

КІБЕРНЕТИКА та КОМП'ЮТЕРНІ ТЕХНОЛОГІЇ

Магнітометричні дослідження дрібних тварин (ДТ) важливі у вигляді експериментальних фізичних моделей для моделювання, вивчення та інтерпретації патологій серця або інших органів людини. Використання магнітометричних методів значною мірою пов'язано з розробкою та розвитком надчутливої магнітометричної апаратури на основі СКВІДів. У цій роботі розроблено новий алгоритм оптимізації конструктивних параметрів трансформаторів магнітного потоку СКВІД-градієнтометрів вимірювальних каналів і розмірів області вимірювань. Розглянуто особливості створеного програмного забезпечення магнітокардіографа для дослідження дрібних тварин. Представлені результати експериментальних досліджень магнітних сигналів щурів (МКГ і наночастинки).

Ключові слова: магнітокардіографія, просторовий аналіз, СКВІД-градієнтометр.

© М. Примін, І. Недайвода, 2025

УДК 681.32+537.8

DOI:10.34229/2707-451X.25.4.8

М. ПРИМІН, І. НЕДАЙВОДА

ОПТИМІЗАЦІЯ МАГНІТОМЕТРИЧНОЇ СИСТЕМИ ДЛЯ ДОСЛІДЖЕННЯ МАГНІТНИХ СИГНАЛІВ БІОЛОГІЧНИХ ОБ'ЄКТІВ

Вступ. Реєстрацію та аналіз розподілу величин параметрів магнітного поля серця людини у повітрі над грудною клітиною – магнітокардіографія (МКГ) виконують за допомогою СКВІД-магнітометричних систем (SQUID – Superconductive Quantum Interference Device, СКВІД) і все більше застосовують у клінічній практиці для неінвазивної кардіодіагностики [1, 2]. Магнітометричні дослідження дрібних тварин (лабораторні тварини (ЛТ) важливі у вигляді експериментальних фізичних моделей для моделювання, вивчення та інтерпретації патологій серця або інших органів людини [3, 4].

При інтерпретації магнітометричних даних біологічних об'єктів, як правило, розв'язують обернену задачу магнітостатики для отримання та аналізу розподілу джерел сигналу в досліджуваному органі за даними вимірювань магнітного поля у заданих точках площини вимірювань поза об'єктом [5]. Для отримання коректних результатів аналізу важливим є як просторова розподільча здатність даних вимірювань магнітного поля (розподільча здатність «по магнітному полю»), так і просторова розподільча здатність джерел магнітного сигналу, знайдених після розв'язання оберненої задачі. Ці задачі взаємопов'язані, їх коректне розв'язання впливає на інтерпретацію даних досліджень і, значною мірою, визначається конструктивними параметрами трансформаторів магнітного потоку вимірювальних каналів, геометричними розмірами площини вимірювань і відстанями між точками спостереження у цій площині.

У цій роботі розглянуті як питання вибору конструктивних параметрів трансформаторів магнітного потоку СКВІД-градієнтометрів вимірювальних каналів, так і – розмірів області вимірювань та особливості створеного програмного забезпечення магнітокардіографа для дослідження дрібних тварин. Наведено результати чисельного моделювання, приклади реєстрації і перетворення реальних даних на прикладі дослідження магнітних сигналів лабораторних тварин.

1. Постановка задачі. При постановці задачі будемо враховувати деякі особливості задачі реєстрації та дослідження магнітного поля серця ЛТ, досвід проектування та оптимізації конструктивних параметрів магнітокардіографа для дослідження дорослої людини та умови погодження параметрів трансформатора потоку та входної котушки магнітометра [6].

Отже, виходимо з наступного:

- основа вимірювального каналу магнітометричної системи – це осесиметричний градієнтометр другого порядку (радіус витка трансформатора потоку – R , база градієнтометра – L);

- джерело магнітного поля – замкнута в об'ємі V , обмежену поверхнею S , система струмів, лінійний (характерний) розмір якої не перевищує 4 см, а відстань між джерелом поля об'єкта і нижніми витками трансформатора магнітного потоку вимірювального каналу мінімальна і становить кілька (1÷5) сантиметрів;

- геометричні розміри області вимірювання величин параметрів магнітного поля серця об'єкта є достатніми, щоб у межах її зареєструвати різнополярний сигнал. При цьому геометричні центри витків трансформаторів магнітного потоку в площині при виконанні вимірювань складають регулярну прямокутну решітку з кроком Δ ;

- магнітне поле вимірюють одночасно в M різних точках площини, використовується N різних положень вимірювальної системи ($N \geq 1$), а загальна кількість точок вимірювань становить $N \times M$.

Потрібно визначити при яких значеннях конструктивних параметрів СКВІД градієнтометра (R , L) і схеми вимірювань (Δ , M , N) результати просторового аналізу магнітного поля ЛТ (динамічне картування, локалізація дипольного джерела і реконструкція плоскої системи струмів) будуть відповідати – за просторовою розподільчою здатністю у заданій області вимірювань аналогічним результатам при аналізі МКГ дорослого пацієнта ($R = 10$ мм, $L = 52$ мм, $\Delta = 40$ мм, $M = 9$, $N = 4$) [5].

