

КІБЕРНЕТИКА та КОМП'ЮТЕРНІ ТЕХНОЛОГІЇ

Магнітокардіографія (МКГ) – один із перспективних методів для практичного впровадження для діагностики порушень у діяльності серця. Використання магнітометричних методів пов'язано значною мірою з розробкою та розвитком надчутливої магнітометричної апаратури на основі СКВІДів. У даній роботі розроблено новий алгоритм аналізу результатів безконтактного вимірювання кардіомагнітного сигналу в точках спостереження, розподілених у площині над грудною кліткою людини. Запропонований алгоритм не передбачає розв'язання оберненої задачі магнітостатики. При цьому результатам вимірювань ставиться у відповідність часовий ряд значень сигналу – «магнітокардіографічне відведення» (МКГ відведення). Результати застосування методу при вирішенні задачі класифікації магнітокардіограми показують високу чутливість, специфічність і стійкість запропонованого алгоритму аналізу МКГ. Представлені нові алгоритми.

Ключові слова: магнітокардіографія, просторовий аналіз, СКВІД градієнтометр.

© М.А. Прімін, І.В. Недайвода, 2024

УДК 681.32+537.8

DOI:10.34229/2707-451X.24.4.6

М.А. ПРІМІН, І.В. НЕДАЙВОДА

АЛГОРИТМ ОЦІНЮВАННЯ КАРДІОМАГНІТНОГО СИГНАЛУ: «МАГНІТОКАРДІОГРАФІЧНЕ ВІДВЕДЕННЯ»

Вступ. Для діагностики порушень провідності шлуночкової системи серця та аритмій у клінічній практиці широко застосовують дослідження електричної активності серця людини за допомогою вимірювань розподілу електричних потенціалів на поверхні тіла (електрокардіограма ЕКГ, картування потенціалів електричного поля (BSPM)) [1]. В останні роки для діагностики порушень діяльності серця людини використовують також і магнітокардіографічні дослідження (магнітокардіографія, МКГ). Результати вимірювань і аналізу магнітного поля серця людини зареєстрованого в повітрі, над грудною кліткою пацієнта (магнітокардіограма – МКГ).

МКГ це метод неінвазивного, електрофізіологічного дослідження серця людини, який полягає у безконтактній реєстрації над грудною кліткою людини величин параметрів магнітного поля, що породжується електричною активністю міокарда протягом серцевого циклу, відновлення та аналізу просторово-часових характеристик електричних джерел в об'ємі міокарда знайдених після розв'язання оберненої задачі [2].

Використання магнітометричних методів для діагностики порушень у діяльності серця пов'язано значною мірою з розробкою та розвитком надчутливої магнітометричної апаратури на основі СКВІДів (SQUID-Superconducting QUantum Interference Device [3]).

Технологія та методики інтерпретації МКГ сигналів практично не знайомі великій кількості лікарів як на рівні «вихідних» даних, так і на рівні моделей, що використовуються для просторово-часового аналізу МКГ (джерело сигналу диполь; кілька фокусних джерел, розподілених як незалежні у тривимірному об'ємі серця; розподіл вектора щільності струмів у площині, що січе об'єм серця і паралельна площині вимірювань).

У даній роботі розроблено новий алгоритм аналізу результатів безконтактного вимірювання кардіомагнітного сигналу в точках спостереження, розподілених у площині над грудною кліткою людини. Запропонований алгоритм не передбачає розв'язання оберненої

задачі магнітостатики [4]. При цьому результатам вимірювань ставиться у відповідність часовий ряд значень сигналу – «магнітокардіографічне відведення» (МКГ відведення).

