датчиків ГМІ.

Слід зазначити, що магнітні поля, що генеруються струмами, викликаними цими потенційно пов'язаними з подіями потенціалами, є досить великими в порівнянні з іншими сигналами мозку, такими як сигнали, виявлені магнітометрами SQUID.

Показана також можливість виявлення за допомогою градієметрів ГМІ інших біомагнітних сигналів як магнітного поля навколо зразка м'язової тканини.

Ще одним хорошим кандидатом для простого та надійного виявлення біомагнітних сигналів є магнітоелектричний датчик магнітного поля. Автор [15] запропонував магнітоелектричний сенсорний елемент на основі дводоменного ніобату літію та метгласа стрічки у вигляді камертона. Придушення акустичних і теплових шумів дозволило збільшити межу виявлення до 3 пТ/ $\sqrt{\text{Гц}}$  на частоті 318 Гц.

Серед магніторезистивних датчиків датчики на основі TMR є добрими кандидатами для вимірювання полів від серця і, можливо, мозку.

Магнітометри TMR для вимірювання цих сигналів досягають межі виявлення 14 пТ /  $\sqrt{\text{Гц}}$ . Значну роботу, присвячену розробці дорожньої карти для магнітометрів MR (і більш детальний поточний стан таких датчиків).

Майбутнім викликом для недорогих портативних магнітних MR-датчиків є неінвазивний моніторинг серця ненародженої дитини в утробі матері, яка в даний час покрита магнітометрами SQUID.

Однак сигнали від електричної активності мозку набагато менші, тому для контролю за ними потрібна чутливість у діапазоні фемто-Тесла, яка в даний час виходить за межі датчиків MR.

### 3.2. Діагностика точки догляду

Вимоги точкової діагностики поєднують в собі портативні та швидко працюючі вимірювальні прилади, що забезпечують різні фізіологічні параметри та проводять біоаналіз на клітинному або молекулярному рівні. Згодом важливими моментами є мобільність, швидке отримання результатів та низька вартість виготовлення.

Ці пристрої забезпечують інформацію та клінічну діагностику, що стосується основних параметрів здоров'я людини. Датчики магнітного поля в таких пристроях використовуються для виявлення ліків, клітинних білків або інших біомаркерів, які зазвичай маркуються магнітними частинками, як показано на рис.3.1.

Існують також тести на згортання крові, вимірювання сил чи стресів у штучних кістках та оцінка маси клітинних культур. Типовими датчиками, що використовуються в лабораторіях на чіпі, є GMR / TMR, пошукові котушки GMI.

Суттєвою перевагою магніторезистивних датчиків у цих додатках є те, що вони виготовляються за однаковою загальною технологією, що використовується для виробництва кремнієвих чіпів, тому порівняно легко виготовити їх як частину інтегрованої системи лабораторії на чіпі, та ефекту Холла, в той час як для біоінженерії найбільш часто використовувані магнітні датчики базуються на магнітопружності.