2. Результати чисельного моделювання. У площині спостереження $z=0$ оберемо $N = 2000$ точок на прямій $x=y$ з кроком 0.25 мм таким чином, що координати першої й останньої точок становлять $(-250, -250, 0)$ і $(250, 250, 0)$ мм, відповідно. Припустимо, що магнітне поле у кожній точці спостереження створене одним магнітним диполем із вектором магнітного моменту $(M, -M, 0)$, який розташований у точці з координатами $r = (0, 0, r_z)$. Значення відстані r_z від джерела до площини спостереження («глибина») оберемо, виходячи з мінімальної відстані від площини спостереження до серця людини (наприклад, $r_z = 80$ мм) і середнього поперечного розміру серця (наприклад, $r_z = 80 + 120 = 200$ мм), відповідно.

Якщо для реєстрації сигналу використовують СКВІД-магнітометр, то вважатимемо, що в кожній точці спостереження розташований виток радіусом R . Під час обчислення потокозчеплення магнітного поля пов'язаного з витком трансформатора магнітного потоку використовуємо алгоритми чисельного інтегрування. Площу витка розбивають на Q незбіжних сегментів рівної площини. У схемі обчислень (А) значення магнітного поля (z -ої складової вектора магнітної індукції) обчислюється у геометричному центрі кожного сегмента. Схема обчислень (Б) передбачає, що магнітне поле у межах витка однорідне і збігається зі значенням z -ої складової вектора магнітної індукції у геометричному центрі витка. Отримані значення підсумовуються з урахуванням значення

площини сегмента. Якщо для реєстрації сигналу використовується СКВІД градієнтометр першого або другого порядку, то величину потокозчеплення, пов'язану з усіма витками трансформатора магнітного потоку вимірювального каналу і пропорційну вихідному сигналу знайдемо з урахуванням схеми з'єднання витків у перетворювачів потоку («+1:-1», «+1:-2:+1» або «+2:-4:+2»).

2.1. Референтні значення. Результати обчислень величини потокозчеплення, яка пропорційна вихідному сигналу для "стандартної" конструкції трансформатора потоку градієнтометра (радіус витка R дорівнює 10 мм, "база" L – 52 мм) у графічному вигляді показані на рис. 1. При цьому амплітуда вектора магнітного моменту диполя обрана таким чином, щоб максимальне значення вихідного сигналу магнітометра відповідало 100 відлікам. Горизонтальна вісь координат відповідає відстані точки вимірювань від початку координат.

Крім того, у кожній точці спостереження обчислювалась різниця між значеннями вихідного сигналу датчика за схемами обчислень (А) та (Б). Ці значення показані з лінійним множенням на 10 (у такий спосіб значення 20 на вказаних графіках відображає різницю в 2 %).

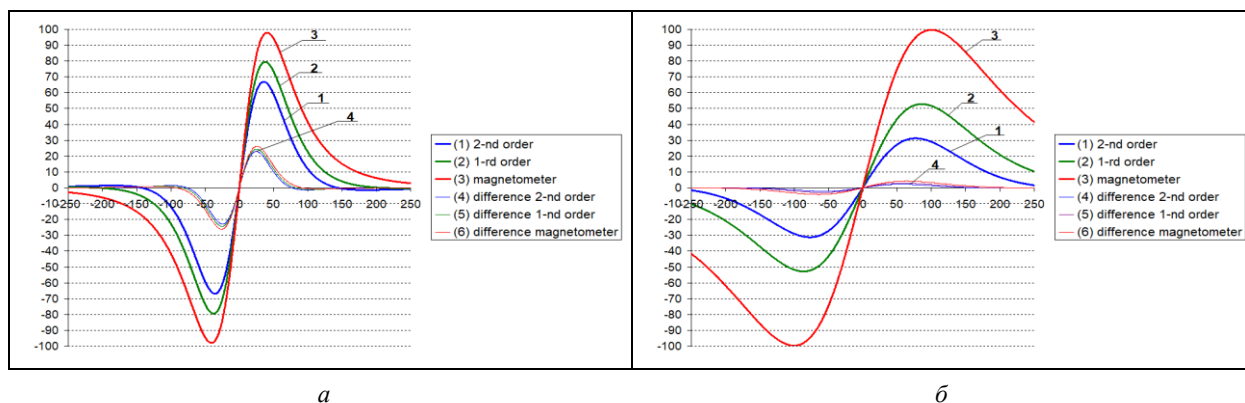


РИС. 1. Графічне відображення характеристик магнітного сигналу для різних значень відстані до площини спостереження: a – 80 мм, b – 200 мм

2.2. Дослідження впливу величини радіуса приймальних котушок трансформатора магнітного потоку вимірювального каналу. Припустимо, що відстань від джерела до площини спостереження відповідає умовам вимірювань МКГ лабораторних тварин і становить 30 мм. Результати обчислень параметрів магнітного сигналу показані на рис. 2 для двох значень радіуса витків трансформатора магнітного потоку. Порівнюючи отримані результати з «референтними» (МКГ людини, рис. 1), отримуємо, що в даному прикладі область площини вимірювань, де обчислена характеристика магнітного поля більше половини максимального значення, має лінійний розмір $2 \cdot 30 = 60$ мм (для МКГ дорослого пацієнта область вимірювань має розмір 200 x 200 мм). Крім того, при проведенні магнітокардіографічних досліджень різниця між значеннями параметра магнітного поля, обчислена за допомогою алгоритму чисельного інтегрування та у припущенні «однорідності» магнітного поля за площею витка, становить не більше 2.5 %. Звідси випливає, що для отримання аналогічних даних щодо зміни магнітного поля у межах приймального витка трансформатора потоку магнітометричної системи необхідно, щоб радіус приймальних витків трансформатора магнітного потоку вимірювальних каналів системи для дослідження лабораторних тварин не перевищував 5 мм.