При побудові цієї інтегральної характеристики кардіомагнітного сигналу використано його просторові та часові властивості, які були знайдені під час аналізу статистично значимих груп кардіомагнітних записів (МКГ пацієнтів) для здорових волонтерів. Для реалізації методу розроблено процедури нормалізації та стандартизації положення вузлових точок та тривалостей відповідних часових інтервалів усереднених кардіоциклів. Розроблено алгоритм та критерії вибору точок спостереження для побудови розподілу інтегральної характеристики. На кожному етапі обробки даних проведено аналіз результатів, отриманих для статистично значущих груп реальних магнітокардіограм. Результати застосування методу при вирішенні задачі класифікації магнітокардіограми показують високу чутливість, специфічність і стійкість запропонованого алгоритму аналізу МКГ.

Пропонований алгоритм перетворення та попереднього аналізу результатів МКГ вимірювань дозволяє оцінити їх, наприклад, щодо «норми», медичному фахівцю, який не має досвіду обробки та інтерпретації МКГ даних. Наведено результати застосування алгоритму аналізу груп реальних МКГ записів. На їх основі отримано та сформульовано вирішувальні правила для автоматичної інтерпретації результатів вимірювань.

1. Алгоритм перетворення магнітокардіосигналу

1.1. Усереднені МКГ сигнали у кожній точці спостереження. Алгоритм кардіомагнітних вимірювань передбачає, що точками спостереження є розташовані в повітрі 6×6 вузлів плоскої прямокутної решітки з кроком 40 мм за взаємно перпендикулярними напрямками (координатні осі Ox та Oy). Розташування точок спостереження має прив'язку до анатомічних орієнтирів грудної клітки пацієнта. У кожній точці спостереження МКГ сигнал реєструють аксіальним СКВІД градієнтнометром другого порядку. Схема трансформатора магнітного потоку СКВІД градієнтнометра та значення його конструктивних параметрів для деяких магнітокардіографічних систем наведені у [4, 5]. Частота реєстрації кардіомагнітного сигналу фіксована та становить 1000 Гц. Тривалість реєстрації сигналу МКГ – це змінна величина і часто становить 30 або 60 секунд.

На першому етапі попередньої обробки виконується цифрова та адаптивна фільтрація сигналів, а також морфологічний аналіз синхронних МКГ та ЕКГ сигналів одного відведення. В результаті в кожній точці спостереження визначається кількість кардіоциклів та місце розташування у часі точки максимуму деполяризації шлуночкової системи серця (вузлова точка $\{R\}$ кожного кардіоциклу). За знайденими положеннями $\{R\}$ у кожній точці спостереження формують масив синхронізованих усереднених значень МКГ сигналу з фіксованою тривалістю (для тривалості 1 секунда розмірність масиву даних у кожній точці спостереження становить $N = 1000$). Як приклад на рис.1 показані усереднені кардіокомплекси для реальної МКГ пацієнта (чоловік, 21 рік; захворювань серця в анамнезі немає; вимірювання виконувались в умовах клініки, в неекранованому приміщенні). При цьому на рис.1,б, часові графіки кардіоциклів показані тільки для 14 точок спостереження, вибраних за результатами просторового аналізу МКГ даних для статистично значущої групи пацієнтів, у яких іншими методами підтверджено відсутність порушень діяльності серця («норма»). Крім того, на цьому рисунку показано візуальне відображення процедури підсумовування усереднених МКГ кардіоциклів у вибраних 14 точках спостереження та кінцевий результат підсумовування. Алгоритм та критерії вибору точок спостереження для побудови "МКГ відведення" описані в наступних розділах.

