

КІБЕРНЕТИКА та КОМП'ЮТЕРНІ ТЕХНОЛОГІЇ

Представлені нові алгоритми просторового аналізу результатів вимірювань кардіомагнітного сигналу. Алгоритми основані на вирішенні оберненої задачі, коли просторовому розподілу магнітного сигналу ставиться у відповідність джерело магнітного поля у вигляді системи векторів густини струмів, які розподілено у площині яка паралельна площині вимірювань та перетинає об'єм серця. Обернена задача вирішена за допомогою апарату інтегральних перетворень Фур'є. Алгоритм перетворень даних дозволяє коректно врахувати конструкцію трансформатора магнітного потоку. Робота алгоритму промодельована на реальних даних магнітометричних досліджень серця людини. Дослідження показали, що застосування запропонованих алгоритмів дозволяє отримати нову інформацію про просторову конфігурації джерела магнітного сигналу в серці людини, яка в подальшому може бути використана для діагностики захворювань серця людини.

Ключові слова: магнітокардіографія, обернена задача магнітостатики, перетворення Фур'є, СКВІД градієнтометр.

© М. Примін, І. Недайвода, 2022

УДК 681.32+537.8

DOI:10.34229/2707-451X.22.1.4

М. ПРИМІН, І. НЕДАЙВОДА

МАГНІТОМЕТРИЧНІ ДОСЛІДЖЕННЯ БІОМАГНІТНИХ СИГНАЛІВ: МАГНІТОКАРДІОГРАФІЯ

Вступ. Біомагнітні сигнали можуть бути створені електричними струмами, які протікають у клітинах живих тканин організму, або індуковані за допомогою зовнішнього статичного, імпульсного або змінного електромагнітного поля, зокрема, для проведення широко використовуваної у клініках магнітно-резонансної томографії (МРТ), або позиціонування введених у тіло біологічного об'єкту магнітних наномаркерів [1, 2]. Предметом біомагнітних досліджень є реєстрація, аналіз та інтерпретація магнітних сигналів, які генеруються живими організмами в процесі життєдіяльності або завдяки присутності в них магнітних включень.

Відомо, що амплітуди власних магнітних полів, що генеруються в різних органах людини і вимірюваних поза його тілом (в навколишньому середовищі), знаходяться у діапазоні від декількох фемтоТесла ($1\text{fT} = 10^{-15}\text{T}$) до декількох десятків пікоТесла ($1\text{pT} = 10^{-12}\text{T}$). Для реєстрації настільки слабких сигналів необхідно використовувати магнітометричні системи, рівень власних шумів (чутливість) яких був би принаймні на порядок нижче мінімального з наведених значень, тобто становив величину порядку 1fT в одиничній смузі частот. На сьогоднішній день подібними характеристиками володіють лише надпровідникові магнітометри на основі СКВІДів (SQUID-Superconducting QUantum Interference Device) [1, 2] і квантові магнітометри з оптичним накачуванням [3].

До теперішнього часу на основі СКВІД магнітометрів вже створено і випробувано в клінічних умовах цілу низку діагностичних комплексів для магнітоенцефалографії [4, 5], магнітокардіографії [6, 7], показана їх висока ефективність. Основним «недоліком» існуючих СКВІД-систем є необхідність використання рідкого гелію для забезпечення працездатності СКВІД-сенсорів. Кращі сучасні СКВІД магнітометри на основі високотемпературних надпровідників (ВТНП), що працюють при температурі кипіння рідкого азоту (77 K), також наблизилися за рівнем

чутливості до значень близько $5 \frac{fT}{\Gamma\zeta^2}$, і можуть бути використані в біомагнітних системах [8]. То-

му найбільш перспективними напрямками практичного розвитку СКВІД-магнітометрів для біомедичних застосувань є перехід до використання ВТНП-СКВІДів [9], а також – портативних магнітометричних комплексів на базі систем охолодження замкнутого циклу і кріокулерів.

Квантові магнітометри з оптичним накачуванням (КМОН) не вимагають для своєї роботи використання кріогенних температур, що є їхньою перевагою. Серед відомих КМОН найкращою чутливістю володіють магнітометри, що працюють у режимі без релаксації спінового обміну (spin exchange relaxation-free – SERF) – механізму, який зазвичай спотворює орієнтацію атомних спінів [10]. Основна технічна проблема є та обставина, що такий режим у квантових магнітометрах з оптичним накачуванням можна реалізувати тільки поблизу нульових значень навколишнього магнітного поля. Тому для їх роботи потрібно використовувати магнітно-екрановані кімнати з високим ступенем екранування від зовнішніх електромагнітних завад і малими значеннями залишкового магнітного поля всередині екранованого об'єму.

З точки зору практичних застосувань у медицині найбільшу соціальну значимість має розвиток методів біомагнітних вимірювань і відповідної магнітометричної апаратури для ранньої діагностики і ефективної терапії серцево-судинних і онкологічних захворювань, оскільки в більшості країн світу, включно з Україною, на їх частку припадає близько 70 % усіх летальних випадків. У зв'язку з цим перспективними видаються результати досліджень по використанню СКВІД магнітометрів для функціональної діагностики серця людини, і системах контролю транспорту ліків на магнітних наночастинках для діагностики і терапії онкологічних захворювань.

Магнітокардіографія. При збудженні міокарда в тілі людини та навколишньому просторі утворюється електромагнітне поле. Магнітокардіографія (МКГ) – метод неінвазивного дослідження електрофізіології серця, який полягає у безконтактній реєстрації і аналізі магнітного поля у точках простору над грудною кліткою людини, породженого електричною активністю міокарда протягом серцевого циклу.

