



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **147462** (13) **U**  
(51) МПК (2021.01)  
**G01R 33/00**  
**G01R 33/022** (2006.01)

НАЦІОНАЛЬНИЙ ОРГАН  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ  
ДЕРЖАВНЕ ПІДПРИЄМСТВО  
"УКРАЇНСЬКИЙ ІНСТИТУТ  
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ  
ВЛАСНОСТІ"

## (12) ОПИС ДО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

(21) Номер заявки: <b>u 2020 06025</b>	(72) Винахідник(и): <b>Прімін Михайло Андрійович (UA), Недайвода Ігор Володимирович (UA)</b>
(22) Дата подання заявки: <b>21.09.2020</b>	
(24) Дата, з якої є чинними права інтелектуальної власності: <b>13.05.2021</b>	(73) Володілець (володільці): <b>ІНСТИТУТ КІБЕРНЕТИКИ ІМЕНІ В.М. ГЛУШКОВА НАЦІОНАЛЬНОЇ АКАДЕМІЇ НАУК УКРАЇНИ, просп. Академіка Глушкова, 40, м. Київ-187, 03187 (UA)</b>
(46) Публікація відомостей про державну реєстрацію: <b>12.05.2021, Бюл.№ 19</b>	(74) Представник: <b>Жук Віктор Олексійович, реєстр. №16</b>

## (54) СПОСІБ МАГНІТОМЕТРИЧНОГО ДОСЛІДЖЕННЯ МІОКАРДА

### (57) Реферат:

Спосіб магнітометричного дослідження міокарда полягає у тому, що вибирають місце розташування точок спостереження в площині, яка розташована в повітрі і не має точок перетину з серцем. В кожній точці спостереження розташовують одноканальний аксіальний градієнтметр другого порядку. За отриманими значеннями вихідного сигналу градієнтметра в кожній точці спостереження визначають значення вектора магнітної індукції і його просторових похідних першого і другого порядку. Визначають просторову конфігурацію джерела магнітного поля у вигляді системи незалежних дипольних джерел, які розташовані в об'ємі серця. Для кожного дипольного джерела обчислюють значення магнітного поля в кожній точці спостереження. Обчислюють значення похибки між виміряним і обчисленим розподілами магнітного поля. Вибирають дипольне джерело з найменшим значенням похибки і його місце розташування і вектор магнітного моменту використовують як параметри ефективного дипольного джерела. Вибирають значення координат ефективного дипольного джерела як координати площини джерела, яка паралельна площині вимірювання і перетинає серце. За результатами реконструкції просторової конфігурації джерела кардіомагнітного сигналу визначають значення вектора магнітної індукції, його перших просторових похідних і вихідного сигналу аксіального градієнтметра другого порядку, створеного джерелом сигналу в кожній точці спостереження, і значення похибки між вимірюваними та обчисленими розподілами магнітного поля. За отриманими значеннями оцінюють рівень достовірності аналізу магнітокардіосигналу для кожного моменту часу кардіокомплексу. Виділяють чотири діапазони напрямку вектора щільності струму, діапазони не мають точок перетину. Для кожного діапазону для кожної точки кардіокомплексу обчислюють сумарне значення амплітуди вектора щільності струму по всіх точках площини джерела. За отриманими значеннями визначають зміну в часі просторового розподілу джерела кардіомагнітного сигналу.

UA 147462 U

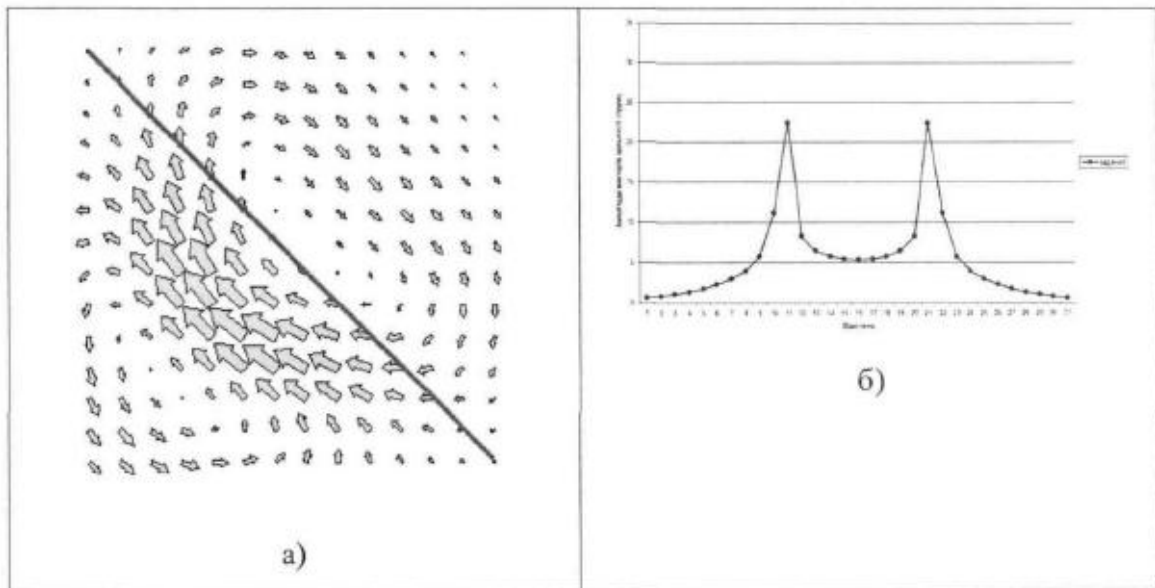


Fig. 1

Корисна модель належить до області вимірювань змінних магнітних величин і може бути використана для вимірювання та дослідження магнітного поля серця людини.

Для дослідження електричної активності міокарда найчастіше використовують метод аналізу електричної активності серця на основі потенційних методів (електрокардіографія, ЕКГ). В цьому випадку в заданих точках на поверхні тіла пацієнта розміщують датчики, які реєструють зміни в часі електричного потенціалу. Спільний часовий аналіз результатів ЕКГ вимірювань дозволяє отримати достовірні і точні результати при діагностиці аритмій (порушення варіабельності серцевого ритму). Однак точність і достовірність результатів ЕКГ досліджень значно знижується при діагностиці порушень, пов'язаних з локальними змінами у електропровідній системі серця, наприклад, при ішемічній хворобі серця. У тому числі і при переході від стандартних схем реєстрації ЕКГ сигналу (ліва-права рука, ліва-права нога, і/або задану кількість датчиків на грудній клітці пацієнта) до БСПМ дослідження, коли зміни електричного потенціалу реєструються в заданих вузлах решітки на грудній клітині пацієнта [Macfarlane, P. W., A. van Oosterom, O. Pahlm, P. Kligfield, M. Janse, and J. Camm. Comprehensive electrocardiology. New York: Springer, 2010].

Розробка магнітометричних систем на основі надпровідникових квантових інтерферометричних датчиків (СКВІД) дозволили розробити новий метод дослідження - магнітокардіографію (МКГ). Магнітокардіографічні дослідження є пасивними, неінвазивними і безконтактними. При цьому МКГ система реєструє і аналізує магнітне поле, створене струмами безпосередньо в серці, і таким чином містить інформацію про можливі локальні порушення електромеханічної системи серця. Ця додаткова інформація може бути використана для підвищення точності і достовірності виявлення різних патологій.

Відомий спосіб магнітокардіографічного дослідження, де точками спостереження є 6×6 вузлів прямокутної решітки з кроком 40 мм по обох напрямках, які розташовані в повітрі в площині над грудною клітиною пацієнта [Keiji Tsukada, Tsuyoshi Miyashita, Akihiko Kandori et al., An iso-integral mapping technique using magnetocardiogram, and its possible use for diagnosis of ischemic heart disease // International Journal of Cardiac Imaging. – 2000. – V 16. - P. 55-66]. Місцезнаходження точок спостереження має прив'язку до анатомічних орієнтирів грудної клітини. У кожній точці спостереження розміщують датчик магнітного поля, наприклад, аксіальний СКВІД градієнтометр другого порядку, і реєструють магнітний сигнал із заданою частотою (найчастіше 1000 Гц) протягом заданого інтервалу часу (зазвичай більше 10 секунд). Попередній аналіз результатів вимірювань включає в себе алгоритми цифрової фільтрації і адаптивної компенсації магнітних завад, наприклад, магнітних полів індустриального походження, морфологічний аналіз часових рядів магнітних сигналів і визначення місця розташування вузлових точок кардіокомплексу, наприклад, точки R максимуму деполяризації шлуночкової системи серця, синхронізацію магнітних сигналів по часу, вибір тривалості часового інтервалу і подальше усереднення магнітних сигналів. В результаті, в кожній з 36 точок спостереження відомі усереднені кардіокомплекси, які являють собою набір, наприклад, з 1000 значень магнітного сигналу серця (при частоті 1000 Гц тривалість тимчасового інтервалу становить 1 секунду), при цьому магнітні сигнали для моменту часу, наприклад, з номером 333, відповідають вузловій точці R максимуму деполяризації шлуночкової системи серця. В результаті для кожного моменту часу кардіокомплексу відомо просторовий розподіл кардіомагнітного сигналу в межах області спостереження. Спільний аналіз змін в часі просторової структури кардіомагнітного сигналу використовується для виявлення порушень діяльності серця.