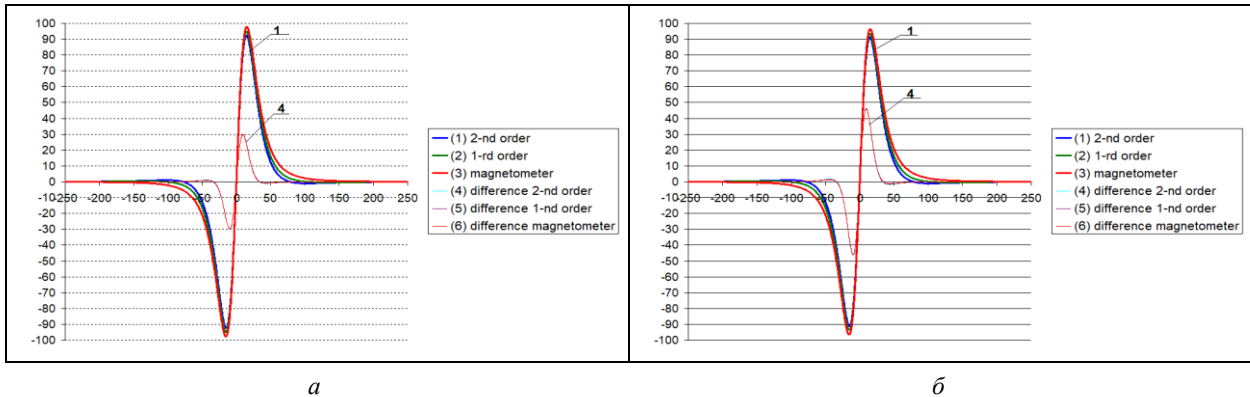


РИС. 2. Графічне відображення характеристик магнітного сигналу для різних значень радіусів витків трансформатора магнітного потоку: *a* – 4 мм, *б* – 5 мм

2.3. Моделювання впливу відстані між котушками трансформатора магнітного потоку.

Результати моделювання алгоритму вимірювань магнітокардіосигналу людини (див. рис.1) показують вплив відстані між приймальною і компенсуючими котушками трансформатора магнітного потоку на вихідний сигнал градієнтметра. Для кількісної оцінки цього впливу проведемо чисельне моделювання у такий спосіб. Припустимо, що розташування джерела магнітного поля і точок спостереження збігаються з описаною вище схемою (див. рис. 1 і 2). Припустимо також, що в площині вимірювань розташована котушка радіусом R з геометричним центром у кожній із $N = 100$ точок спостереження, а друга співвісна котушка такого ж радіусу розташована у площині на відстані «базис» градієнтметра. Обчислимо, використовуючи алгоритм чисельного інтегрування, величину потокозчеплення магнітного поля джерела сигналу окремо для кожної з двох котушок. Відмінність цих величин, виражена у відсотках, відображає вплив неоднорідності магнітного поля джерела сигналу на результати вимірювань і, відповідно – просторову розподільчу здатність вимірювальної системи за просторовим градієнтом магнітного поля першого порядку. Результати обчислень показано на рис. 3 у графічному вигляді. Аналіз результатів моделювання показує, що для виконання умов задачі необхідно, щоб «половина базис» трансформатора магнітного потоку нової системи була меншою за 30 мм.

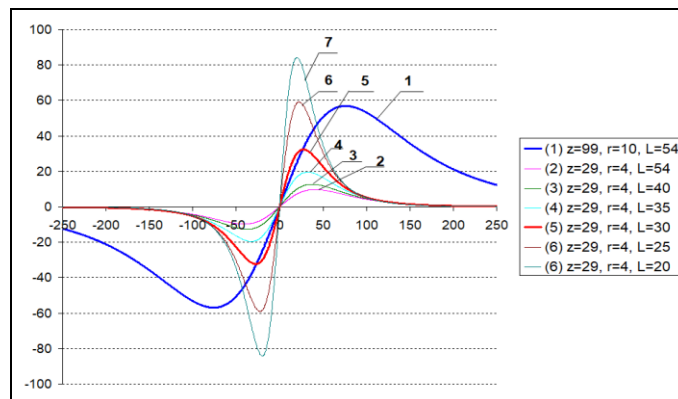


РИС. 3. Залежність характеристик магнітного сигналу для різних значень відстані між котушками трансформатора магнітного потоку

Після аналізу результатів чисельного моделювання, а також, маючи на увазі, умови узгодження індуктивностей вхідної котушки магнітометра і трансформатора потоку, технологічні особливості та обмеження, при виготовленні дослідного зразка магнітометричної системи для дослідження лабораторних тварин були прийняті наступні рішення:

- як трансформатор магнітного потоку вимірювального каналу прийнята осесиметрична конструкція градієнтометра другого порядку зі схемою включення витків – «+2:–4: +2»;
- діаметр котушок трансформатора потоку – 8мм; відстань між котушками – 25мм;
- розміри сітки вимірювань збігаються з межами квадрата зі стороною 60 мм за взаємно перпендикулярними напрямками, а кількість точок (і позицій) вимірювань дорівнює 36 (з кроком 12 мм) для одноканальної магнітометричної системи.