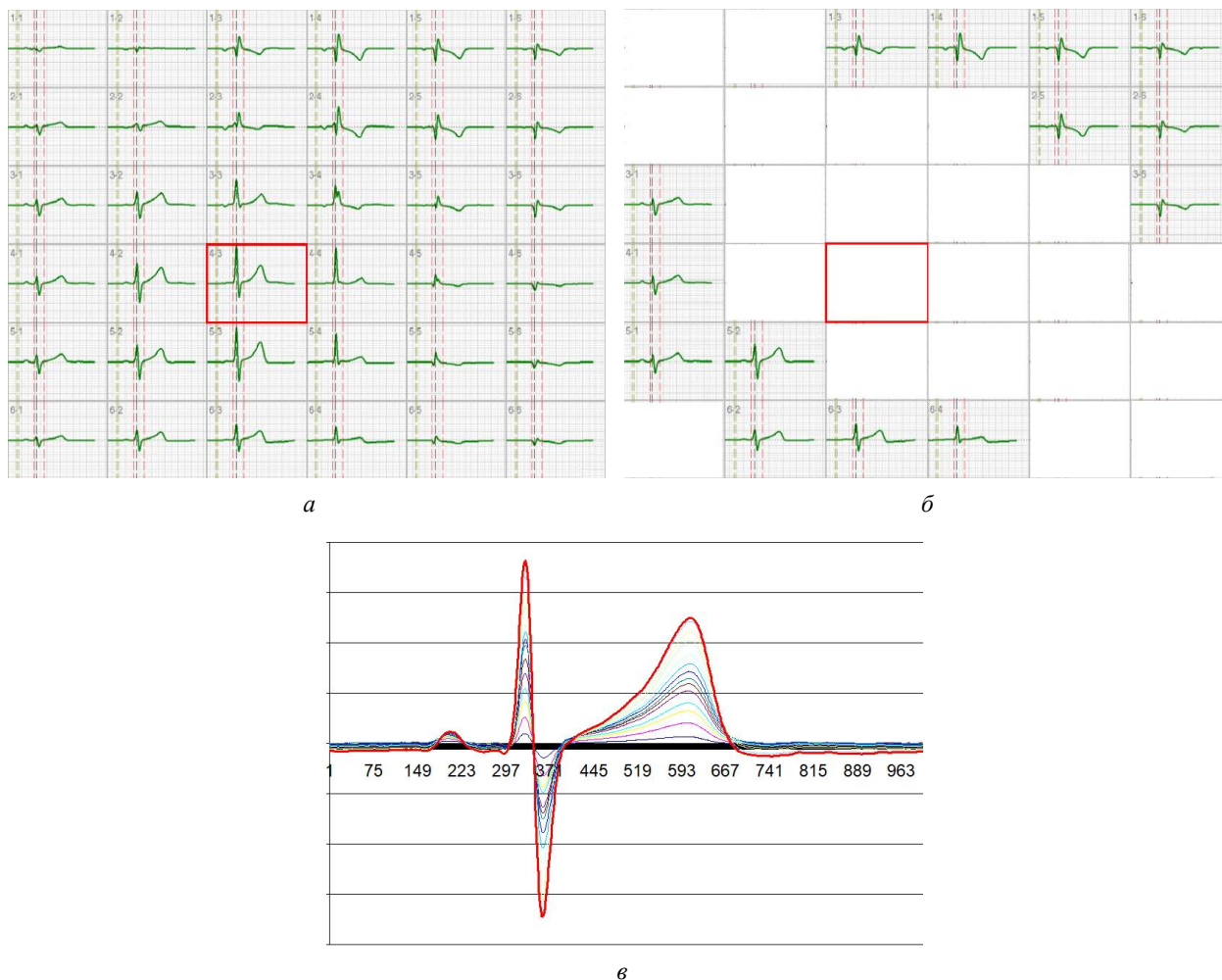


РИС. 1. Усереднені МКГ кардіокомплекси у точках спостереження

1.2. Алгоритм вибору точок спостереження для побудови "МКГ відведення". Об'єм вихідної інформації під час аналізу МКГ сигналу становить $N \cdot (6 \cdot 6 + 1)$ значень. У нашому випадку це 37 000 значень. Зрозуміло, що для коректної інтерпретації результатів вимірювань необхідно використовувати методи обчислення інтегральних параметрів сигналу. На цьому етапі використовуються лише МКГ записи першої групи (здорові волонтери). Для кожного МКГ запису за допомогою методів морфологічного аналізу визначимо місце розташування на осі часу вузлових точок $\{P\}$, $\{R\}$, $\{S\}$, $\{J\}$, $\{T\}$ і $\{Te\}$ усередненого кардіоциклу. Для кожної точки спостереження (вузла решітки вимірювань) обчислимо значення параметра θ наступним чином:

- $\theta = 1$, якщо у поточному вузлі решітки вимірювань:
 - є послідовність вузлових точок $\{P\}$, $\{R\}$ и $\{T\}$;
 - значення МКГ сигналу для зазначених вузлових точок відмінні від нуля і мають один і той самий знак;
- $\theta = 0$, в інших випадках.