При цьому в зазначеному способі аналізуються як карти магнітного поля, так і розподіл "псевдо" векторів щільності струму, значення компонент яких визначають у вигляді значень просторових похідних магнітного поля по осях координат, ортогональних по відношенню до напрямку осі градієнтометра. У способі-аналогу не використовуються алгоритми розв'язання оберненої задачі магнітостатики, що призводить до істотного зниження точності визначення просторової конфігурації джерела кардіомагнітного сигналу і є недоліком зазначеного способу.

Як найближчий аналог (найбільш близький до способу, що заявляється) вибраний спосіб магнітометричного дослідження міокарда [Патент України UA 104073, СПОСІБ ОЦІНКИ СТУПЕНЯ УШКОДЖЕННЯ МІОКАРДА НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ЗМІН У ЧАСІ ПОКАЗНИКІВ ЩІЛЬНОСТІ СТРУМУ, А61В 5/02, А61В 5/0436, А61В 5/0452 (2006.01), Дата, з якої є чинними права на винахід: 25.12.2013; Публікація відомостей про видачу патенту: 25.12.2013, бюл. № 24].

Для досліджуваного пацієнта проводять магнітокардіографічне обстеження за описаним вище алгоритмом. Потім для кожного моменту часу усередненого кардіокомплексу реконструюють карти розподілу щільності струму у фронтальній площині. Для цього вибирають

місце розташування площини, яка паралельна площині вимірювань і є січною по відношенню до серця. У площині передбачуваного джерела поля вибирають місце розташування вузлів прямокутної решітки. Після цього вирішують обернену задачу магнітостатики в наступній постановці: по відомим в площині вимірювань значенням вихідного сигналу СКВІД

5 градієнтметра потрібно визначити вектори щільності струму в точках площини джерела. Потім, використовуючи алгоритм розв'язання оберненої задачі, обчислюють амплітуди векторів щільності струму в кожній карті протягом всього кардіокомплексу. На наступному етапі ділять комплекс QRS на 4 підінтервали, які описують деполяризацію міжшлуночкової перегородки, передньої стінки й верхівки лівого шлуночка, бічної стінки лівого шлуночка, базальних відділів міокарда. На заключному етапі обчислюють кількісні показники карт і

10 узагальнений бальний критерій і за отриманими результатами визначають просторовий розподіл джерела магнітокардіосигналу. А саме: обчислюють сумарний струм для кожної карти протягом кардіокомплексу; будують криву залежності сумарного струму на інтервалі ST-T; обчислюють криві сумарного струму для 4-х підінтервалів комплексу QRS та 4 відношення їх

15 тривалості до нормальних, відомих з електрофізіології значень.

Однак, реалізація описаної послідовності операцій способу – найближчого аналога має істотні обмеження на точність і надійність магнітометричного дослідження міокарда.

У способі – найближчому аналозі вектори щільності струму розташовані в площині, яка паралельна площині вимірювань і знаходиться на фіксованій відстані 10 см. Однак відомо, що

20 відстань від активної зони міокарда до площини спостереження змінюється як від пацієнта до пацієнта в залежності від антропологічних параметрів пацієнта, так і для кожного пацієнта залежно від досліджуваних моментів часу усередненого кардіокомплексу, що підтверджує спосіб, де наявність змін глибини ефективного дипольного джерела кардіомагнітного сигналу на ділянці ST-T реполяризації шлуночкової системи серця використовують для дослідження

25 пацієнтів з ішемічними ушкодженнями міокарда [US Patent WO 02/17769, A2, Ischemia identification, quantification and partial localization in MCG, A61B, Date of Patent: March 07, 2002].

На фіг. 1-3 наведено результати чисельного моделювання, які показують, що використання фіксованого значення відстані між площинами вимірювань і джерела призводить до істотного зниження точності і достовірності визначення просторової конфігурації джерела

30 кардіомагнітного сигналу і точності магнітометричного дослідження міокарда.

На фіг. 1а показана задана просторова конфігурація плоскої системи струмів. Для цього розподілу обчислювалося значення вихідного сигналу аксіального СКВІД градієнтметра в 6×6 вузлах прямокутної решітки вимірювань з кроком 40 мм. Точки спостереження послідовно розташовувалися в площинах  $z=80$ ,  $z=100$ ,  $z=120$ ,  $z=180$  мм, що відповідає характерним

35 розмірам серця людини і характерним відстаням від площини вимірів до активної зони міокарда. Процедура розв'язання оберненої задачі була реалізована для значень відстані 80, 100, 120 або 180 мм, а також в припущенні, що відстань до джерела фіксована і становить 100 мм, що відповідає способу – найближчому аналогу. Початкові (задані) значення амплітуди вектора щільності струму в точках прямої  $x=y$  показано на фіг. 1б. Розташування прямої  $x=y$  показано

40 суцільною лінією на фіг. 1а. Розподіли значень амплітуди вектора щільності струму, обчислені для заданої (80, 100, 120, 180 мм) і фіксованої (100 мм) відстані між площинами, показані на фіг. 2б і фіг. 3а, б, відповідно. Отримані результати показують, що використання способу – найближчого аналога може привести до втрати суттєвої інформації про джерело кардіомагнітного сигналу, наприклад, на відстані 180 мм результати показують одну активну

45 область міокарда - розподіл має один глобальний максимум в точках, де заданий розподіл амплітуди вектора щільності струму має локальний мінімум.

Кількісні оцінки систематичних похибок, що виникають при застосуванні способу – найближчого аналога, можна отримати за допомогою розв'язання прямої задачі магнітостатики: за відомим просторовим розподілом векторів щільності струму, взаємного розташування точок

50 спостереження і векторів щільності струму і конфігурації трансформатора магнітного потоку СКВІД градієнтметра потрібно в кожній точці спостереження обчислити значення вихідного сигналу СКВІД градієнтметра в припущенні, що джерелом магнітного поля є зазначена плоска система струмів. Так, значення похибки між виміряним і обчисленим розподілами магнітного поля, пов'язаної з наявністю магнітної завади в результатах вимірювань, може становити до

55 20 %. Разом з тим використання в способі – найближчому аналозі фіксованого значення координати площині джерела може привести до істотного збільшення похибки, як показують результати на фіг. 1 похибка може становити до 100 %, що може привести до недостовірних результатів аналізу кардіомагнітного сигналу.

Реалізація способу – найближчого аналога передбачає обчислення і аналіз інтегральних

60 значень амплітуди вектора щільності струму. При цьому інтегральні значення обчислюють як

векторну суму векторів щільності струму для всієї площини джерела (для всіх напрямків вектора щільності струму), так і векторну суму для кожного з чотирьох виділених підінтервалів. Оскільки точки вимірювання розташовані в немагнітному, непровідному однорідному просторі (в повітрі), то для вектора магнітної індукції  $B$  справедливі однорідні рівняння Максвелла:

$$\text{rot} B = 0, \text{div} B = 0 \quad (1)$$

Звідси випливає, що силові лінії магнітного поля замкнені: інтеграл вектора магнітної індукції в довільній площині простору поза об'ємом джерела магнітного поля дорівнює нулю. Крім цього, це означає, що умова замкнутості має виконуватися також і для векторів щільності струму  $J$ :

$$\text{div} J = 0 \quad (2)$$

Ця умова означає, що векторна сума векторів щільності струму по всій площині джерела поля буде істотно відрізнятися від векторної суми векторів щільності в точках спостереження безпосередньо над зоною активності міокарда або в безпосередній близькості до зазначеної зони. Це призводить до того, що точність магнітометричного дослідження міокарда істотно знижується. Так, наприклад, для просторової конфігурації системи струмів в наведеному вище чисельному прикладі (див. фіг. 1) знайдемо інтегральне значення векторів щільності струму по всій площині - прийнемо це інтегральне значення за 100 %. Потім знайдемо максимальне по всій площині значення амплітуди вектора щільності струму. Виділимо точки площини, які розташовані безпосередньо над активною зоною міокарда, наступним чином: виділимо точки, де амплітуда вектора щільності струму більше половини ( $\xi=0.5$ ) і/або чверті ( $\xi=0.25$ ) від максимального значення. Тоді інтегральне значення по точках з значеннями рівня  $\xi=0.5$  і  $\xi=0.25$  становить 45 і 64 %, відповідно, що і дає оцінки точності магнітометричного дослідження.

В основу корисної моделі поставлена технічна задача підвищити точність та надійність магнітометричного дослідження міокарда.