Значення конструктивних параметрів та особливості алгоритму вимірювань для двох магнітокардіографічних систем, розроблених для досліджень магнітного поля серця людини та лабораторних тварин, наведені у табл. 1.

ТАБЛИЦЯ 1. Конструктивні параметри трансформаторів магнітного потоку та алгоритм вимірювань

	Система 1	Система 2
Тип градієнтометра	Аксіальний	Аксіальний
Кількість каналів вимірювання	4	1
Розташування каналів у просторі	У кутах квадрата	–
Порядок градієнтометра	Другий	Другий
Схема включення котушок трансформатора магнітного потоку	+1 : – 2 : +1	+2 : – 4 : + 2
Радіус котушок, мм	10	4
Відстань між котушками трансформатора магнітного потоку, мм	52	25
Кількість положень вимірювача	9	36
Кількість точок спостереження, де вимірюється значення магнітокардіосигналу	36	36
Відстань між точками спостереження по осі OX, мм	40	12
Відстань між точками спостереження по осі OY, мм	40	12
Розмір області спостереження, мм	200	60

3. Основні особливості алгоритмів обробки даних при дослідженні МКГ лабораторних тварин. У ході МКГ дослідження можна виділити дві послідовні стадії: введення сигналів, збереження результатів вимірювань у базі даних і цифрова передобробка сигналів; виділення інтервалу кардіоциклу для дослідження, просторово-часовий аналіз і визначення характеристик МКГ, розв’язання оберненої задачі і просторово-часовий аналіз розподілу джерел сигналів.

Основним завданням першого етапу, крім безпосереднього введення та збереження даних вимірювань, є виділення МКГ кардіоциклів і очищення сигналів від завад. На другому етапі, окрім розрахунку величин параметрів характеристик поля та його джерел, виконується також візуалізація та аналіз їх просторових розподілів та оцінка часової динаміки змін. Ці стадії зазвичай розділені у часі. Якщо початкова обробка виконується відразу після введення даних дослідження, то вто-

ринна – у режимі off-line після передобробки кожного із виділеної групи. Кожна з двох стадій МКГ дослідження реалізована у вигляді окремого програмного пакета. Структура програмного забезпечення магнітокардіографа для дослідження як лабораторної тварини, так і дорослої людини аналогічні [7].

3.1. Пакет програм початкової обробки МКГ. Цей пакет включає три логічно поділених програмних блоки: блок введення даних від вимірювальної системи в комп'ютері; база даних МКГ досліджень; передобробка МКГ сигналів.

Особливості обробки МКГ лабораторних тварин (ЛТ) зумовлені, в основному, двома факторами. По-перше, параметри електрофізіологічної діяльності серця таких тварин відрізняються від звичайних параметрів діяльності серця людини. Насамперед, частота серцевих скорочень (ЧСС) становить 160 – 400 уд/хв. Тривалість QRS інтервалу не перевищує 15 – 20 мс. Тривалість інтервалу реполяризації приблизно відповідає тривалості інтервалу деполяризації, тоді як у людини така відносна тривалість інтервалу реполяризації істотно більша. У ЛТ практично відсутня полого початкова частина інтервалу реполяризації.

По-друге, алгоритми вимірювань МКГ через фізіологічні відмінності об'єктів істотно відрізняються. Так, вимірювальна система розміщується на невеликих відстанях над джерелом магнітного сигналу – серцем ЛТ. У свою чергу, геометричні розміри джерела поля малі, і його можна розглядати як точковий навіть за таких «близьких» вимірювань. У результаті, виміряне магнітне поле ЛТ має набагато більшу просторову концентрацію, ніж поле серця людини. Максимальні амплітуди напруженості поля серця ЛТ, значно менші, у порівнянні з магнітним полем серця людини.

Розглянемо особливості обробки МКГ ЛТ на кожному з цих етапів обробки.

1. Оскільки тривалість QRS інтервалу мала, а в його межах форма ЕКГ (як і МКГ) змінюється дуже різко, обов'язковим є етап уточнень положень базових точок на основі кореляційного порівняння комплексів як у межах запису для однієї просторової позиції вимірювальної системи, так і для синхронізації між різними позиціями.

2. Частотний спектр МКГ сигналів включає гармоніки понад 100 Гц. Тому щоб уникнути суттєвих спотворень корисних сигналів, необхідно визначити частоти вузькосмугових завад аж до 200 Гц і, за необхідністю, використовувати набори вузькополосних пробкових цифрових фільтрів. Фільтр низьких частот (ФНЧ) можна використовувати лише для частот зрізу 200–250 Гц. Для придушення низькочастотних завад, зумовлених зовнішніми джерелами, ефективним є використання адаптивного змішування сигналів вимірювальних каналів з сигналами референсних каналів векторного магнітометра.