Таким чином, точки з відмінним від нуля значенням параметра θ відповідають критерію пошуку при побудові «нормального» кардіоциклу, який часто використовують для морфологічного аналізу результатів вимірювань другого стандартного відведення ЕКГ:

у «нормальних» кардіокомплексів є послідовність піків $\{P\}-\{R\}-\{T\}$, при цьому амплітуда сигналу у зазначених вузлових точках відмінна від нуля і має одну фазу (всі три значення позитивні, або всі три значення негативні).

Обчислимо значення параметра θ для кожного вузла решітки кожного МКГ запису **першої групи**. Після чого для кожного вузла решітки обчислимо середнє (за групою) значення параметра θ та за отриманими результатами визначимо значення параметра ξ наступним чином:

- $\xi = +1$ для вузлів решітки вимірювань, де середнє значення параметра θ перевищує заданий рівень (0.85) і при цьому значення МКГ сигналу для вузлових точок $\{P\}-\{R\}-\{T\}$ позитивні;
- $\xi = -1$ для вузлів решітки вимірювань, де середнє значення параметра θ перевищує заданий рівень (0.85) і при цьому значення МКГ сигналу для вузлових точок $\{P\}-\{R\}-\{T\}$ негативні;
- $\xi = 0$ для інших вузлів решітки вимірювань.

У нашому випадку ми виділили таким чином 14 вузлів решітки вимірювань. Положення цих вузлів показано на рис.1,б. При цьому обсяг вихідної інформації при аналізі МКГ сигналу зменшився з 37000 до 14000 значень.

1.3. Алгоритм перетворення даних для досліджуваного МКГ запису. Для кожного моменту часу t_k ($k = 1, N$) обчислимо значення інтегрального параметра у вигляді алгебраїчної суми значень $\Phi(i, j, t_k)$ магнітного поля у вузлах решітки вимірювань

$$\delta(t_k) = \sum_{i=1}^6 \sum_{j=1}^6 \xi(i, j) \cdot \Phi(i, j, t_k). \quad (1)$$

Отримані значення унормуємо таким чином, щоби інтегральний параметр $\delta(t_k)$ дорівнював 1000 в момент часу, який відповідає вузловій точці усередненого кардіокомплексу. На наступному етапі виконується алгоритм синхронізації за часом $\delta(t_k)$, що дозволяє підвищити коректність просторового аналізу сигналу у межах груп МКГ записів [6]. Для цього введемо фіксовані значення моментів часу для вузлових точок $\{R\}$, $\{J\}$, $\{T\}$ і $\{Te\}$, у нашому разі це – 324, 386, 588, 692, відповідно (значення вузлових точок для «усередненої» норми). Для досліджуваного МКГ запису автоматично визначимо місцезнаходження цих вузлових точок. На першому кроці обчислимо "перетворені" значення МКГ сигналу для кожного моменту часу інтервалу $\{324, 386\}$. При цьому значення моменту часу з відносними номерами 324 і 386 збігається з вимірним значенням МКГ сигналу для вузлових точок $\{R\}$ і $\{J\}$, відповідно. Для інших моментів часу значення обчислюється за допомогою стандартних методів гладкої інтерполяції та відновлення даних. Аналогічно виконуються перетворення $\{J-T\} \Rightarrow \{386-588\}$ і $\{T-Te\} \Rightarrow \{588-692\}$. Така схема обчислень виконується також і для опорного ЕКГ сигналу. В результаті отримуємо набір усереднених кардіокомплексів, де вузлові точки $\{R\}$, $\{J\}$, $\{T\}$ і $\{Te\}$ мають задані значення для довільної МКГ.