Поставлена технічна задача вирішується тим, що в способі магнітометричного дослідження міокарда за отриманими значеннями вихідного сигналу градієнтметра в кожній точці спостереження визначають значення вектора магнітної індукції і його просторових похідних першого і другого порядку, визначають просторову конфігурацію джерела магнітного поля у вигляді системи незалежних дипольних джерел, які розташовані в об'ємі серця, для кожного дипольного джерела обчислюють значення магнітного поля в кожній точці спостереження, обчислюють значення похибки між виміряним і обчисленим розподілами магнітного поля, вибирають дипольне джерело з найменшим значенням похибки і його місце розташування і вектор магнітного моменту використовують як параметри ефективного дипольного джерела, вибирають значення координат ефективного дипольного джерела як координати площини джерела, яка паралельна площині вимірювання і перетинає серце, за результатами реконструкції просторової конфігурації джерела кардіомагнітного сигналу визначають значення вектора магнітної індукції, його перших просторових похідних і вихідного сигналу аксіального градієнтметра другого порядку, створеного джерелом сигналу в кожній точці спостереження, і значення похибки між вимірюваними та обчисленими розподілами магнітного поля, за отриманими значеннями оцінюють рівень достовірності аналізу магнітокардіосигналу для кожного моменту часу кардіокомплексу, виділяють чотири діапазони напрямку вектора щільності струму, діапазони не мають точок перетину, для кожного діапазону для кожної точки кардіокомплексу обчислюють сумарне значення амплітуди вектора щільності струму по всіх точках площини джерела, за отриманими значеннями визначають зміну в часі просторового розподілу джерела кардіомагнітного сигналу.

У кожній точці спостереження реєструється значення вихідного сигналу  $\Psi$  аксіального градієнтметра, для якого відомі (задані) конструктивні параметри і просторова конфігурація трансформатора магнітного потоку. Оскільки точки спостереження розташовані в площині, то за допомогою процедур двовимірної інтерполяції і гладкого заповнення даних можна визначити значення вихідного сигналу  $\Psi$ , наприклад, в  $N \times N$  вузлах прямокутної більш дрібної рівномірної решітки з заданим кроком (Примин М.А., Недайвода І.В. Алгоритм интерполяции магнитометрических данных при исследовании магнитного поля сердца человека, УсиМ. - 2006. - № 3. - С. 22-31). Тоді за отриманими значеннями в кожному з вузлів прямокутної решітки визначають значення складових вектора магнітної індукції, його перших і других просторових похідних за допомогою алгоритму на основі методу двовимірного інтегрального перетворення Фур'є (М.А. Примин, І.В. Недайвода, Спосіб визначення місцезнаходження об'єкта. Патент на корисну модель № 116119, 10.05.2017 р., бюл. № 9, 2017).

Далі за отриманими значеннями вектора магнітної індукції і його просторових похідних в кожному вузлі прямокутної плоскої решітки потрібно визначити місце розташування зазначеного вузла в системі координат, пов'язаної з джерелом магнітного поля. Реалізація зазначеної

процедури заснована на методі власних векторів (Гуменюк-Сычевский В.И. Примин М.А., Недайвода И.В., Математическая модель и алгоритмы измерений в задаче локализации дипольного источника, "Электронное моделирование". - 1992. - Т. 14, № 5. - С. 78-84). А саме: у немагнітному непровідному однорідному середовищі (у повітрі) виконуються однорідні рівняння Максвелла (1); тому тензор перших просторових похідних вектора магнітної індукції симетричний і його слід дорівнює нулю; власні значення зазначеного тензора дійсні та відмінні; нормовані власні вектори зазначеного тензора утворюють ортогональний базис; в "новій" системі координат значення напрямних косинусів дипольного джерела визначаються за допомогою аналітичних (алгебраїчних) співвідношень; після чого за допомогою алгебраїчних співвідношень переходу обчислюють значення напрямку на об'єкт у заданій (лабораторній) системі координат. У зазначеному вище джерелі літератури в явному вигляді наведена схема перетворення даних, співвідношення для обчислень, а також отримані оцінки виникаючих похибок. Оскільки використовуються точні (аналітичні) співвідношення, то при прямих вимірюваннях просторових похідних вектора магнітної індукції похибка прагне до нуля (отримані точні значення напрямних косинусів), в інших випадках похибка визначається тільки похибками вхідних даних. За вимірюванням значенням вектора магнітної індукції  $B$  і напрямку на точку розташування об'єкта обчислюють - по аналітичним (алгебраїчним) співвідношенням - значення відстані до джерела магнітного поля.

Реалізація процедури розв'язання оберненої задачі для кожного з  $N \times N$  вузлів решітки дає систему  $Q$  ( $Q < N \times N$ ) магнітних диполів, для яких визначені місце розташування, наприклад, радіус-вектор  $\rho_i$ , і вектор магнітного моменту, наприклад,  $M_i$ . Припустимо, що джерелом магнітного поля є магнітний диполь  $(\rho_i, M_i)$ . Тоді значення вектора магнітної індукції  $B(\rho_i, M_i)$  в довільній точці спостереження з радіус-вектором  $r_j$  ( $j=1, N \times N$ ) можна визначити наступними співвідношеннями:

$$B(r_j) = \frac{\mu_0}{4\pi} \frac{3M_i(r_j - \rho_i)(r_j - \rho_i) - M_i(r_j - \rho_i)^2}{(r_j - \rho_i)^5}, \quad (3)$$

де  $\mu_0 = 4\pi \cdot 10^{-7} \frac{\text{Гн}}{\text{м}}$  - магнітна константа. За допомогою алгебраїчних співвідношень, аналогічних (3), можна в довільній точці спостереження обчислити значення перших  $\frac{\partial B}{\partial r}(\rho_i, M_i)$  і

других просторових похідних вектора магнітної індукції. Алгоритм обчислень значення вихідного сигналу  $\Psi(\rho_i, M_i)$  градієнтметра по відомим параметрам трансформатора магнітного потоку (радіусу витків, схемою їх розташування в просторі і схемою включення в електричний ланцюг) заснований на алгоритмі чисельного інтегрування (Примин М.А., Недайвода И.В., Алгоритм обработки биомангнитных данных, "Электронное моделирование". - 1998. - Т. 20, № 1. - С. 103-113).

При цьому для кожного магнітного диполя є одна точка спостереження (вузол решітки), де значення  $\Psi(\rho_i, M_i)$ ,  $B(\rho_i, M_i)$ ,  $\frac{\partial B}{\partial r}(\rho_i, M_i)$  збігаються з результатами вимірювань (похибка прямує до нуля). Однак при аналізі всієї області спостереження ( $N \times N$  вузлів прямокутної решітки) є систематична похибка між результатами вимірювань і характеристиками магнітного поля диполя  $(\rho_i, M_i)$ . Для того, щоб кількісно оцінити її значення, для кожного магнітного диполя  $(\rho_i, M_i)$  обчислюємо значення наступного параметра:

$$\sum_{k=1, N} \sum_{m=1, N} \frac{B^2(r_{km})}{B^2(r_i)}, \quad (4)$$

який має сенс квадратичного функціоналу похибки між розподілами вимірюваних і обчислених значень вихідного сигналу градієнтметра. За отриманими результатами визначають магнітний диполь  $(\rho_W, M_W)$ , для якого квадратичний функціонал похибки (4) має мінімальне значення, і тим самим визначають місце розташування і вектор магнітного моменту ефективного дипольного джерела кардіомагнітного сигналу як  $\rho_W$  і  $M_W$ , відповідно. Застосування запропонованого способу забезпечує високу точність і достовірність локалізації ефективного дипольного джерела: значення квадратичного функціоналу похибки (4) не перевищує 1,5 % для фокальних джерел в серці.

Просторову конфігурацію системи  $N$  магнітних диполів і параметри ефективного дипольного джерела визначають для кожного моменту часу досліджуваного інтервалу кардіокомплексу. Так, наприклад, на фіг. 2 показані результати застосування способу для двох послідовних вимірювань кардіомагнітного сигналу пацієнта, у якого стандартними інструментальними

методами не встановлено порушень діяльності серця ("норма"). У першому вимірюванні використовувалася стандартна схема: площа вимірювань розташована на мінімально можливій відстані від грудної клітини пацієнта. У другому вимірюванні СКВІД градієнтметр був розташований в площині, що зміщена на 45 мм у напрямку OZ (уздовж осі градієнтметра). На фіг. 4 у вигляді графіків показані розподіли значень z-ої координати ефективного дипольного джерела (відстані до площини спостереження) для 100 рівнодистантних (з кроком 1 мсек) моментів часу на ділянці деполяризації шлуночкової системи серця (інтервал QRS). При цьому як опорний (нульовий) вибраний момент часу, який відповідає максимуму ділянки деполяризації (вузлова точка R). Наведені на фіг. 4 результати показують, що практично на всьому інтервалі деполяризації шлуночкової системи серця в обох вимірюваннях значення відстані від площини вимірювання до активної зони міокарда змінюються синхронно, при цьому різниця значень вказаної відстані в першому і другому вимірюваннях практично відповідають заданому зміщенню (45 мм).