3. Важливість етапу усереднення МКГ кардіоциклів для ЛТ значно зростає у порівнянні з обробкою МКГ людини, тому що відокремлений з МКГ ЛТ корисний кардіосигнал набагато слабший, а відношення сигнал/завада – набагато менший. Це потребує збільшення тривалості запису МКГ. Тому, якщо при дослідженні МКГ людини звичайна тривалість запису, що рекомендується, – 30 с, то для ЛТ, як показали практичні дослідження, як мінімальну можна рекомендувати 1 хв.

4. Аналіз наборів усереднених комплексів МКГ ЛТ показав, що частота дискретизації реєстрації МКГ має бути 2000 Гц.

Зауважимо, що важлива складова програмного забезпечення магнітокардіографа для дослідження магнітного поля серця ЛТ – це розробка та програмна реалізація алгоритмів додаткового згладжування усереднених кардіокомплексів МКГ на окремих інтервалах або в окремих просторових точках зі слабким рівнем сигналу. Всі ці особливості реалізовані в алгоритмах спеціалізованого програмного забезпечення обробки МКГ ЛТ і дозволили забезпечити необхідну якість реєстрації та аналізу сигналу, як у екранованому приміщенні, так і у відкритому просторі.

3.2. Дослідження просторово-часових характеристик магнітного поля серця, аналіз та оцінювання джерел кардіомагнітного сигналу. Після цифрової фільтрації та усереднення МКГ записів стає доступним дослідження та оцінювання кардіомагнітного сигналу ЛТ. Це завдання виконує пакет програм магнітокардіографа, який включає: блок програм дослідження усереднених магнітокардіографічних кардіоциклів; блок програм розв'язання оберненої задачі магнітостатики для дипольної моделі джерела кардіомагнітного сигналу; блок програм розв'язання оберненої задачі магнітостатики для джерела поля у вигляді плоскої системи струмів розподіленої у площині паралельної площині вимірювань. У кожному з блоків програм реалізовані алгоритми оцінювання просторово-часових параметрів магнітокардіосигналу та його джерел, а чисельні значення цих оцінок автоматично обчислюються і зберігаються у спеціальних файлах. Файли параметрів використовуються на заключному етапі обробки МКГ – етап автоматичної класифікації груп досліджуваних тварин.

Виходячи з особливостей вимірювання магнітного поля серця ЛТ порівняно з дослідженням МКГ дорослої людини, в програмних блоках магнітокардіографа змінені алгоритми перетворення даних при розв'язанні оберненої задачі. Так, на етапі отримання вихідних даних для вирішення цієї задачі розроблено новий алгоритм їхньої двовимірної інтерполяції. Уточнено параметри прямокутної решітки у хвильовій площині, яка використовується при обчисленні значень складових вектора магнітної індукції і всіх його просторових похідних першого і другого порядку. При визначенні величин просторових похідних у прийнятій системі координат новий алгоритм не використовує методів чисельного диференціювання і ґрунтується на обраному методі побудови інтерполяційних поліномів. Це дозволяє підвищити як точність, так і швидкість обчислень необхідних характеристик магнітного поля за результатами магнітометричних вимірювань.

На етапі розв'язання оберненої задачі використана нова схема виділення точок площини вимірювання, по відношенню до яких не виконується локалізації джерела сигналу і розроблений новий алгоритм визначення значень параметрів ефективного диполя (їх кількості, взаємного розташування і потужності), який заснований на обчисленні та просторовому аналізі векторної щільності рішень.

Щоб оцінити вплив просторової розподільчої здатності магнітометричної системи «по магнітному полю» на точність визначення координат джерела сигналу виконаємо моделювання і визначимо значення величин пропорційних вихідному сигналу градієнтметра в кожному з 36 вузлів прямокутної решітки з кроком 12 мм. При цьому розглянемо дві конфігурації трансформатора магнітного потоку (**системи 1 і 2**, див. табл. 1) і дві просторові конфігурації джерела магнітного поля:

1) магнітний диполь з вектором магнітного моменту, який розташований у точці з координатами (41.6, 38.5, 29.0) мм;

2) два магнітні диполі з взаємно ортогональними векторами магнітного моменту і координати яких (34.5, 30.0, 29.0) і (24.0, 39.0, 29.0) мм, відповідно.

Зазначимо, що для семиканального магнітокардіографа диполі були зміщені на один ряд по осі координат OY , а відповідні координати збільшені на 12 мм. В результаті для кожної конфігурації джерела отримано чотири набори вихідних даних: обчислені для обох систем у всіх заданих (961) точках площини вимірювань; обчислені дані для кожної системи в 36 точках, а потім – інтерпольовані для всіх вузлів, що залишилися, дрібнішої сітки.

На рис. 4, 5 для кожного набору даних і заданих джерел сигналу побудовані карти розподілу магнітного поля у межах області вимірювання. Карти на рис. 4,а, б та рис. 5,а, б відповідають градієнтметру з діаметром котушки трансформатора потоку 8 мм, а на рис. 4,в, г та рис. 5,в, г – 20 мм. На рисунках показано місце розташування 36 точок вимірювання, а також проекція точки

розташування дипольного джерела (джерел) та його вектора магнітного моменту (у вигляді стрілки) на площину вимірювань, координати якого знайдені після розв'язання оберненої задачі [5, 8].