Крива зміни напруженості магнітного поля, що відповідає кардіоциклу, називається МКГ-кривою, має подібну форму та описується однаковим набором назв зубців та інтервалів, що й ЕКГ (ЕКГ-електрокардіографія). Треба мати на увазі, що величина сигналу МКГ дорослої людини становить десятки пікоТесла, що в мільйони разів менше зовнішнього магнітного поля Землі в місці вимірювань і, таким чином, вимагає спеціальних, складніших і дорожчих систем реєстрації магнітного сигналу в порівнянні з ЕКГ (вимірювання магнітних сигналів серця виконується за допомогою СКВІД-магнітометричних систем). Більш висока діагностична ефективність МКГ у порівнянні з ЕКГ, на наш погляд, обумовлена принциповими відмінностями між цим методом і потенційними (ЕКГ; картування поверхневих потенціалів тіла – КППТ), а саме: МКГ вимірювання виконуються не тільки неінвазивно, а й безконтактно, а сама магнітометрична система не має жодного впливу на електрофізіологічні процеси у серці, тому що при реєстрації діагностичної інформації вона не випромінює жодної енергії. Відомо також, що з високим ступенем точності об'єм тіла людини є «прозорим» для магнітного поля серця і практично не впливає на величину сигналу, який реєструють магнітометричною системою. Таким чином, при вимірюванні МКГ ми отримуємо інформацію безпосередньо про струми в серці, а при реєстрації ЕКГ – про струми, що протікають у тілі людини та, опосередковано, у серці.

В Україні дослідження в галузі магнітокардіографії були розпочаті науковцями Інституту кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України спільно з спеціалістами Інституту кардіології у 90-ті роки минулого сторіччя. Роботи київської групи з самого початку були скеровані на вирішення найбільш актуальної проблеми – діагностики ішемічної хвороби серця у складних для діагностики

випадках. Важливим є те, що магнітокардіографічні системи, створені в Інституті кібернетики можуть працювати у звичайному, неекранованому приміщенні, що зробило метод магнітокардіографії придатним для широкого клінічного впровадження як в Україні, так і за кордоном (рис. 1) [7, 11].



РИС. 1. Зовнішній вигляд варіантів магнітокардіографів, створених науковцями Інституту кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України: а – в Україні; б – в Китаї

Створення надчутливої апаратури – це тільки частина проблеми безконтактної діагностики. Інша істотна наукомістка компонента, яка визначає можливості й успіх прикладного використання таких систем, є створення інформаційної технології, яка представляє собою сукупність методів і програмних засобів, об'єднаних у технологічний ланцюжок, що забезпечують реєстрацію, зберігання, попередню обробку, аналіз даних вимірювань і автоматичний діагностичний висновок [12, 13].

Вирішення задачі визначення параметрів джерел магнітного сигналу досліджуваного об'єкта: алгоритм аналітичного розв'язання оберненої задачі. Кожна з відомих на сьогоднішній день МКГ систем може бути умовно поділена на три функціональних модулі. Перший модуль (вимірювальний) містить реєстраційну частину, яка складається з SQUID-сенсорів, антенних систем та електроніки зчитування сигналів сенсорів. Другий модуль (управляючий) включає у себе електронні блоки та мікропроцесорне управління роботою всієї системи. Третій (програмний модуль) забезпечує комп'ютерну обробку і аналіз сигналів та їх відображення з використанням прикладного пакету програм з високим рівнем інтелектуального забезпечення.

Безпосереднім результатом попередньої обробки зареєстрованих даних, у нашому випадку, є 36 магнітокардіографічних кривих, розташованих у точках спостереження (6х6 точок з кроком 40 мм по взаємно перпендикулярних осях, рис. 2) – вузлах перетину прямокутної сітки, що має прив'язку до анатомічних орієнтирів грудної клітки рис. 2 [11, 13].

Як показали дослідження, аналіз окремих МКГ кривих (рис. 2, б) не дозволяє побачити основну перевагу магнітокардіографії – високу чутливість до змін у просторовому розподілі магнітного поля у точках площини вимірювань і пов'язаної з ним густини іонних струмів у серці (можна отримати після вирішення оберненої задачі). Тому наступним етапом аналізу та інтерпретації МКГ-даних стали методи, тісно пов'язані зі створенням сучасних інтелектуальних технологій.

Як було зазначено, для просторової фіксації даних під час МКГ-дослідження використовують точки спостереження – вузли перетину квадратної сітки. Магнітний сигнал реєструють з частотою 1 кГц, тому крива сигналу складається з окремих "шматочків" відповідних окремим "моментом" часу. Іншими словами, для кожного моменту часу в 1 мілісекунду в точках сітки вимірювань (6х6

точок з кроком 40 мм) можна виділити одночасно 36 значень магнітного сигналу (рис. 2, в). Якщо ці сигнали інтерполювати в межах області вимірювань на більш "часту (з меншими відстанями між вузлами)" сітку, то можна побудувати просторовий розподіл вимірюваного магнітного сигналу у вигляді карти магнітного поля (рис. 2, г). Таким чином на основі 36 синхронних усереднених МКГ-кривих за допомогою алгоритмів двовимірної інтерполяції будуються «миттєві» (у межах 1 мілісекунди часу) карти розподілу магнітного поля. Далі за допомогою алгоритмів вирішення «оберненої задачі», еквііндукційні карти розподілу магнітного поля можуть бути «перетворені» у відповідні миттєві карти розподілу векторів густини струмів (ВГС). Принциповою новизною запропонованого аналізу МКГ даних є як розробка коректного аналітичного методу вирішення оберненої задачі, так і використання нового методичного підходу – проведення оцінки динаміки змін густини струму протягом кардіоциклу за допомогою карт, послідовно розташованих у часі (динамічне картування). Такий підхід дозволив виділити ряд нових МКГ показників (маркерів), які, у подальшому застосовують для вирішення задачі класифікації груп пацієнтів і отримання автоматичного діагностичного висновку.