Таким чином, пропонується спосіб дозволяє з високою точністю і достовірністю визначити за результатами магнітних вимірів значення відстані від активної зони міокарда до площини вимірювання (глибина) для кожного вибраного моменту часу кардіокомплексу. Тоді площа, яка паралельна площині вимірювань і розташована на вказаній відстані, є січною по відношенню до серця і проходить через область простору, яка в досліджуваній момент часу є джерелом кардіомагнітного сигналу (зона активності міокарда). Виділимо в площині джерела  $N \times N$  вузлів прямокутної рівномірної решітки і будемо вважати, що в кожному з  $N \times N$  вузлів розташований вектор щільності струму  $j(k, m) = (j_x, j_y, 0)$ . Тоді потрібно визначити значення складових векторів щільності струму  $(j_x, j_y, 0)$  в кожному вузлі решітки в площині джерела по відомому місцю розташування точок спостереження, конструкції трансформатора магнітного потоку градієнтметра і значенням вихідного сигналу градієнтметра в  $N \times N$  вузлах. Алгоритм процедури відновлення плоскої системи струмів заснований на подвійному інтегральному перетворенні Фур'є (М.А. Примин, І.В. Недайвода, Метод и алгоритм восстановления пространственной конфигурации векторов плотности токов в магнитокардиографии, "Кибернетика и системный анализ". – 2017. - Т. 53, № 3. - С. 180-192). А саме: вектор магнітної індукції  $B(r)$  в точці  $r$  немагнітного непровідного однорідного простору (в повітрі) визначається законом Біо-Савара:

$$B(r) = \frac{\mu_0}{4\pi} \int_V \frac{j(r') \times (r - r')}{|r - r'|^3} dV, \quad (5)$$

де  $j(r')$  - вектор щільності струму в точці  $r'$ ; в довільній точці площини спостережень виконуються однорідні рівняння Максвелла (1); хвильові вектори можуть бути вибрані як ортогональний базис; в "новій" системі координат значення Фур'є-образу вихідного сигналу градієнтметра можуть бути обчислені за допомогою алгебраїчних співвідношень переходу; в "хвильовій площині" значення Фур'є-образів вектора магнітної індукції і його просторових похідних першого і другого порядку визначаються за допомогою аналітичних (алгебраїчних) співвідношень по відомій конструкції трансформатора магнітного потоку градієнтметра; в тих же точках "хвильової площини" значення Фур'є-образів складових вектора щільності струму визначаються за допомогою аналітичних (алгебраїчних) співвідношень за відомим значенням відстані до площини спостереження; після чого за допомогою алгебраїчних співвідношень зворотного переходу обчислюють значення векторів щільності струму в заданій (лабораторної) системі координат. У зазначеному вище джерелі літератури в явному вигляді наведена схема перетворення даних та співвідношення для обчислень.

Отримані результати обчислення просторової конфігурації розподіленого в просторі (в площині) джерела кардіомагнітного сигналу далі використовуються для просторового аналізу джерела кардіомагнітного сигналу. Тому на цьому етапі істотною інформацією є оцінка ступеня відповідності між виміряним розподілом магнітного поля і розподілом векторів щільності струму. Виходячи з цього, спосіб передбачає реалізацію кількісних методів оцінки значень систематичної похибки: для кожного заданого моменту часу кардіоциклу обчислюють розподіл вихідного сигналу градієнтметра по співвідношенням (5), а потім обчислюють значення квадратичного функціоналу похибки (4) між розподілами виміряних і обчислених значень вихідного сигналу градієнтметра. За отриманими значеннями квадратичного функціоналу похибки оцінюють рівень достовірності аналізу магнітокардіосигналу для заданого моменту часу кардіокомплексу.

Покажемо результати роботи алгоритму на двох прикладах: магнітокардіограмі пацієнта, у якого стандартними інструментальними методами не встановлено порушень діяльності серця ("норма", див. фіг. 4), і магнітокардіограмі пацієнта, у якого цими ж методами встановлена

ішемічна хвороба серця ("ІХС"). Результати вимірювань кардіомагнітного сигналу для 100 рівнодистантних (з кроком 1 мсек) моментів часу на ділянці деполяризації шлуночкової системи серця (інтервал QRS) показані для запису "норма" на фіг. 5а і для запису "ІХС" на фіг. 6а, відповідно. При цьому як опорний (нульовий) вибраний момент часу, який відповідає максимуму ділянки деполяризації (вузлова точка R). Результати обчислень магнітного поля, створеного плоскою системою струмів в тих точках спостереження для тих же моментів часу показані для запису "норма" на фіг. 5б і для запису "ІХС" на фіг. 6б, відповідно. Розподіл значень квадратичного функціоналу похибки (4) для плоскої системи струмів показані у вигляді графіків на фіг. 7. Отримані результати показують, що систематична похибка опису результатів кардіомагнітних вимірювань за допомогою знайденої за пропонуванням способом плоскої системи струмів не перевищує 5 % на всьому досліджуваному часовому інтервалі.

За отриманими значеннями розподілу векторів щільності струму в площині визначають значення інтегральних параметрів, які кількісно описують потужність джерела кардіомагнітного сигналу, його розподіл в просторі і динаміку змін у часі. Для цього в площині джерела виділяють чотири вектори  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$  одиничної довжини. При цьому одиничний вектор  $\theta_1$  спрямований під кутом +150 градусів по відношенню до осі ОХ лабораторної системи координат, що відповідає напрямку вектора щільності струму для моменту часу, що збігається з вузловою точкою "Q" кардіокомплексу для пацієнта в "нормі". Одиничний вектор  $\theta_2$  спрямований під кутом 40 градусів по відношенню до осі ОХ лабораторної системи координат, що відповідає напрямку вектора щільності струму для моменту часу, розташованого за 10 мсек до вузлової точки "R" кардіокомплексу для пацієнта в "нормі". Одиничний вектор  $\theta_3$  спрямований під кутом 50 градусів по відношенню до осі ОХ лабораторної системи координат, що відповідає напрямку вектора щільності струму для моменту часу розташованого за 10 мсек після вузлової точки "R" кардіокомплексу для пацієнта в "нормі". Одиничний вектор  $\theta_4$  спрямований під кутом +220 градусів по відношенню до осі ОХ лабораторної системи координат, що відповідає напрямку вектора щільності струму для моменту часу, що збігається з вузловою точкою "S" кардіокомплексу для пацієнта в "нормі". Потім для кожного одиничного вектора  $\theta_1, \theta_2, \theta_3, \theta_4$  задають діапазон варіації (зміни): від 80 до 200 градусів; від -30 до 95 градусів; від -30 до 95 градусів; від -180 до -30 градусів, відповідно. Зазначені значення використовують для просторового аналізу значень вектора щільності струму в  $31 \times 31$  вузлах плоскої решітки для кожного заданого (досліджуваного) моменту часу кардіокомплексу. А саме: визначають напрямки вектора щільності струму в кожному вузлі з номером  $(i, j)$ ; якщо зазначений напрямки знаходиться в межах діапазону варіації одиничного вектора  $\theta_1$  (від 80 до 200 градусів), то обчислюють значення параметра  $\tau_1(i, j)$  як скалярний добуток вектора щільності струму і одиничного вектора; в іншому випадку параметр  $\tau_1(i, j)$  дорівнює нулю; знаходять інтегральне (за всіма  $31 \times 31$  вузлів) значення параметра в такий спосіб:

$$\tau_1 = \sum_{i=1}^{31} \sum_{j=1}^{31} \tau_1(i, j) \quad (6)$$

Аналогічно обчислюють інтегральні значення  $\tau_2, \tau_3$  і  $\tau_4$  для одиничних векторів  $\theta_2, \theta_3, \theta_4$ , відповідно.

Розглянемо далі результати роботи алгоритму на двох прикладах: магнітокардіограмі пацієнта, у якого стандартними інструментальними методами не встановлено порушень діяльності серця ("норма", див. фіг. 4, 5, 7), і магнітокардіограмі пацієнта, у якого тими ж методами встановлена ішемічна хвороба серця ("ІХС", див. фіг. 6, 7). Розподіл значень інтегральних параметрів для рівнодистантних (з кроком 1 мсек) моментів часу на ділянці деполяризації шлуночкової системи серця (інтервал QRS) показані для запису "норма" на фіг. 8 і для запису "ІХС" на фіг. 8б, відповідно.