2. Матеріали

Для перевірки ефективності роботи алгоритму до **першої групи** увійшли МКГ записи здорових волонтерів, які не мали «історії» жодної хвороби серця. Їм було виконано комплекс інструмен-

тальних досліджень та встановлено відсутність порушень у діяльності серця. До **другої групи** увійшли МКГ записи для пацієнтів, які мали документовані порушення у роботі серця. Причому жоден із цих пацієнтів не мав діагнозу «інфаркт міокарда». До **третьої (контрольної)** групи увійшли записи як здорових волонтерів, так і пацієнтів з порушеннями діяльності серця.

Для аналізу використовувалися два набори МКГ даних. Перший набір включає результати вимірювань у спеціальному магнітоекранованому приміщенні: 35 МКГ записів «першої групи» і 64 МКГ записи «другої групи». Другий набір включає як результати вимірювань у магнітоекранованому приміщенні, так і у спеціально не екранованому приміщенні клініки: 35 + 55 МКГ записів «першої групи» і 64 + 30 МКГ записів «другої групи».

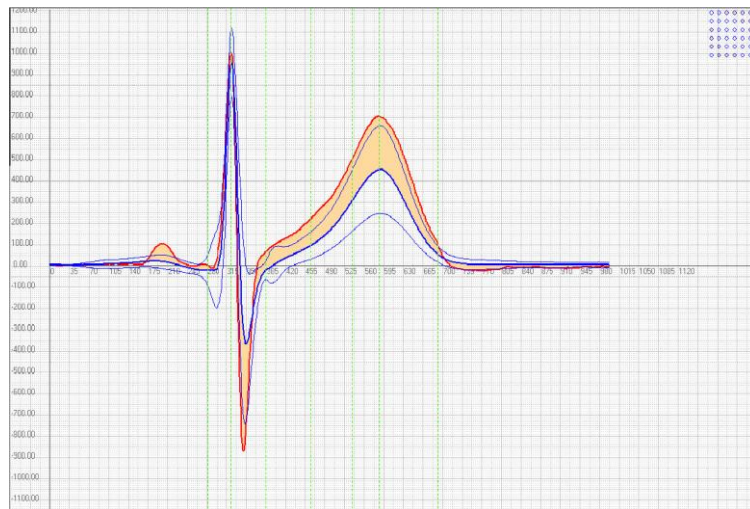
Контрольна (третья) група включає 5 МКГ записів здорових волонтерів і 39 МКГ записів пацієнтів з порушеннями у діяльності серця.

2.1. Результати обчислень МКГ відведення для досліджуваного пацієнта та групи пацієнтів «норма». Програмне забезпечення магнітометричної системи передбачає, що для кожного моменту часу (1 мілісекунда) автоматично обчислюються наступні значення: параметр МКГ відведення для поточного МКГ запису; середнє значення параметра МКГ відведення для першої групи (35+55 записів); стандартне відхилення параметра МКГ відведення у межах першої групи. Результати обчислень відображаються на екрані монітора у графічному вигляді. Часовий ряд значень МКГ відведення для досліджуваного запису показаний у вигляді графіка червоного кольору з подвоєною товщиною лінії. Для попереднього аналізу – візуального та якісного – на екрані у вигляді графіка синього кольору з подвоєною товщиною лінії відображається також часовий ряд усереднених значень МКГ відведення для «першої групи» (норма). При цьому для кожного моменту часу проміжок між результатами обчислень для поточної МКГ запису і усередненої норми заповнений жовтим кольором. Крім того, у вигляді ліній синього кольору зі стандартною товщиною показано часові ряди меж девіації (варіації) значень у межах пацієнтів першої групи. Як приклад на рис. 2,а,б показані результати обчислень для реальних МКГ записів здорового волонтера («перша група», див. рис. 1) і пацієнта з порушеннями у діяльності серця («друга група»), відповідно.