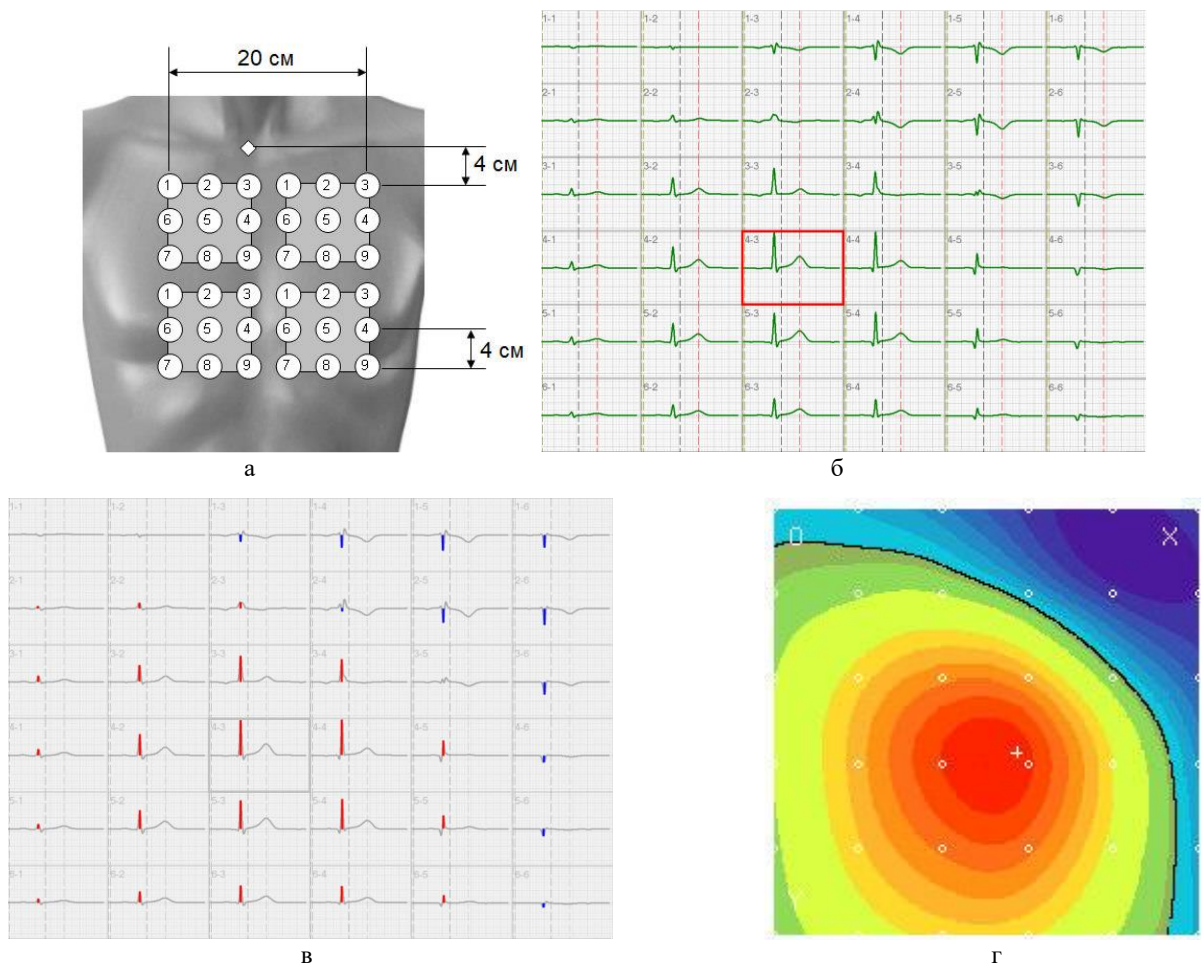


РИС. 2. Схема розташування в просторі та результати вимірювань магнітного сигналу: а – положення трансформаторів магнітного потоку вимірювача та його послідовних позицій у просторі; б – усереднені PQRST кардіокомплекси в 36 точках вимірювань; в – величини магнітного поля серця для обраного моменту часу кардіоциклу; г – магнітна карта для обраного моменту часу

Постановка оберненої задачі. У наших попередніх роботах [14, 15] розглянута постановка і вирішення оберненої задачі магнітостатики для джерела поля у вигляді одного [14] або N магнітних диполів [15]. Аналітичні методи та алгоритми вирішення цієї задачі не накладають обмежень на області застосування і можуть бути використані тоді, коли коректна задана модель джерела поля. Обґрунтування моделі джерела поля – це складна задача і в кожному конкретному випадку вимагає додаткових досліджень. Якщо простір V , де відомий вектор щільності струму \mathbf{j} однорідне і нескінченне, то вектор магнітної індукції $\mathbf{B}(\mathbf{r})$ у точці навколишнього простору \mathbf{r} (у повітрі) визначається законом Біо – Савара

$$\mathbf{B}(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{[\mathbf{j}(\mathbf{r}') \times (\mathbf{r} - \mathbf{r}')]}{|\mathbf{r} - \mathbf{r}'|^3} dV, \quad (1)$$

де $\mathbf{j}(\mathbf{r}')$ – вектор щільності струму в точці \mathbf{r}' .

Відомо, що знаходження довільного тривимірного розподілу вектора щільності струму за результатами вимірювань відповідного магнітного поля має неоднозначний характер. Тому в разі тривимірних задач накладають ряд обмежень на розподіл струму, наприклад, припускають, що вектор щільності струму має двовимірну структуру. При такому припущенні і відповідних умовах розподіл вектора щільності струму можна знайти за його магнітним полем однозначно. Такий підхід можна застосувати при розрахунку розподілу електричних струмів у зрізах активної біологічної тканини, електронних мікросхемах, місцях зварювання деталей літака і при дослідженні інших систем за допомогою не руйнівних методів [1].

Отже, припустимо, що вектор щільності струму $\mathbf{j}(\mathbf{r}')$ розподілений тонким шаром у площині XOY , а магнітне поле $\mathbf{B}(\mathbf{r})$ вимірюють у точках розташованих на відстані $z = r_z$ у площині паралельній площині XOY , як показано на рис. 3.