Розподіл значень інтегрального параметра  $\tau_1$  показано на фіг. 8 у вигляді графіків і описує динаміку деполяризації міжшлуночкової перегородки. Розподіл значень інтегрального параметра  $\tau_2$  показано на фіг. 8 у вигляді графіків і описує динаміку деполяризації передньої стінки і верхівки лівого шлуночка. Розподіл значень інтегрального параметра  $\tau_3$  показано на фіг. 8 у вигляді графіків і описує динаміку деполяризації задньої стінки лівого шлуночка. Розподіл значень інтегрального параметра  $\tau_4$  показано на фіг. 8 у вигляді графіків і описує динаміку деполяризації базальних відділів міокарда. При цьому для запису "норма" результати просторового аналізу показують наступну послідовність; на початковому етапі  $\tau_1 > \tau_2 > \tau_3 > \tau_4$ , потім  $\tau_2 > \tau_1 > \tau_3 > \tau_4$ , потім  $\tau_2 > \tau_3 > \tau_1 > \tau_4$ , потім  $\tau_3 > \tau_2 > \tau_1 > \tau_4$ , потім  $\tau_3 > \tau_2 > \tau_4 > \tau_1$  і на заключному етапі  $\tau_4 > \tau_3 > \tau_2 > \tau_1$ . Результати просторового аналізу для запису "ІХС" показують іншу послідовність; на початковому етапі  $\tau_1 > \tau_2 > \tau_3$ , потім  $\tau_4 > \tau_1 > \tau_3$ , потім  $\tau_2 > \tau_3 > \tau_4 > \tau_1$ , потім



$\tau_4 > \tau_2 > \tau_1 > \tau_3$ , потім  $\tau_4 > \tau_1 > \tau_2 > \tau_3$ , на заключному етапі  $\tau_4 \approx \tau_1 > \tau_2 > \tau_3$ . Отримані результати для "норми" відповідають схемі розповсюдження хвилі деполяризації по шлуночковій системі серця. При цьому результати для "ІХС" істотно відрізняються від "норми", запропонований спосіб дозволяє отримати як якісні, так і кількісні оцінки зазначених відмінностей, що показує точність і

достовірність застосування запропонованого способу для магнітометричного дослідження міокарда.

Принципова схема пристрою, який реалізує запропонований спосіб, показана на фіг. 9.

Як приклад розглянемо результати чисельного моделювання реалізації запропонованого способу для результатів магнітометричних вимірювань на основі кардіокомплексу для пацієнта в "нормі". Припустимо, що для кардіокомплексу для пацієнта в "нормі" відомі (задані) чотири магнітних карти: розподілу значень вихідного сигналу СКВІД градієнтметра другого порядку в  $6 \times 6$  вузлах прямокутної плоскої решітки з кроком 40 мм по обидва напрямкам для моментів часу, які відповідають вузловим точкам "Q", "R-10 мсек", "R+10 мсек" і "S". Магнітні карти  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$  показані на фіг. 10а, б, в, г, відповідно, у вигляді ізоліній кардіомагнітного сигналу в режимі заповнення кольором проміжків між ізолініями. Виберемо 104 рівновіддалених моментів часу  $t_i, i=1, 104$  з кроком 1 мсек. Будемо вважати, що магнітна карта  $\Phi(t_i)$  в довільний момент часу  $t_i$  є арифметичною сумою магнітних карт  $\lambda_1, \lambda_2, \lambda_3, \lambda_4$ :

$$\Phi(t_i) = C_1(t_i)\lambda_1 + C_2(t_i)\lambda_2 + C_3(t_i)\lambda_3 + C_4(t_i)\lambda_4. \quad (7)$$

У властивості адитивності магнітного поля (7)  $C(t_i)$  - лінійні алгебраїчні коефіцієнти. Припустимо, що коефіцієнти  $C_2$  і  $C_3$  для магнітних карт  $\lambda_2$  і  $\lambda_3$  дорівнюють нулю для всіх моментів часу з номерами більше 52+31 і моментів часу з номерами 52-31, рівні 100 для моменту часу з номером 52 (половина інтервалу) і визначаються квадратичним функціоналом для всіх інших моментів часу. Коефіцієнти  $C_4$  для магнітної карти  $\lambda_4$  дорівнюють нулю для всіх моментів часу з номерами менше 52 (половина інтервалу), рівні 100 для моменту часу з номером 52+26 і визначаються квадратичним функціоналом для всіх інших моментів часу.

Чисельне моделювання було проведено для наступних варіантів. На першому етапі будемо припускати, що коефіцієнти  $C_1$  для магнітної карти  $\lambda_1$  дорівнюють нулю для всіх моментів часу з номерами більше 52 (половина інтервалу), рівні 100 для моменту часу з номером 26 (чверть інтервалу) і визначаються квадратичним функціоналом для всіх інших моментів часу. На другому етапі будемо припускати, що є порушення діяльності міокарда - коефіцієнти  $C_1$  для магнітної карти  $\lambda_1$  дорівнюють нулю для моментів часу з номерами 0, 52 і 104, рівні 100 для моментів часу з номерами 26 і 52+26, визначаються квадратичним функціоналом для всіх інших моментів часу.

Для кожної з 36 точок спостереження обчислимо значення вихідного сигналу градієнтметра за допомогою співвідношень (7). Часові ряди вихідного сигналу градієнтметра показані на фіг. 11а і фіг. 11б. Потім за отриманими значеннями в кожному з вузлів для кожного моменту часу обчислимо значення вектора магнітної індукції і його перших просторових похідних. І за отриманими значеннями обчислимо просторову конфігурацію джерела магнітного сигналу у вигляді  $N$  магнітних диполів. Для кожного магнітного диполя обчислимо значення квадратичного функціоналу похибок (4) і виберемо параметри диполя з мінімальним значенням зазначеної похибки в якості параметрів ефективного дипольного джерела. Потім виберемо місце розташування в просторі площини, яка паралельна площині вимірювань і розташована на відстані відповідно до значення "глибини" ефективного дипольного джерела. Потім обчислимо просторову конфігурацію джерела магнітного поля у вигляді системи плоских струмів (5). Для кожного моменту часу обчислимо значення вихідного сигналу градієнтметра в кожній точці спостереження в припущенні, що джерелом магнітного поля є плоска система струмів. Результати обчислень у вигляді графіків показані на фіг. 12а і фіг. 12б і практично збігаються з початковими (заданими) значеннями (фіг. 11а, фіг. 11б): значення похибки (4) не перевищує 2 %.

Для кількісного аналізу отриманих результатів визначимо значення інтегральних параметрів  $t_1, t_2, t_3, t_4$  для кожного моменту часу. Нормовані значення інтегральних параметрів в графічному вигляді показані на фіг. 13. При цьому розподіл інтегральних параметрів для першого випадку (одна область, де лінійні коефіцієнти для магнітної карти  $\lambda_1$  відмінні від нуля, фіг. 13а) практично відповідає аналогічним результатам для кардіокомплексу для пацієнта в "нормі" (див. фіг. 8). Розподіл інтегральних параметрів для другого випадку (дві області, де лінійні коефіцієнти для магнітної карти  $\lambda_1$  відмінні від нуля, фіг. 13б) істотно відрізняються від результатів для кардіокомплексу для пацієнта в "нормі" і відповідають заданим значенням.

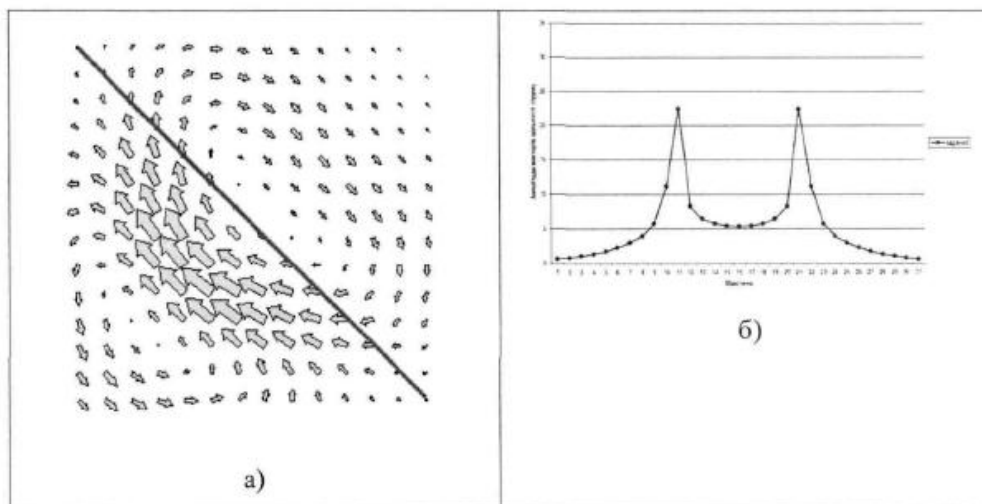
Таким чином, застосування запропонованого способу дозволяє підвищити точність та достовірність магнітометричного дослідження міокарда: в наведених результатах чисельного

моделювання значення похибки становить не більше 3 %. При цьому застосування запропонованого способу дозволяє отримати інформацію про розподіл у просторі джерела магнітного сигналу та кількісні оцінки інтегральних параметрів, які відображають зміни просторової конфігурації джерела кардіомагнітного сигналу.