Порівнюючи магнітні карти, координати джерела сигналу (знайдені після розв'язання оберненої задачі і задані) можна бачити, що в разі одного джерела його місцезнаходження визначається більш точно, якщо діаметр котушки трансформатора потоку становить 8 мм. У чисельному експерименті рис. 5 було задано два джерела сигналу. Карти магнітного поля на цьому ж рисунку навіть візуально значно відрізняються одна від одної. Це пов'язано з тим, що за діаметру котушки трансформатора магнітного потоку рівним 20 мм, просторова розподільна здатність «по магнітному полю» у межах площини вимірювань значно нижча, ніж для аналогічної конструкції трансформатора магнітного потоку з діаметром котушки рівним 8 мм. Зрозуміло, що й розв'язання оберненої задачі дає різну розподільну здатність. Так, при використанні вимірювача з діаметром перетворювача потоку 8 мм на рис. 5, *a* і *б* локалізовано два джерела сигналу (як і задано), водночас, на рис. 5, *в* і *г* локалізовано тільки одне джерело поля, що не відповідає умові модельної задачі. Це означає, що для дослідження МКГ ЛТ необхідно використовувати спеціалізовану магнітометричну систему.

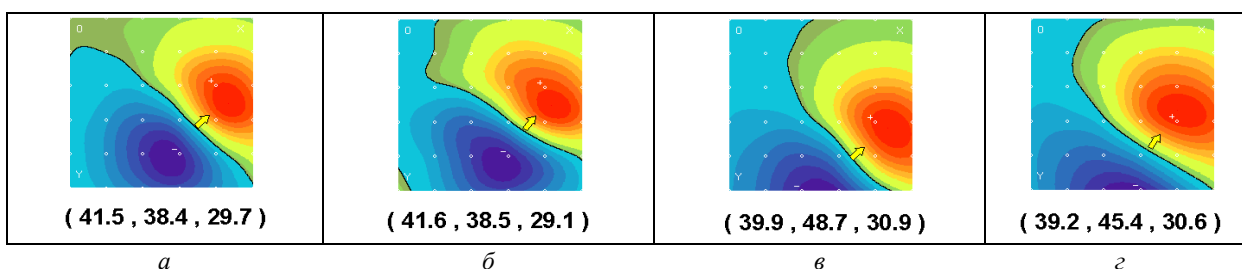


РИС. 4. Приклад моделювання задачі з одним джерелом сигналу

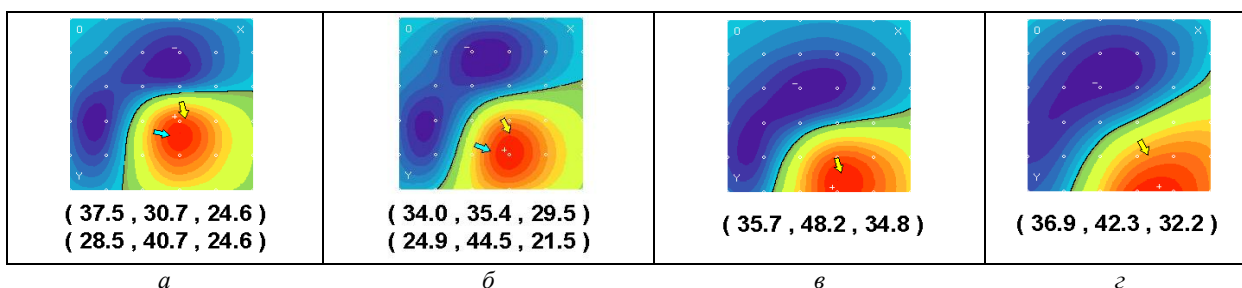


РИС. 5. Приклад моделювання задачі з двома джерелами сигналу

4. Приклади реєстрації та обробки магнітних сигналів ЛТ. На основі знайдених конструктивних рішень в Інституті кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України була створена експериментальна магнітометрична система для дослідження ЛТ та магнітних властивостей зразків матеріалів. Магнітометрична система включає склопластиковий немагнітний кріостат, вимірювальний зонд, електронні блоки, комплект з'єднувальних кабелів і персональний комп'ютер з пакетами програм для реєстрації та аналізу біомагнітних сигналів. Кріостат вимірювальної системи для рідкого гелію мав об'єм 1, 2 літра та ресурс безперервної роботи більше 2 діб.

На рис. 6 показані приклади відображення та аналізу даних, реальних МКГ вимірювань ЛТ, які були виконані за допомогою магнітометричної системи з діаметром витка трансформатора потоку 8 мм. Для кожного моменту часу показані карти магнітного поля та результат розв'язання оберненої задачі (у графічному вигляді та координати джерела сигналу в текстовому вигляді).