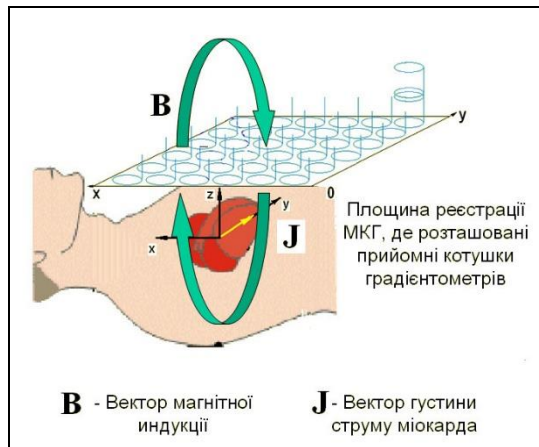


РИС. 3. Схема розташування в просторі джерел поля, площини і точок вимірювань, і одного з положень трансформатора магнітного потоку градієнтометра другого порядку вимірювача

Вважаючи розподіл струму квазістатичним, а $\text{div}\mathbf{j}=0$, магнітне поле в точках вимірювання можна знайти, використовуючи закон Біо – Савара

$$B_z(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{[j_x(\mathbf{r})(y-y')]dV}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|^3} - \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{[j_y(\mathbf{r}')(x-x')]dV}{|\mathbf{r}-\mathbf{r}'|^3}. \quad (2)$$

Тоді обернену задачу можна сформулювати так: *вважаючи, що магнітне поле в точках спостереження (вимірювання) описується рівнянням (2), джерело поля розташовано в площині $z = r_z$, потрібно знайти просторову конфігурацію плоскої системи струмів, магнітне поле якої відповідає вимірюванню.*

Відомі методи вирішення оберненої задачі магнітостатики, як правило, наближені, багатоступінчасті, не враховують особливостей вимірювань і конструктивних параметрів вимірювальної системи, вимагають застосування потужних обчислювальних засобів й, таким чином, не відповідають вимогам точності, вірогідності й оптимальному рівню витрат при вирішенні практичних задач. Тому дослідження виконані в рамках даної роботи й спрямовані на розвиток методів, алгоритмів перетворення й аналізу магнітних сигналів і створення на їхній основі програмно-інструментальних засобів є актуальними для вирішення задач діагностики в медицині, біології, техніці.

Алгоритм вирішення оберненої задачі для джерела поля у вигляді системи струмів, що розподілена у площині паралельній площині вимірювань. З огляду на постановку задачі і розкриваючи векторний добуток в (1), вираз для складової поля, наприклад, B_x в точці спостереження можна записати у вигляді

$$B_x(x, y, z) = \frac{\mu_0 r_z}{4\pi} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \frac{j_y(x', y')}{\left[(x-x')^2 + (y-y')^2 + r_z^2 \right]^{3/2}} dx' dy'. \quad (3)$$

Застосуємо до лівої і правої частини (3) подвійне перетворення Фур'є, яке визначається наступним чином [16]:

пряме перетворення

$$f(k_x, k_y, z) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y, z) \exp(-ik_x x - ik_y y) dx dy, \quad (4)$$

обернене перетворення

$$f(x, y, z) = \frac{1}{4\pi^2} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(k_x, k_y, z) \exp(ik_x x + ik_y y) dk_x dk_y. \quad (5)$$

В перетвореннях (4), (5) $f(x, y, z)$ і $f(k_x, k_y, z)$ – функція координат і її Фур'є-образ; k_x і k_y – компоненти хвильового вектора \mathbf{k} .

Тепер, відповідно до теореми про згортку [16] з рівняння (3) випливає, що Фур'є-образи складових вектора магнітної індукції і вектора щільності струму пов'язані співвідношенням:

$$b_x(k_x, k_y, r_z) = g(k_x, k_y, r_z) j_y(k_x, k_y), \quad (6)$$

де $b_x(k_x, k_y, r_z) = F[B_x]$ і $j_y(k_x, k_y) = F[j_y]$ – Фур'є-образи компонентів магнітного поля і векторів щільності струму, відповідно, а $g(k_x, k_y, r_z)$ – Фур'є-образ функції Гріна $g(x-x', y-y', r_z) = g(\mathbf{r})$:

$$g(\mathbf{r}) = \frac{\mu_0 r_z}{4\pi} \frac{1}{\left[(x-x')^2 + (y-y')^2 + r_z^2 \right]^{3/2}}. \quad (7)$$

Застосувавши пряме перетворення Фур'є до (7), отримаємо такий вираз для Фур'є-образу функції Гріна

$$g(\mathbf{r}) \Rightarrow g(k_x, k_y, r_z) = \frac{\mu_0}{2} \exp(-kr_z), \quad (8)$$

де $k = (k_x^2 + k_y^2)^{1/2}$ – модуль хвильового вектора.

Розкриваючи векторний добуток (1) і застосовуючи пряме перетворення Фур'є, аналогічно можна отримати вирази і для інших складових вектора поля у хвильовій площині. Вони мають вигляд

$$F[B_y] = b_y(k_x, k_y, r_z) = -(\mu_0/2) \exp(-k \cdot r_z) F[j_y], \quad (9)$$

$$F[B_z] = b_z(k_x, k_y, r_z) = i(\mu_0/2) \exp(-k \cdot r_z) \left(\frac{k_y}{k} F[j_x] - \frac{k_x}{k} F[j_y] \right). \quad (10)$$

У практичних задачах найчастіше вимірювана величина це B_z – компонента вектора магнітної індукції поля, яка, як видно з (10), залежить від лінійної комбінації складових вектора щільності струму j_x і j_y . З огляду на рівняння безперервності струму $\text{div} \mathbf{j} = 0$, застосовуючи подвійне інтегральне перетворення Фур'є, отримаємо у хвильовій площині

$$-i \cdot k_x \cdot F[j_x] - i \cdot k_y \cdot F[j_y] = 0. \quad (11)$$

Таким чином, складові вектора щільності струму в хвильовій площині можна отримати, знаючи "виміряні" значення $F[B_z]$ з наступних алгебраїчних виразів:

$$F[j_x] = g_x \cdot F[B_z], \quad (12)$$

$$F[j_y] = g_y \cdot F[B_z], \quad (13)$$

$$g_x = -i \cdot 4\pi / \mu_0 \exp(k \cdot r_z) \cdot k_y / 2k, \quad (14)$$

$$g_y = i \cdot 4\pi / \mu_0 \exp(k \cdot r_z) \cdot k_x / 2k. \quad (15)$$

Якщо відома координата r_z і Фур'є-образ z -й складової вектора магнітної індукції, то шляхом застосування оберненого перетворення Фур'є можна визначити значення складових вектора щільності струму в заданій системі координат XYZ .