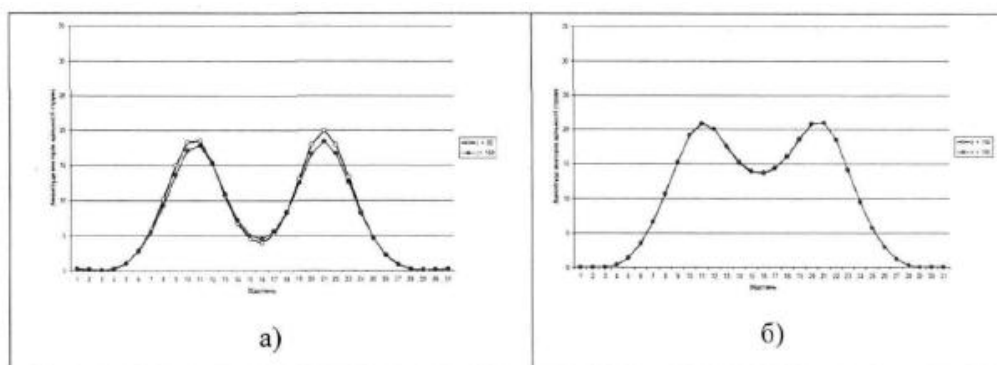
5

#### ФОРМУЛА КОРИСНОЇ МОДЕЛІ

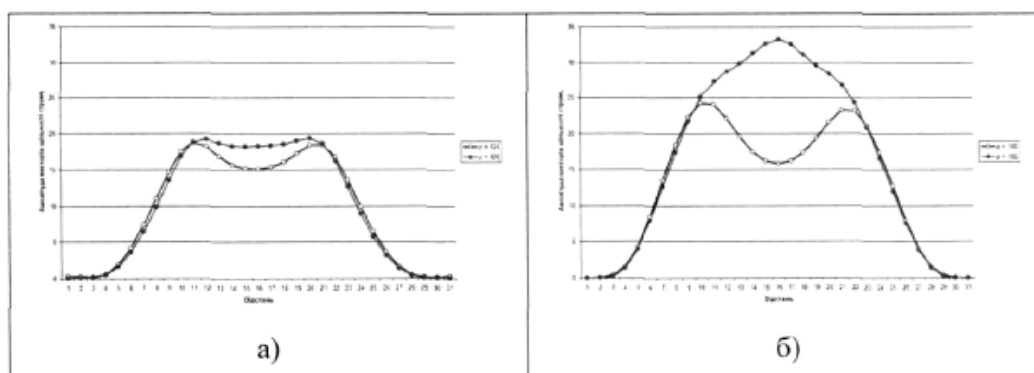
- 10 Спосіб магнітометричного дослідження міокарда, який полягає у тому, що вибирають місце розташування точок спостереження в площині, яка розташована в повітрі і не має точок перетину з серцем, в кожній точці спостереження розташовують одноканальний аксіальний градієнтметр другого порядку, напрямок осі градієнтметра збігається з напрямком нормалі до площини вимірів, реєструють значення вихідного сигналу градієнтметра в кожній точці
- 15 спостереження і за результатами вимірювань визначають значення характеристики магнітного поля, створеного серцем, визначають тривалість кардіокомплексу і місце розташування його вузлових точок, за отриманими результатами синхронізують результати вимірювань в кожній точці спостереження, для кожного моменту кардіокомплексу визначають місце розташування і вектор магнітного моменту ефективного дипольного джерела, вибирають місце розташування
- 20 точок в площині, яка паралельна площині спостереження і перетинає серце, визначають значення складових вектора щільності струму в кожній точці площини джерела, за отриманими результатами визначають просторовий розподіл джерела магнітокардіосигналу, який **відрізняється** тим, що за отриманими значеннями вихідного сигналу градієнтметра в кожній точці спостереження визначають значення вектора магнітної індукції і його просторових
- 25 похідних першого і другого порядку, визначають просторову конфігурацію джерела магнітного поля у вигляді системи незалежних дипольних джерел, які розташовані в об'ємі серця, для кожного дипольного джерела обчислюють значення магнітного поля в кожній точці спостереження, обчислюють значення похибки між вимірним і обчисленим розподілами магнітного поля, вибирають дипольне джерело з найменшим значенням похибки і його місце
- 30 розташування і вектор магнітного моменту використовують як параметри ефективного дипольного джерела, вибирають значення координат ефективного дипольного джерела як координати площини джерела, яка паралельна площині вимірювання і перетинає серце, за результатами реконструкції просторової конфігурації джерела кардіомагнітного сигналу визначають значення вектора магнітної індукції, його перших просторових похідних і вихідного
- 35 сигналу аксіального градієнтметра другого порядку, створеного джерелом сигналу в кожній точці спостереження, і значення похибки між вимірюваними та обчисленими розподілами магнітного поля, за отриманими значеннями оцінюють рівень достовірності аналізу магнітокардіосигналу для кожного моменту часу кардіокомплексу, виділяють чотири діапазони напрямку вектора щільності струму, діапазони не мають точок перетину, для кожного діапазону
- 40 для кожної точки кардіокомплексу обчислюють сумарне значення амплітуди вектора щільності струму по всіх точках площини джерела, за отриманими значеннями визначають зміну в часі просторового розподілу джерела кардіомагнітного сигналу.