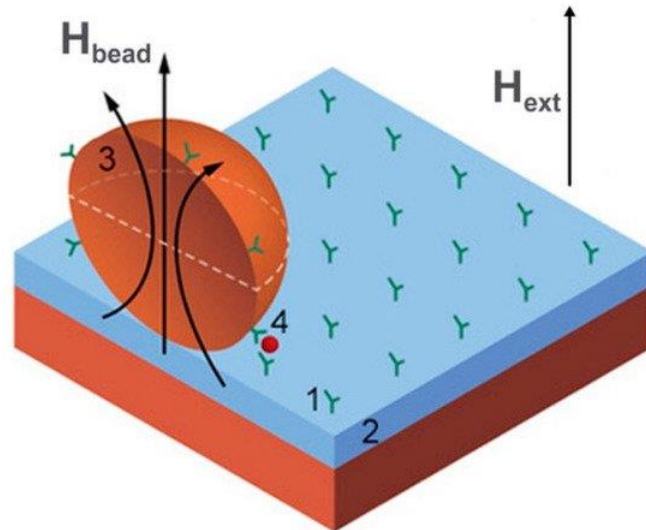


Рис.3.1. Приклад біочіпа на основі виявлення магнітної мітки за допомогою магнітного тонкоплівкового датчика. Чіп складається з масиву зондових біомолекул (1) із відомою ідентичністю, іммобілізованих на поверхню датчика (2), магнітних міток (3), функціоналізованих цільовими біомолекулами (4), які зв'язуються з поверхнею датчика за допомогою біомолекулярного розпізнавання. Магнітне поле розсіювання  $H_{\text{кулька}}$  в результаті магнітного моменту мітки, індукованого прикладена магнітне поле  $H_{\text{вн}}$  вимірюється з допомогою датчика [16]

Магнітопружні датчики магнітного поля використовуються для моніторингу концентрації глюкози, росту бактерій, рН, моніторингу жовчних стентів та інших важливих застосувань *in vitro*. Дві останні статті в галузі біофізичного аналізу стосуються моніторингу штучної деградації кісток під зовнішніми навантаженнями.

Магнітопружний датчик (склад  $\text{Fe}_{40}\text{Ni}_{38}\text{Mo}_4\text{V}_{18}$ ) був вбудований у штучну кістку з полімолочної кислоти для вивчення її гідролітичної деградації. Вихідна потужність датчика зменшилася з  $0,04 \pm 0,004$  дБм до  $0,2 \pm 0,04$  дБм, коли діаметр кістки молочнокислої кістки змінювався з  $15 \pm 0,05$  мм до  $14,92 \pm 0,02$  мм під дією зовнішньої сили 100 Н. Цей результат співпав з теоретичним аналізом.

## ВИСНОВКИ

У даній роботі представлені останні дослідження, присвячені усталеним та новим методам магнітометрії, які можна впровадити у галузі біомедицини. Оскільки вони, як правило, неінвазивні, надзвичайно чутливі і їх легко локалізувати, ці методи мають багато перспектив у пристроях зондування та точки догляду за біомагнітними сигналами.

У галузі виявлення біомагнітних сигналів магнітометрія SQUID залишається найпоширенішим інструментом для магнітокардіографії, магнітоміографії, магнітонеурографії чи магнітоенцефалографії, маючи найкращу чутливість, що наближається до  $fT / \sqrt{Гц}$ . Незважаючи на корисність магнітометрів SQUID, потреба у низькій робочій температурі та магнітно екранованому приміщенні ускладнює використання на практиці. Майбутні перспективи магнітометрів SQUID можуть полягати в мініатюризації, а також у зменшенні значень експлуатаційного шуму, залишаючись на низькій межі виявлення.

Серед усіх датчиків магнітного поля найбільш перспективним кандидатом на заміну датчиків на основі SQUID є магнітометри з оптичною накачкою (особливо ті, що базуються на режимі вільного розслаблення спіна). Їх потенціал полягає у здатності досягти межі детективності в декілька  $fT / \sqrt{Гц}$ , зберігаючи зону зондування (обмежену лінійними розмірами парових комірок) до декількох десятків  $мм^2$ .

У порівнянні з SQUID, ці магнітометри видають менше робочого шуму і потребують нагрівання парових елементів до температури приблизно до 400 К, що легше реалізувати. Тим не менш, для оптично накачуваних магнітометрів потрібна точна магнітна екрануюча система в режимі реального часу, і деякі будівельні питання щодо впровадження таких датчиків у біомедицину ще не вирішені.