Отже, відновлення просторової структури вектора щільності струмів у площині буде однозначним, якщо в (12), (13) відомий параметр r_z – відстань (координата) між площиною вимірювань і площиною, в якій визначають вектор щільності струму. Якщо такий підхід використовують у задачах не руйнівного контролю, то координата r_z відома (може бути визначена прямим вимірюван-

ням). При дослідженні мозку (магнітоенцефалографія – МЕН) координату r_z іноді можна знайти, використовуючи дані томографії (координати патологічного фокусу, в разі їх визначення). У МКГ нами запропоновано [17] використовувати алгоритм, який складається з двох етапів:

а) на першому кроці аналізується просторовий розподіл параметрів магнітного поля в площині вимірювань, виділяються точки по відношенню, до яких виконується аналітичне вирішення оберненої задачі і локалізується «ефективне» джерело поля [14, 15];

б) на другому кроці на глибині «ефективного» джерела (координата r_z) розташовують площину, яка є «січною» для серця і паралельна площині вимірювань. У цій площині (в серці) за допомогою подвійного інтегрального перетворення Фур'є визначається розподіл вектора щільності струму.

Такий, «покроковий» алгоритм при дослідженні МКГ вже реалізований при створенні програмно-інструментальних засобів магнітокардіографів [7, 18]. Даний підхід дозволяє реальний електрофізіологічний процес у серці людини звести до аналізу його «образу» у вигляді просторового розподілу вектора щільності струмів у площині, паралельній площині вимірювань, яка є січною для серця.

Особливості вимірювань, врахування впливу конструктивних параметрів трансформаторів магнітного потоку. Алгоритм розв'язання оберненої задачі магнітостатики визначається як математичним методом і моделлю джерела поля (в нашому випадку двовимірний шар струму), так і тим, як вимірюють параметри його магнітного поля. Справа в тому, що при виконанні вимірювань магнітне поле реєструють СКВІД-ом не прямо, а опосередковано з використанням петлі, наприклад, з надпровідного дроту, так званим трансформатором (або перетворювачем) магнітного потоку. У задачах, де джерело вимірюваного поля є "зовнішнім" і принципово не може бути екрановано надпровідним екраном (наприклад, як в магнітокардіографії – при реєстрації величин параметрів магнітного поля серця) основним методом боротьби з завадами є виконання прийомної котушки трансформатора потоку у вигляді градієнтметра першого або більш високих порядків [1, 2]. Іншими словами, прийомна котушка СКВІД-датчика являє собою набір ідентичних витків, розташованих на деякій відстані один від одного і включених назустріч один одному. Магнітне поле від далеких джерел (у тому числі і від джерел завад) є відносно однорідним і створює у витках рівні за величиною і протилежні за напрямком потоки. Поле близьких джерел, відстань до яких можна порівняти з відстанню між витками, дають різні потоки через витки і, отже, ненульовий повний потік, який і фіксується магнітометричною системою.

Будемо вважати, як і раніше, що початок декартової системи координат XYZ знаходиться в об'ємі джерела магнітного поля (для визначеності – в серці людини), а напрямок осі OZ збігається з напрямком нормалі до поверхні площини з розподілом вектора щільності струмів. Будемо вважати, що конструкції трансформаторів магнітного потоку СКВІД-градієнтметричного модуля магнітометричної системи (одноканальної або багатоканальної) дозволяють реєструвати характеристику магнітного поля пов'язану з напрямком нормалі до площини спостереження: (а) складова B_z вектора магнітної індукції; (б) вихідний сигнал СКВІД градієнтметра пропорційний першій просторовій похідній $\frac{\partial B_z}{\partial x}$ або $\frac{\partial B_z}{\partial y}$; (в) вихідний сигнал СКВІД градієнтметра пропорційний другий

просторовій похідній $\frac{\partial^2 B_z}{\partial z^2}$.

За допомогою алгоритмів двовимірної інтерполяції та гладкого відновлення даних можна визначити значення Ψ , яке є пропорційне вихідному сигналу СКВІД магнітометра (градієнтметра) у $N \cdot N$ вузлах плоскої регулярної прямокутної решітки з кроком Δ , а потім за отриманими значеннями визначити значення Фур'є-образу параметра Ψ у хвильовій площині (4), (5) [16]:

$$F[\Psi](k_x, k_y) = \int \Psi(x, y, z) e^{-ik_x x - ik_y y} dx dy, \quad (16)$$

$$\Psi(x, y, z) = \int F[\Psi](k_x, k_y) e^{ik_x x + ik_y y} dk_x dk_y, \quad (17)$$

де k_x, k_y – компоненти хвильового вектора.

Оскільки точки спостереження розташовані в немагнітному, непровідному, однорідному середовищі (у повітрі) для вектора магнітної індукції справедливі однорідні рівняння Максвелла, які у хвильовій площині мають вигляд

$$\begin{aligned} -ik_x F[B_x] - ik_y F[B_y] - \sqrt{k_x^2 + k_y^2} F[B_z] &= 0, \\ -ik_y F[B_x] - ik_x F[B_y] &= 0, \\ -\sqrt{k_x^2 + k_y^2} F[B_x] + ik_x F[B_z] &= 0, \\ -\sqrt{k_x^2 + k_y^2} F[B_y] + ik_y F[B_z] &= 0. \end{aligned} \quad (18)$$

Звідси випливає, що у хвильовій площині значення вихідного сигналу СКВІД датчика та z -ої складової вектора магнітної індукції пов'язані простими аналітичними співвідношеннями:

для магнітометра ($\Psi \approx S \cdot B_z$, S – площа витка антени)

$$F[B_z] = F[\Psi], \quad (19)$$

для аксіального градієнтометра першого порядку ($\Psi \approx \frac{\partial B_z}{\partial z}$):

$$F[B_z] = \frac{F[\Psi]}{1 - e^{-L\sqrt{k_x^2 + k_y^2}}}, \quad (20)$$

для аксіального градієнтометра першого порядку ($\Psi \approx \frac{\partial B_z}{\partial x}$ або $\Psi \approx \frac{\partial B_z}{\partial y}$, відповідно):

$$F[B_x] = \frac{F[\Psi]}{-ik_x}, \quad F[B_y] = \frac{F[\Psi]}{-ik_y}, \quad (21)$$

для аксіального градієнтометра другого порядку ($\Psi \approx \frac{\partial^2 B_z}{\partial z^2}$):

$$F[B_z] = \frac{F[\Psi]}{1 - 2e^{-L\sqrt{k_x^2 + k_y^2}} + e^{-2L\sqrt{k_x^2 + k_y^2}}}. \quad (22)$$

Із співвідношень (18) отримуємо співвідношення для обчислення всіх компонентів вектора магнітної індукції та його просторових похідних за значеннями Фур'є-образу z -ої складової вектора магнітної індукції

$$F[B_x] = -ik_x \frac{F[B_z]}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}}, \quad F[B_y] = -ik_y \frac{F[B_z]}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}},$$

$$\begin{aligned}
 F\left[\frac{\partial B_x}{\partial y}\right] &= k_x k_y \frac{F[B_z]}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}}, & F\left[\frac{\partial B_x}{\partial y}\right] &= k_y^2 \frac{F[B_z]}{\sqrt{k_x^2 + k_y^2}}, \\
 F\left[\frac{\partial B_z}{\partial x}\right] &= -ik_x F[B_z], & F\left[\frac{\partial B_z}{\partial y}\right] &= -ik_y F[B_z], \\
 F\left[\frac{\partial B_z}{\partial z}\right] &= -\sqrt{k_x^2 + k_y^2} F[B_z].
 \end{aligned} \tag{23}$$

Таким чином, виконавши обернене перетворення Фур'є в заданих точках площини вимірювань, матимемо виміряні значення біомагнітного сигналу, складові вектора магнітної індукції B_x, B_y, B_z і їх просторові похідні першого і другого порядку, а також значення Фур'є-образів цих величин у точках хвильової площини $(k_x, k_y, 0)$. Це дає повне вирішення поставленої задачі.

Особливості чисельної реалізації алгоритму в магнітокардіографії. У неекранованих приміщеннях, зазвичай, вимірювальний блок магнітокардіографу складають СКВІД-градієнтметри другого порядку з аксіальним трансформатором магнітного потоку. Його особливістю є те, що при визначенні параметрів біомагнітного джерела в дипольному наближенні і в моделі плоского шару струмів використовуються аналітичні (точні) вирази за винятком етапів алгоритму, пов'язаних з обчисленням величин при переходах "система координат XYZ – хвильова площина" і "хвильова площина – система координат XYZ ".

Перший такий перехід виконується при обчисленні Фур'є-образу z -ої складової вектора магнітної індукції. Систематична похибка, що виникає при цьому, в значній мірі визначається тим, що біомагнітний сигнал вимірюють в обмеженій області площини $z = z_0$. Таким чином, для зменшення похибки обчислень необхідно коректно врахувати значення магнітного поля за межами області спостереження.

Як показано в [17], біомагнітний сигнал наближається до нуля за межами області спостереження на відстані, рівній потрійного розміру сітки вимірювань. Виходячи зі значень поля на кордонах області спостереження та допускаючи лінійний закон спадання сигналу, можна обчислити аналітично інтеграли, за допомогою яких і скорегувати значення Фур'є-образів магнітного поля. Крім того, можна використовувати й інший підхід. Дійсно, значення $F[B_z]$ є "виміряними" величинами і при вирішенні системи рівнянь (12), (13). Тоді, відповідно до прийнятої моделі джерела сигналу у вигляді диполя (на першому етапі вирішення задачі), будемо вважати, що у всіх точках поза областю спостереження магнітне поле збігається з полем диполя, параметри якого знайдені після розв'язання оберненої задачі. Обчисливши ці значення з урахуванням конструктивних параметрів трансформаторів магнітного потоку СКВІД-датчика, і враховуючи їх при переході в хвильову площину, отримуємо практично точні значення Фур'є-образів магнітного поля.

Фур'є образ виміряного сигналу B_s можна знайти аналітично, виконавши наступні кроки:

- розбиваємо площину вимірювань на $N \cdot i \cdot j$ елементарних прямокутників зі сторонами L (i, j – кількість розбиттів уздовж осей OX та OY , відповідно);
- вважаємо, що в границях "елементарного" прямокутника значення B_{Sij} постійне. Використавши (4), Фур'є-образ виміряних даних B_s (для площадки з номером i, j) можна отримати аналітично [16];

- знаючи конструкцію трансформаторів потоку, використовуючи, наприклад, співвідношення (18), (19), можна знайти Фур'є-образ B_z ($F[B_z]$) у точці вимірювання.

Зазначимо, що при визначенні складових вектора щільності струму (застосовуючи обернене перетворення Фур'є) можливо "посилення шумових складових". Одним з варіантів вирішення цієї проблеми може бути використання в частотній області вікна Ханнінга [18].