Фиг. 1



Фиг. 2



Фиг. 3

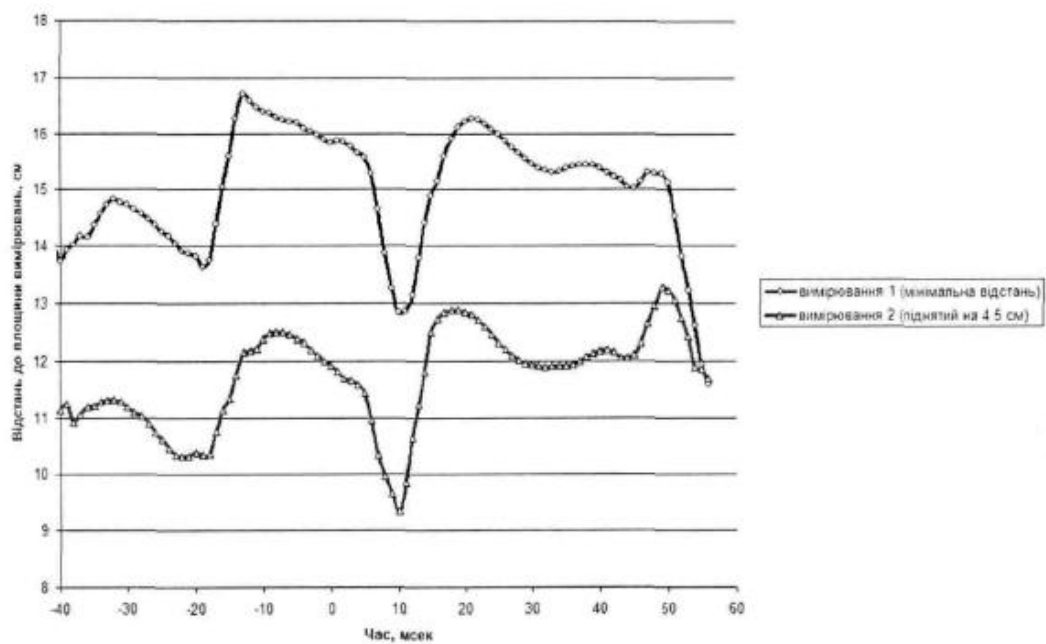


Fig. 4

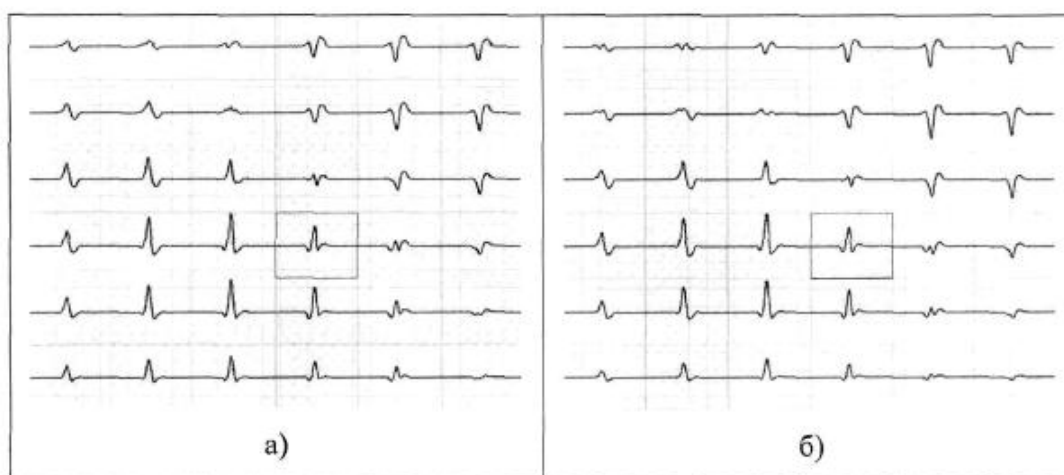
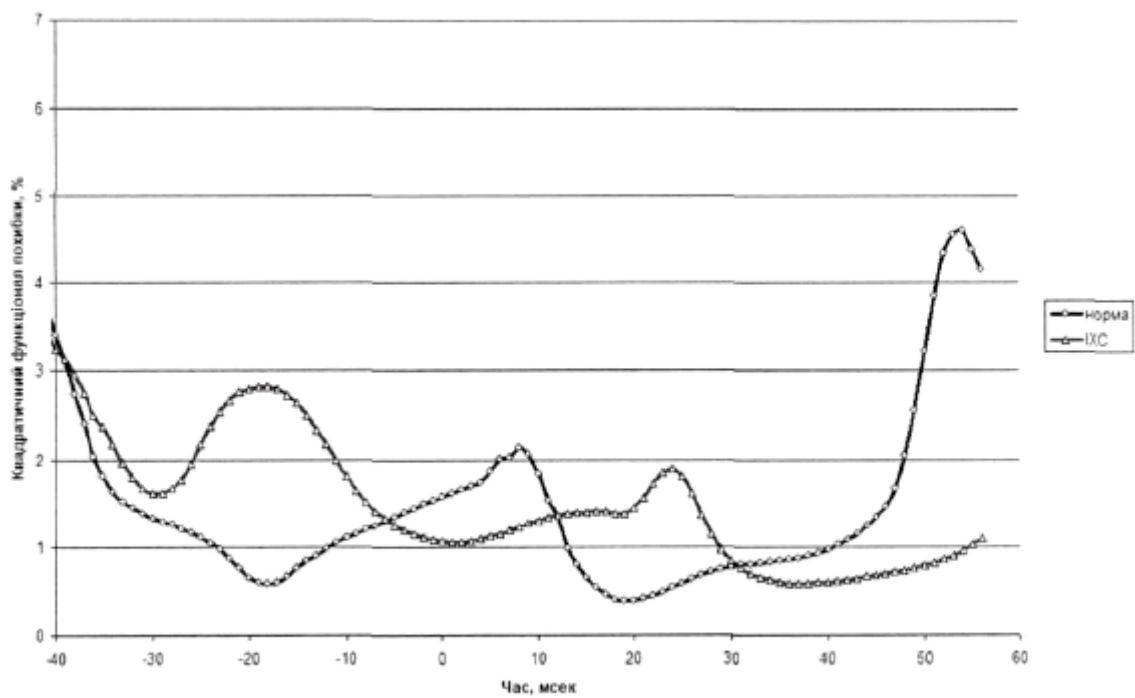


Fig. 5



Фиг. 6



Фиг. 7

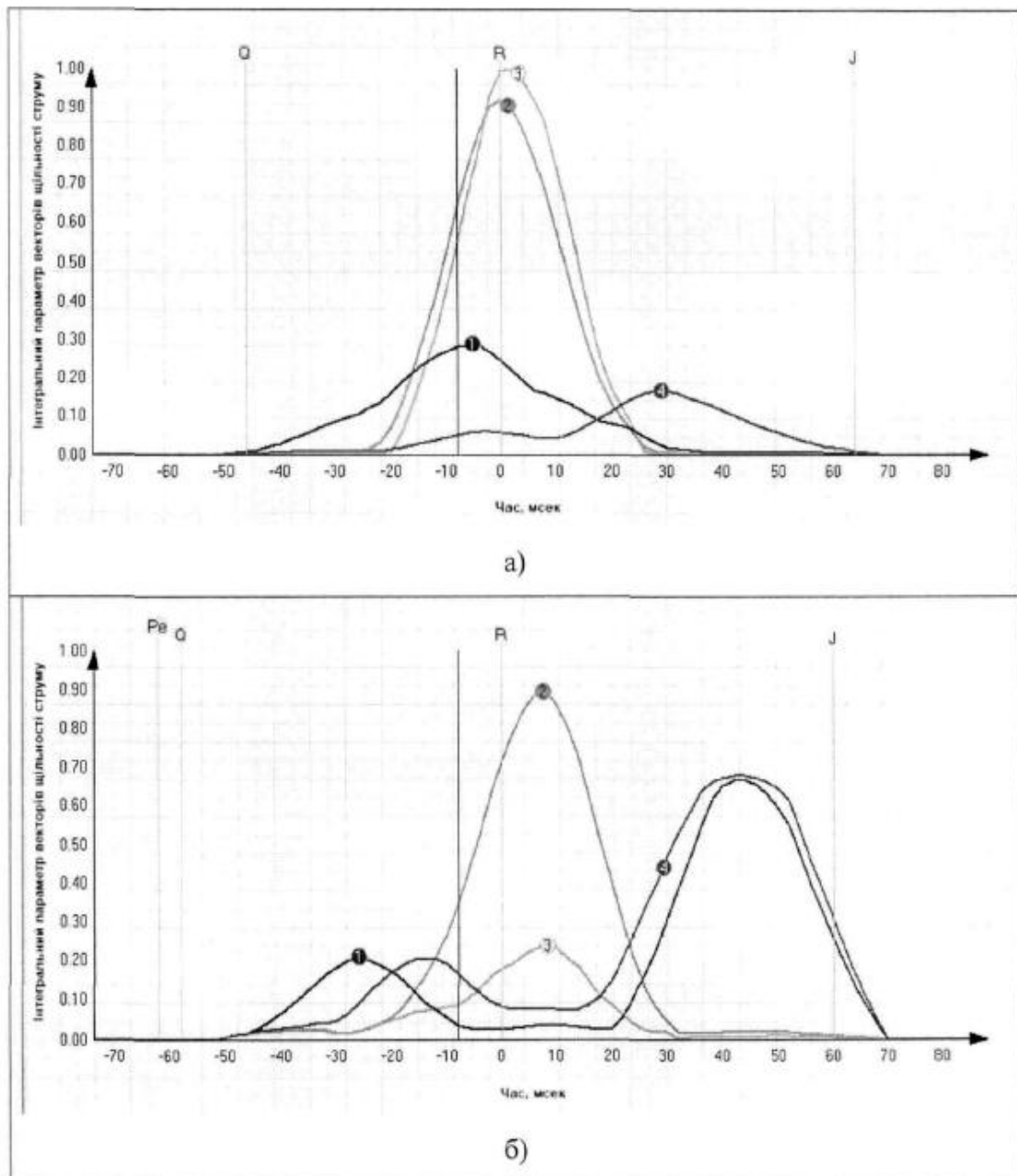
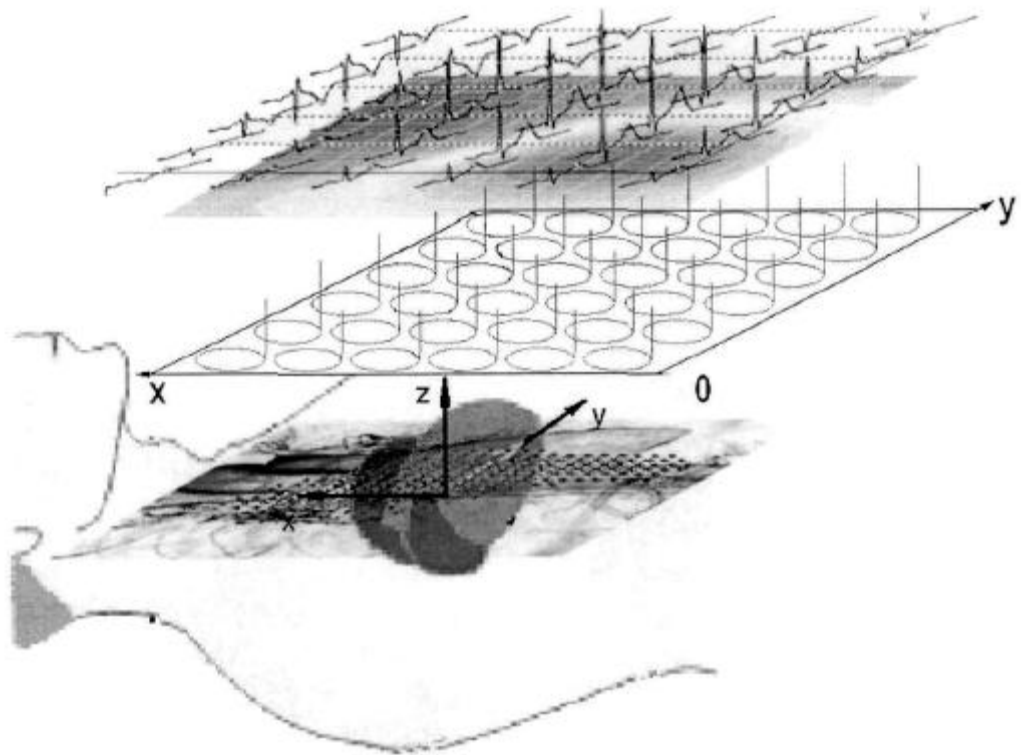
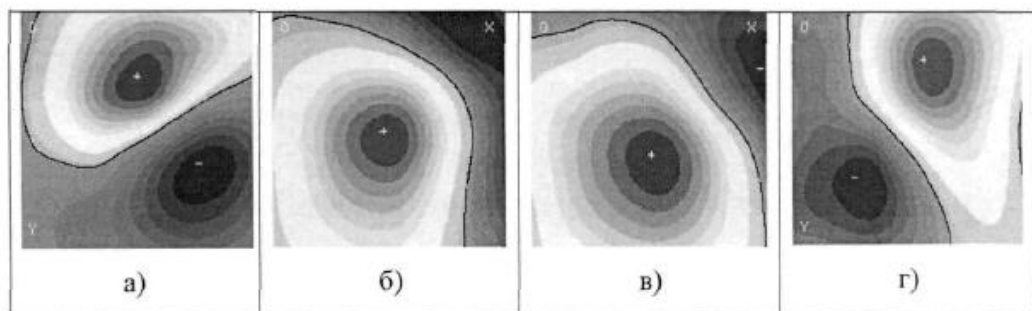