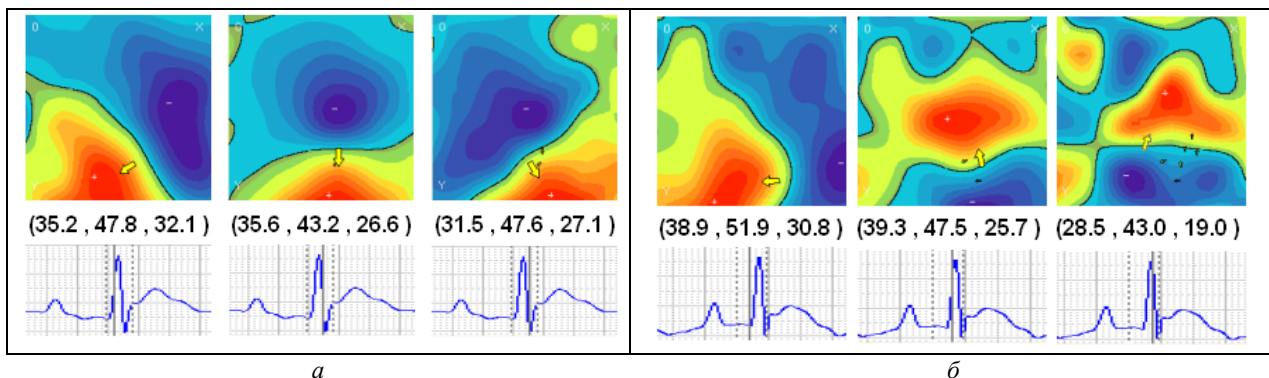

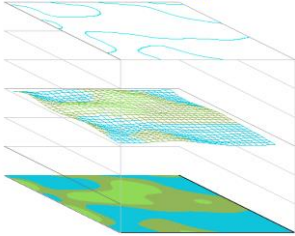
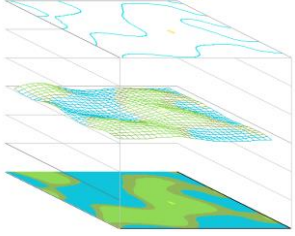
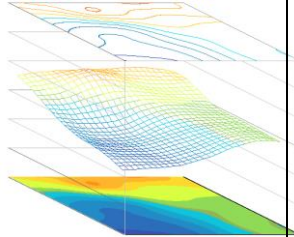


РИС. 6. Результати вимірювань і аналізу МКГ ЛТ (щур) в неекранованому приміщенні: *a* – контрольна група; *б* – з моделюванням порушень у роботі серця

Експериментальна магнітометрична система дозволяє використовувати її також для реєстрації і аналізу магнітних сигналів ЛТ, що виникають при введенні в органи тварини наночастинок, наприклад, заліза або свинцю. У цьому випадку об'єкт досліджень (ЛТ) та СКВІД-градієнтметр розташовують в однорідному магнітному полі системи прямокутних котушок Гельмгольца. При цьому наночастинок створюють неоднорідне по простору магнітне поле, яке і реєструється СКВІД-градієнтметром. В одній із серій досліджень ЛТ вимірювання виконувались у навколишньому середовищі над печінкою ЛТ. Зовнішній вигляд об'єкта досліджень та його розташування на предметному столі наведені в табл. 2. Результати вимірювань магнітних сигналів наведені в табл. 2 для трьох варіантів: без об'єкта досліджень (магнітні завади в області спостереження); магнітний сигнал ЛТ (щур) з контрольної групи; магнітний сигнал ЛТ з наночастинками заліза Fe_2O_3 розміром 75 нм. На відповідних рисунках показані варіанти відображення магнітної карти у вигляді ліній рівного рівня, в режимі заповнення кольором проміжків між ізолініями і у вигляді квазітривимірного розподілу магнітного поля.

ТАБЛИЦЯ 2. Приклад відображення результатів вимірювань магнітних сигналів лабораторних тварин

 <p>Об'єкт дослідження</p>	<p>0.1353 0.1355</p>  <p>Магнітний сигнал в області спостереження (магнітні завади)</p>	<p>0.2180 0.1507</p>  <p>Магнітний сигнал лабораторної тварини: щур, контрольна група</p>	<p>1.0889 1.1712</p>  <p>Магнітний сигнал лабораторної тварини: щур з наночастинками заліза Fe_2O_3 у печінці розміром 75 нм</p>
---	---	--	---

Обговорення результатів. Безконтактні вимірювання магнітного поля серця дають очевидні переваги магнітокардіографії при дослідженні дрібних тварин, які виступають як фізичні моделі. При цьому для вивчення впливу в кардіографії різних ліків або, наприклад, генної терапії, потрібне виконання численних фенотипних досліджень на моделях. Тому необхідною умовою для отримання достовірних результатів аналізу МКГ дрібних тварин є, як і показано в даній роботі, оптимізація

конструктивних параметрів перетворювачів потоку вимірювальних каналів, розмірів і кількості точок сітки вимірювань, а також – врахування особливостей задачі досліджень в алгоритмах обробки магнітокардіосигналу. Важливий практичний результат досліджень груп ЛТ це і логічний висновок про проектування та використання для цих цілей багатоканальної спеціалізованої магнітометричної системи зі знайденими конструктивними параметрами трансформаторів магнітного потоку вимірювальних каналів, яка дозволяла б отримати дані вимірювань кожного об'єкта в заданій області простору за час 1–5 хв.

Експериментальні дослідження магнітних сигналів ЛТ (МКГ та наночастинок) були виконані в Інституті кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України. Усі маніпуляції з тваринами проводили з дотриманням основних положень Європейської конвенції про захист хребетних тварин, яких використовують для досліджень та інших наукових цілей [9] та Закону України «Про захист тварин від жорстокого поводження».