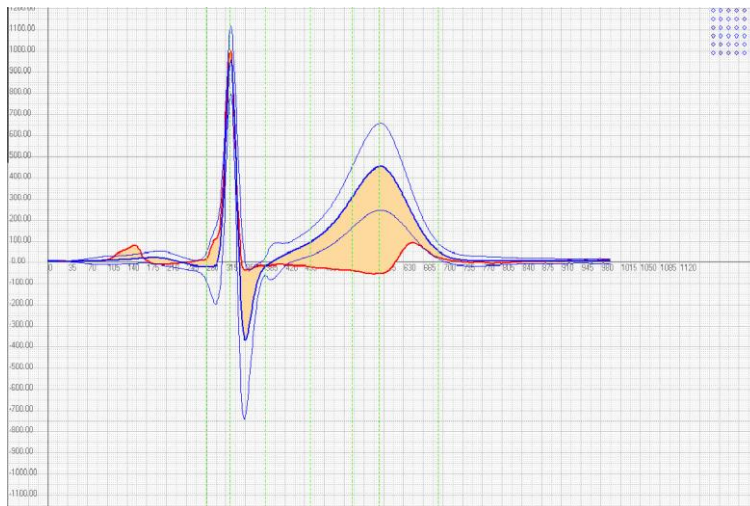
Передбачається, що якщо розподіл МКГ відведення для досліджуваного МКГ запису розташовано поза межами девіації «першої групи», то пацієнт із великою ймовірністю має порушення у діяльності серця. Ця інформація є діагностично значущою і дозволяє лікарю візуально оцінити наявність порушень і прийняти або уточнити рішення про можливий подальший алгоритм просторово-часового аналізу МКГ запису, що досліджується.

Алгоритм обчислень значення параметра «МКГ відведення» кожного моменту часу кожного МКГ запису описаний у розділі вище (2.2;2.3). Цей алгоритм використовується як для обробки досліджуваної МКГ, так і для обробки кожної з 90 (35+55) МКГ записів «першої групи».

2.2. Результати обчислень та статистичний аналіз для груп МКГ записів. Застосування процедур нормалізації та стандартизації положення вузлових точок та тривалостей відповідних часових інтервалів МКГ дозволяє отримати перетворені часові ряди МКГ сигналу в кожній з 36 точок спостереження та описати результати вимірювань у вигляді «магнітного відведення»: кожному моменту часу усередненого кардіоциклу ставиться у відповідність значення одного інтегрального параметра. Виходячи з цього, має сенс розглянути задачу класифікації груп МКГ записів у вигляді «покрокового» алгоритму. Для цього даний алгоритм був програмно реалізований для аналізу «перетворених» МКГ даних кожного з пацієнтів першої та другої груп та отримані таблиці значень параметрів.



a



б

РИС. 2. Графічне відображення часового ряду характеристики магнітокардіосигналу для досліджуваного МКГ запису, середнє значення та межі зміни для групи «норма»

2.2.1. Перетворені МКГ сигнали у кожній із 36 точок спостереження. Аналіз таблиць значень виконано з допомогою алгоритму покрокового дискримінантного аналізу, а правило класифікації отримано з урахуванням тільки одного параметра за допомогою програмного комплексу STATISTICA. У результаті для кожної точки спостереження було визначено місце розташування моменту часу, де значення довірчої ймовірності має мінімальне значення. Для виділеного моменту часу в кожній точці спостереження обчислювалися значення наступних параметрів [7]:

True Positive (TP); False Negative (FN); True Negative (TN); False Positive (FP);
 Sensitivity ($Se = TP / (TP + FN)$); Specificity ($Sp = TN / (TN + FP)$); Positive Predictive Value ($PPV = TP / (TP + FP)$); Negative Predictive Value ($NPV = TN / (TN + FN)$);
 F value for Wilk's Lambda ($F - value$); Statistical Significance ($p - level$).