Для відновлення функції за Фур'є спектрами поля і щільності струму, які не мають особливостей і точок розриву і задані в усій області хвильової площини, де $F[B_z] \neq 0$ запропонована наступна схема:

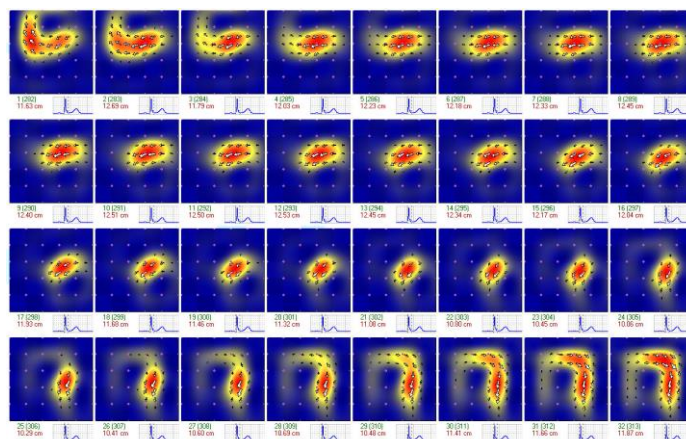
– розбиваємо задану область хвильової площини на елементарні площадки, в межах якої Фур'є-образ поля можна вважати постійним;

– інтеграл оберненого перетворення Фур'є для щільності струму представляємо у вигляді суми за елементарними прямокутниками здобутку Фур'є-образу $F[B_z]$ в центрі площадки на відповідний інтеграл від функцій g_x, g_y ;

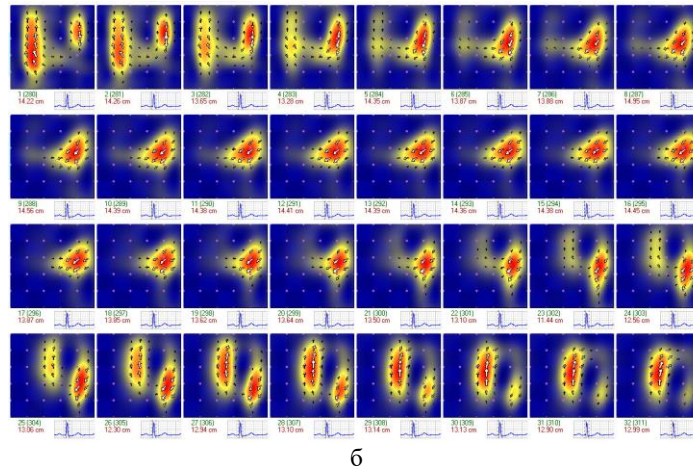
– знаходимо аналітично інтеграл оберненого перетворення Фур'є від функцій g_x, g_y по елементарній площадці хвильової площини з центром у точці з поточними координатами $(k_x, k_y, 0)$;

– за відомими значеннями $F[B_z]$ у поточній точці хвильової площини й інтегралу від g_x, g_y обчислюємо значення щільності струму в площині вимірювань за допомогою стандартних методик, які дозволяють усунути взаємний вплив сусідніх областей спектра при комутативній згортки.

Як приклади на рис. 4 показані результати обробки біомагнітного сигналу, пов'язані з діяльністю серця здорового пацієнта та пацієнта з ішемічною хворобою. Вхідними даними для цього прикладу були результати вимірювань в неекранованому приміщенні величин параметрів магнітного поля серця людини, зареєстровані дев'ятиканальною магнітометричною системою, вимірювальні канали якої є СКВІД-градієнтметри другого порядку [11, 19].



а



б

РИС. 4. Результати обробки реальних МКГ записів: а – для здорового пацієнта; б – для пацієнта з ішемічною хворобою

Висновки. Створення нових технологій отримання інформації про недоступні для прямих вимірювань та досліджень об'єкти, особливо в такій галузі як медицина, є одним із важливих напрямів наукових досліджень. У нашому випадку носієм інформації про електрофізіологічні події у серці є величини параметрів магнітного поля, які реєструють безконтактно над грудною кліткою людини. Застосовуючи нові комп'ютерні технології обробки та перетворення магнітометричної інформації, можна виявити патологічні зміни в серці на ранніх стадіях, коли лікування є найбільш ефективним, а процес розвитку захворювання є ще оборотним. Розроблені в даній роботі алгоритми аналізу даних магнітокардіографічних вимірювань реалізовані у вигляді програмних блоків та входять до складу програмного забезпечення магнітокардіографів, що використовуються для дослідницьких та діагностичних цілей.

Результати практичного застосування розроблених алгоритмів у програмному забезпеченні магнітокардіографа [19, 20], дозволили вирішити задачу класифікації груп пацієнтів, пройшли публічну апробацію під час обговорення фахівцями біофізиками та кардіологами та отримали позитивну оцінку.

Зауважимо, що запропоновані математичні моделі та методи вирішення оберненої задачі не орієнтовані на конкретну магнітометричну систему і можуть бути використані у будь-якій області застосувань, де надана коректна постановка задачі.

Список літератури

1. Clarke J., Braginski A.I. SQUID Handbook. Vol I. Berlin: Wiley-VCH 2006. Vol.II. Weinheim: Wiley-VCH. 2004. 634 p. <https://doi.org/10.1002/3527603646>
2. Weinstock H. SQUID Sensors: Fundamentals, Fabrication and Applications. *NATO ASI Series, Series E: Applied Sciences*. 1995. **329**. 703 p. <https://doi.org/10.1007/978-94-011-5674-5>
3. Mansfield P. Snap-shot MRI. *Les Prix Nobel, The Nobel Prizes 2003 Nobel Foundation*. 2004. P. 266–283. <https://doi.org/10.1002/anie.200460078>
4. Vrba J. Multichannel SQUID biomagnetic systems. In: Weinstock H., editor. *Applications of Superconductivity*. Dordrecht: Kluwer-Academic. 2000. P. 61–138. http://doi.org/10.1007/978-94-017-0752-7_2
5. CTF MEG International Services LP. <https://www.ctf.com/products> (звернення: 03.05.2021)
6. Maslennikov Yu.V., Primin M.A., Slobodchikov V.Yu., Khanin V.V., Nedayvoda I.V., Krymov V.A., Okunев A.V., Moiseenko E.A., Beljaev A.V., Rybkin V.S., Tolcheev A.V., Gapelyuk A.V. The DC-SQUID-based magnetocardiographic systems for clinical use. *Physics Procedia*. 2012. **36**. P. 88–93. <https://doi.org/10.1016/j.phpro.2012.06.218>