## СПИСОК ВИКОРИСТАНОЇ ЛІТЕРАТУРИ

1. Вітол, Е.А., Новосад, В., Рожкова, Е. А. Мікрофабрикати магнітних структур для майбутньої медицини: від датчиків до клітинних виконавчих механізмів. *Наномедицина* 2012, с. 52-75.
2. Mapps D.J.. Дистанційне магнітне зондування людей. Сенсорні виконавчі механізми *A Phys.* 2003, с. 48-70.
3. Strand S.A., Штрасбургер J.F., Wakai R.T.. Характеристики форми магнітокардіограми плода. *Фізіол. Міри.* 2019., с. 25-54.
4. Балабас М.В. Олесен, І.П., Бенцен В.Н., Пользік Е.С. Магнітокардіографія на ізольованому серці тварини за допомогою оптично накачуваного магнітометра кімнатної температури. *Наук. Реп.* 2018, с. 33-88.
5. Сумія С., Кавабата С., Хошино Ю., Адачі Ю., Секіхара К., Магнітоспінографія візуалізує електрофізіологічну активність в шийному відділі спинного мозку. *Наук. Реп.* 2017 , с. 52-75.
6. Бургіньйон М., Йосмякі В., Далал С.С., Джербі К.. Зв'язок між мозковою діяльністю людини та рухами тіла: Поняття з неінвазивних електромагнітних записів. *Neuroimage* 2019, с. 112-174.
7. Гарсія-Альба Дж., Рамірес-Тораньо Ф., Естеба-Кастільо С., Нейропсихологічна та нейрофізіологічна характеристика легких когнітивних порушень та хвороби Альцгеймера при синдромі Дауна. *Нейробіол. Старіння* 2019 , с. 33-48.
8. Хайдарі Х., Цуо С., Красуліс А., Назарпур К., Магнітні датчики CMOS для носимої магнітоміографії. У матеріалах щорічної міжнародної конференції IEEE Society in Medicine and Biology Society, EMBS, Гонолулу, штат Іллінойс, США, 2018, с. 2116–2119.
9. Лі Н., Гомілка Т. Н., Чеон Дж., Вайсследер Р.. Недавні розробки в системах магнітної діагностики. *Хім. Ред.* 2015, с. 115-148.

10. Ван Рінен А., Де Йонг А.М., Ден Тундер JMJ., Prins MWJ.. Інтегровані лабораторні-на-мікросхемі системи біосенсора, засновані на активації магнітних частинок - всебічний огляд. *Lab Chip* 2014. , с. 133-148.
11. Глоаг Л., Мехдіпур М., Чень Д., Тіллі Р.Д ., Гудінг Дж. Дж.. Досягнення у застосуванні магнітних наночастинок для зондування, 2019, с. 85-144.
12. Анфоссі Л., Ді Нардо Ф., Кавалера С., Джованнінолі С., Баггіані С. Мультиплексний імунологічний аналіз бічного потоку: огляд стратегій щодо високопродуктивного тестування точки необхідності. *Biosensors* 2018 , с. 124-148.
13. Рен Ш., Мухаммед С.І., Уерелі С., Ірудаярай Дж. Датчик бічного потоку магнітного фокусу для виявлення біомаркерів раку шийки матки. 2019. , с. 154-177.
14. Ву Дж., Донг М., Чжан С., Ван Ю., Сі М., Чен Ю. Магнітна стрічка бічного потоку для виявлення кокаїну в аналізах неозброєними очима та камерою смартфона. *Датчики* 2017 , с. 133-148.
15. Рівас М., Лаго-Кахон Д., Мартінес-Гарсія J.C., Вихрострумове зондування суперпарамагнітних наночастинок зі спіралеподібними мідними ланцюгами. *Сенсорні виконавчі механізми A Phys.* 2014 , с. 78-114.
16. Мояно А., Сальвадор М., Мартінес-Гарсія J.C., Соколюк В. Векас Л., Магнітний імунохроматографічний тест на виявлення гістаміну у вині. *Анальний Біоанал. Хім.* 2019., с. 128-148.
17. Лаго-Кахон Д., Рівас М., Мартінес-Гарсія J.C., Гарсія Я. А. Виявлення на основі імпедансу Cu суперпарамагнітних наночастинок. *Нанотехнології* 2013, с. 83-178.