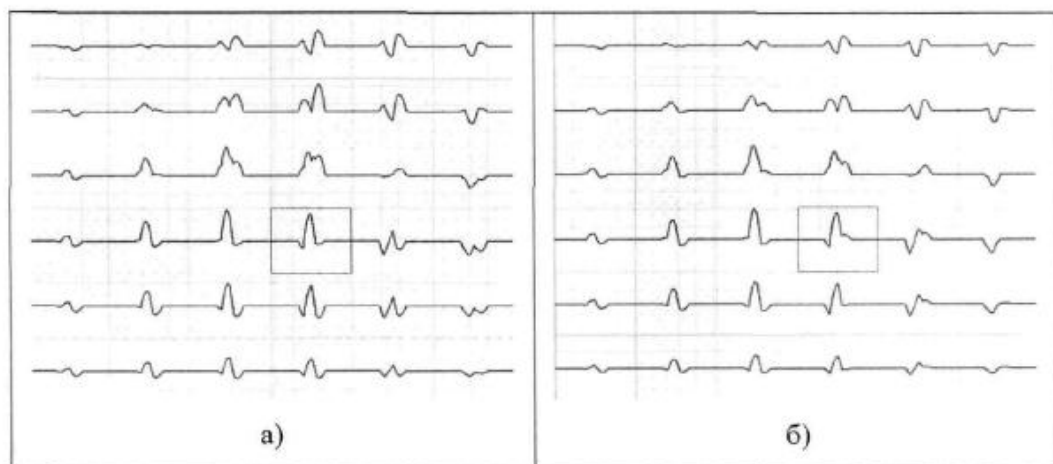
Fig. 8



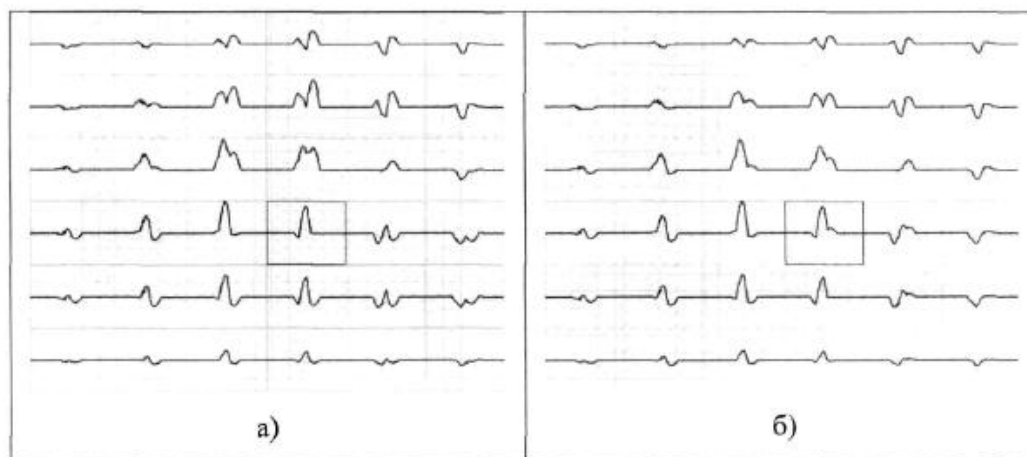
Фиг. 9



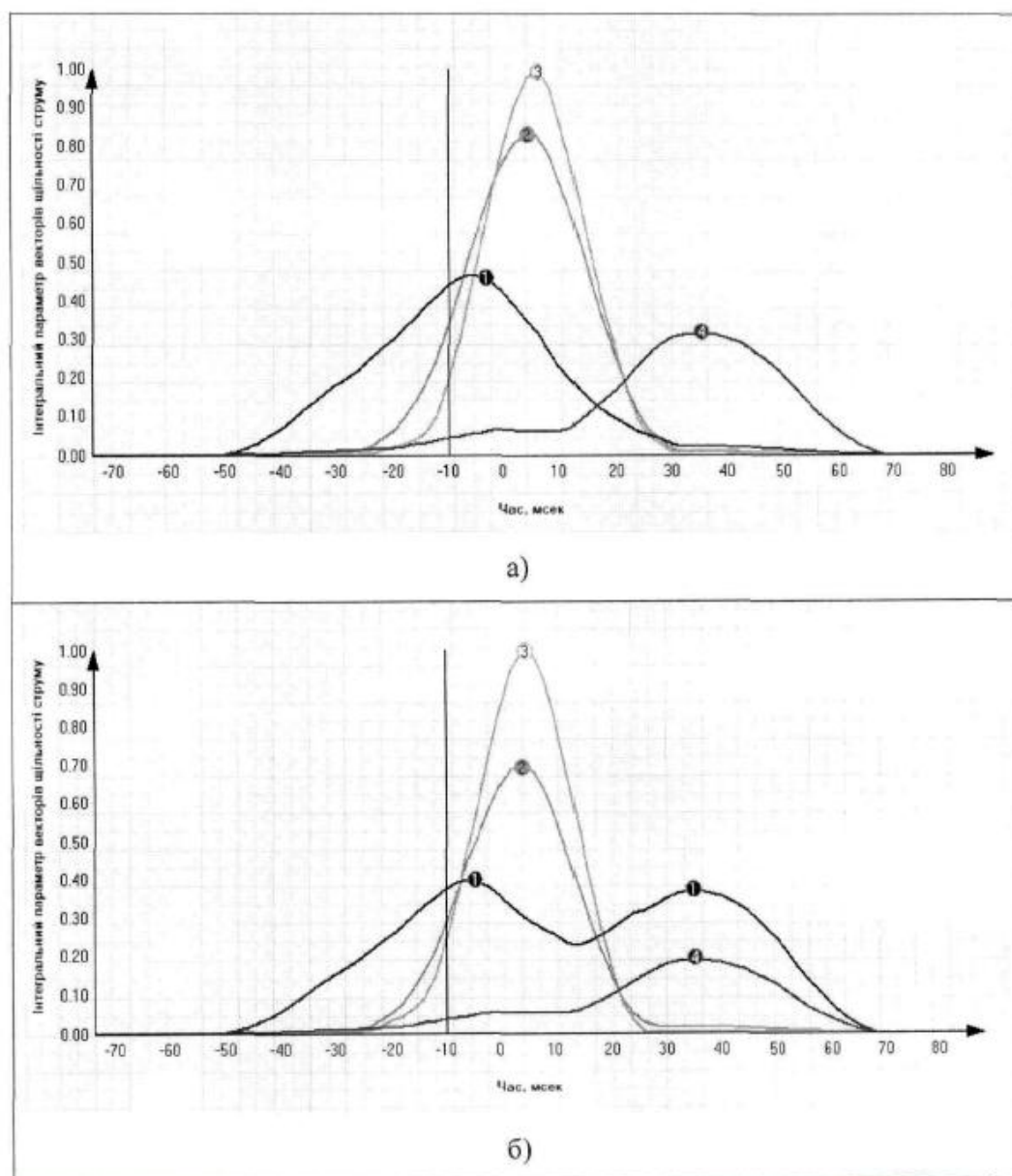
Фиг. 10



Фиг. 11



Фиг. 12



Фиг. 13