7. Primin M.A., Nedaivoda I.V., Maslennikov Yu.V., Gulyaev Yu.V. Software for the Magnetocardiographic Complex for the Early Diagnostics and Monitoring of Heart Diseases. *J. Commun. Technol. Electron.* 2010. **55**, No.10. P. 1169–1186. <https://doi.org/10.1134/S1064226910100116>
8. Faley M.I., Dammers J., Maslennikov Y.V., Schneiderman J.F., Winkler D., Koshelets V.P., Shah N.J., Dunin-Borkowski R.E. High-Tc SQUID biomagnetometers. *Supercond. Sci. Technol.* 2017. **30**. P. 083001. <https://doi.org/10.1088/1361-6668/aa73ad>
9. Faley M.I., Poppe U., Dunin-Borkowski R.E., Schiek M., Boers F., Chocholacs H., Dammers J., Eich E., Shah N.J., Ermakov A.B., Slobodchikov V.Yu., Maslennikov Yu.V., Koshelets V.P. High-Tc DC SQUIDS for Magnetoencephalography. *IEEE Trans. on Appl. Supercond.* 2013. **23**, No. 3. P. 1600705. <http://doi.org/10.1109/TASC.2012.2229094>
10. Sheng D., Li S., Dural N., Romalis M.V. Subfemtotesla Scalar Atomic Magnetometry Using Multipass Cells. *Phys. Rev. Lett.* 2013. **110**, P. 160802. <https://doi.org/10.1103/PhysRevLett.110.160802>
11. Nedayvoda I.V., Primin M.A., Vasylyev V.E., Voytovych I.D. Supersensitive Magnetocardiographic System for Early Identification and Monitoring of Heart Diseases (Software). *УсуМ.* 2005. **2**. С. 43–56.
12. Chaikovskiy I., Primin M., Nedayvoda I., Kazmirchuk A., Frolov Yu., Boreyko M., New metrics to assess the subtle changes of the heart electromagnetic field. in: *Advanced Methods in Biomedical Signal Processing and Analysis, Editors: K.Pal, S.Ari, A.Bit, S.Bhattacharyya*. Academic Press 2022, Paperback. ISBN: 9780323859554
13. Примин М.А., Масленников Ю.В., Недайвода И.В., Гуляев Ю.В. Магнитокардиографическая технология исследования сердца человека. *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2016. № 2. С. 14–33.
14. Primin M., Nedayvoda I. Mathematical model and measurement algorithms for a dipole source location. *Int. J. Applied Elektromagn. In. Mechanics*. 1997. No. 8. P. 119–131.
15. Primin M., Nedayvoda I. Inverse problem solution algorithms in magnetocardiography: new analytical approaches and some results. *Int. J. Applied Elektromagn. Mechanics*. 2009. **29** (2). P. 65–81. <https://doi.org/10.3233/JAE-2009-1001>
16. Корн Г., Корн Т. *Справочник по математике для научных работников и инженеров*. М.: Наука, 1970. 720 с.
17. Primin M., Gumeniuk-Sychevskij V., Nedayvoda I. Mathematical models and algorithms of information conversion in spatial analysis of weak magnetic fields. *Int. J. Applied Elektromagn. In. Materials*. 1994. No. 5. P. 311–319.
18. Roth B., Sepulveda N., Wikswo J.Jr. Using a magnetometer to image a two-dimensional current distribution. *J. Appl. Phys.* 1989. **65**, P. 361–372. <https://doi.org/10.1063/1.342549>
19. Voitovych I.D., Primin M.A., Sosnytsky V.N. Application of SQUIDS for registration of biomagnetic signals. *Low Temperature Physics*. 2012. **38**, P. 311–320. <https://doi.org/10.1063/1.3699954>
20. Chaikovskiy I., Primin M., Nedayvoda I., Budnyk M. Magnetocardiography in Unshielded Setting: Heart Electrical Image Based on 2-D and 3-D Data in Comparison with Perfusion Image Based on PET Results-Clinical Cases. In: *Coronary Artery Diseases, Edited by Ilya Chaikovskiy and Nataliia N. Sydorova*. 2012. InTech, Croatia. P. 43–58. <http://doi.org/10.5772/30122>

Одержано 13.06.2022

Прімін Михайло,

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

Недайвода Ігор

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^{1*}, Igor Nedayvoda¹

Magnetometric Investigations of Biomagnetic Signals: Magnetocardiography

¹ V.M. Glushkov Institute of Cybernetics of the NAS of Ukraine, Kyiv

* Correspondence: priminma@meta.ua

Introduction. Superconducting magnetometers based on SQUIDS (SQUID- Superconducting QUantum Interference Device) are currently used to register weak magnetic fields generated in various human organs and

measured outside the body (in the environment). The creation of information technology, which is a set of methods and software tools combined into a technological chain that ensures registration, storage, pre-processing, analysis of measurement data and automatic diagnostic output, is an essential science-intensive component that determines the possibilities and success of the applied use of non-contact diagnostic systems of the human heart

The purpose. Article presents new algorithms for spatial analysis of cardiomagnetic signal measurement results. The algorithms are based on the inverse problem solution, when the magnetic field source is matched to the spatial distribution of the magnetic signal and the parameters and spatial configuration of the source are determined. A model of the cardiomagnetic source was used in the form of a system of current density vectors, which are distributed in a plane that is parallel to the measurement plane and crosses the volume of the heart.

Results. The inverse problem is solved using the apparatus of two-dimensional integral Fourier transformations. The data transformation algorithm allows to correctly take into account the design of the magnetic flux transformer (the dimensions of the pickup coils, their spatial location and the electrical connection scheme). Algorithm modifications have been developed for most of the known (implemented in existing magnetocardiographs) designs of magnetic flux transformers of the first and second order gradientometers. The operation of the algorithm is modeled on real data of magnetometric investigations of the human heart. Investigations have shown that the application of the proposed algorithms allows obtaining new information about the spatial configuration of the magnetic signal source in the human heart, which can be used in the future for the diagnosis of human heart diseases.

Keywords: magnetocardiography, inverse problem of magnetostatics, Fourier transform, SQUID gradientometer.