Авторські внески: Примін М. – розробка алгоритму просторо-часового аналізу магнітного сигналу, аналіз результатів вимірювань МКГ та сасептометричних записів (вступ, розділи 1–4). Недаївода І. – програмна реалізація алгоритму аналізу магнітного сигналу, аналіз результатів вимірювань МКГ та сасептометричних записів (розділи 2, 4).

Список літератури

1. Chaikovsky I., Nedayvoda I., Primin M. A consistent decision support system for interpreting of magnetocardiographic data as a tool to improve the acceptance of magnetocardiography in clinical practice. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2025. 258, 108489. <https://doi.org/10.1016/j.cmpb.2024.108489>
2. Fenici R., Brisinda D., Meloni A.M. Clinical application of magnetocardiography. *Expert Rev.Mol.Diagn*. 2005. Vol. 5, No. 3. P. 291–313. <https://doi.org/10.1586/14737159.5.3.291>
3. Uchida S., Goto K., Tachikawa A., et al. Magnetocardiographic imaging for ischemic myocardial muscles on rats. *IEICE Trans. Inf. & SYST*. 2002. Vol. E85D, No 1. P. 30–35. https://globals.ieice.org/en_transactions/information/10.1587/e85-d_1_30/p
4. Koch H. Recent Advances in Magnetocardiography. *J. of Electrocardiology*. 2004. Vol. 37. P. 117–122 <https://doi.org/10.1016/j.jelectrocard.2004.08.035>
5. Primin M., Nedayvoda I. Algorithms for the Analytical Solution of the Magnetostatics Inverse Problem for the Signal Source of the Dipole Model. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2023. Vol. 59, No. 5. P. 821–831. <https://doi.org/10.1007/s10559-023-00618-7>
6. Roth B.J., Wikswo J.P. Apodized pickup coils for improved spatial resolution of SQUID magnetometers. *Rev.Sci.Instrum*. 1990. Vol. 61, No. 9. P. 2439–2448. <https://doi.org/10.1063/1.1141336>
7. Недаївода І., Примін М., Васильєв В., Войтович І., Надчутливий магнітокардіографічний комплекс для раннього виявлення та моніторингу захворювань серця (програмне забезпечення). *УСiМ*. 2005. № 2. С. 43–56.
8. Primin M.A., Nedayvoda I.V. Non-Contact Analysis of Magnetic Fields of Biological Objects: Algorithms for Data Recording and Processing. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2020. Vol. 56, No. 5. P. 848–862. <https://doi.org/10.1007/s10559-020-00305-x>
9. European convention for the protection of vertebrate animal used for experimental and other scientific purposes. Council of Europe, Strasbourg, 1986. 53 p.

Одержано 01.07.2025

Михайло Примін,

член-кореспондент НАН України, доктор технічних наук, старший науковий співробітник, завідувач відділу Інституту кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України, Київ,
<https://orcid.org/0000-0003-0977-4208>
priminma@meta.ua

Ігор Недаївода,

магістр, науковий співробітник Інституту кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України, Київ.
<https://orcid.org/0000-0002-3712-8732>

UDC 681.32+537.8

Mykhailo Primin*, Igor Nedayvoda

Optimization of a Magnetometric System for Investigation of Magnetic Signals of Biological Objects

V.M. Glushkov Institute of Cybernetics of the NAS of Ukraine, Kyiv

*Correspondence: priminma@meta.ua

Introduction. Registration and analysis of the distribution of the values of the parameters of the magnetic field of the heart in the air above the chest (MCG – magnetocardiography) is performed using SQUID magnetometric systems (SQUID – Superconductive Quantum Interference Device) and is increasingly used in clinical practice for non-invasive research in cardiology.

The purpose. In the spatial analysis of magnetic signals, both the spatial resolution of the magnetic field measurement data (resolution by “magnetic field”) and the spatial resolution of the biomagnetic signal sources found after solving the inverse magnetostatic problem are important. The correct solution of these interrelated problems affects the interpretation of measurement data and, to a large extent, is determined by the design parameters of the magnetic flux transformers of the measuring channels, the geometric dimensions of the measurement plane and the distances between observation points in this plane.

Results. This paper examines both the selection of design parameters for magnetic flux transformers of SQUID gradiometers of measuring channels, and the dimensions of the measurement area and features of the created software for a magnetocardiograph for studying small animals. The results of experimental studies of rat magnetic signals (MCG and nanoparticles), which were performed at the V.M. Glushkov Institute of Cybernetics of the National Academy of Sciences of Ukraine, are presented.

Conclusions. An algorithm has been developed to optimize the design parameters of flux transformers of measuring channels, the size and number of points of the measurement grid, as well as taking into account the features of the research task in the algorithms for processing the magnetocardiogram signal. An important practical result of the research of the small animal groups is the logical conclusion about the design and use for these purposes of a multi-channel specialized magnetometric system, with the found design parameters of the magnetic flux transformers of the measuring channels, which would allow obtaining measurement data for each object in a given spatial area in 1–5 minutes.

Keywords: magnetocardiography, spatial analysis, SQUID gradientometer.