Для першого набору МКГ записів (35 перша група та 64 друга група) найбільш оптимальні параметри розв'язання задачі класифікації склали: $TP = 57$; $FN = 7$; $TN = 25$; $FP = 10$; $Se = 89.06\%$; $Sp = 71.43\%$; $PPV = 85.07\%$; $NPV = 78.13\%$; $F\text{-value} = 76.60$; $p\text{-level} = 9.04 \cdot 10^{-13}$. Для другого набору МКГ записів (35+55 перша група та 64+30 друга група) найбільш оптимальні параметри розв'язання задачі класифікації склали: $TP = 88$; $FN = 6$; $TN = 71$; $FP = 19$; $Se = 93.62\%$; $Sp = 78.89\%$; $PPV = 82.24\%$; $NPV = 92.21\%$; $F\text{-value} = 125.31$; $p\text{-level} = 1.82 \cdot 10^{-22}$.

Результати обчислень параметрів статистичного аналізу наведені у таблиці у вигляді середніх значень та стандартного відхилення для 14 точок спостереження сітки вимірювань, які використовуються для побудови МКГ відведення, та для всіх інших точок спостереження. Крім того, розподіл параметрів статистичного аналізу результатів класифікації для всіх 36 точок спостереження показані на рис. 3,а, у вигляді карт. Синьо-сіра палітра кольорів на картах розподілу в межах площини вимірювань відповідає мінімальним значенням параметрів, а червоно-жовто-зелена – максимальним значенням. Для кожного розподілу у текстовому вигляді наведено максимальне та мінімальне значення.

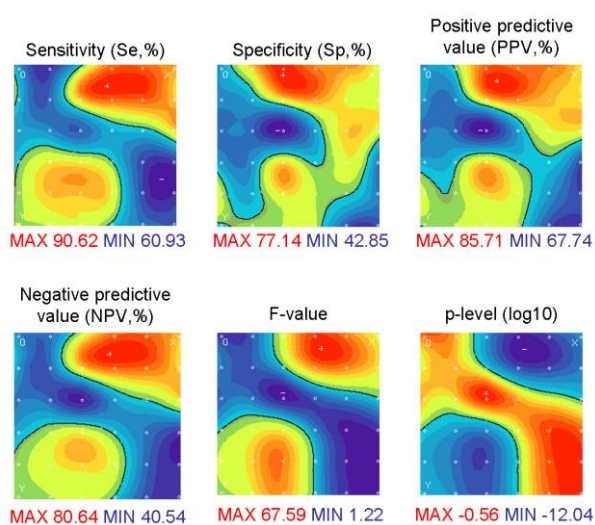
ТАБЛИЦЯ. Середні значення величин параметрів та стандартне відхилення

Параметри статистичного аналізу	Перший набір МКГ записів (35 та 64)		Другий набір МКГ записів (35+55 та 64+30)	
	Точки спостереження для МКГ відведення	Інші точки спостереження	Точки спостереження для МКГ відведення	Інші точки спостереження
Sensitivity ($Se = TP / (TP + FN)$, %)	81.36 ± 6.35	73.22 ± 9.07	78.19 ± 11.56	69.77 ± 14.60
Specificity ($Sp = TN / (TN + FP)$, %)	64.08 ± 6.50	58.31 ± 8.34	68.17 ± 7.43	60.55 ± 9.60
Positive Predictive Value ($PPV = TP / (TP + FP)$, %)	80.53 ± 3.52	76.11 ± 4.99	71.91 ± 5.54	64.27 ± 7.44
Negative Predictive Value ($NPV = TN / (TN + FN)$, %)	65.92 ± 8.97	55.30 ± 11.19	75.94 ± 10.17	67.19 ± 11.89
F value for Wilk's Lambda ($F\text{-value}$)	39.69 ± 15.35	18.35 ± 17.66	46.58 ± 38.80	16.41 ± 18.31
Statistical Significance ($p\text{-level}$, log10)	-7.91 ± 2.45	-4.06 ± 3.18	-9.32 ± 6.57	-3.87 ± 3.61

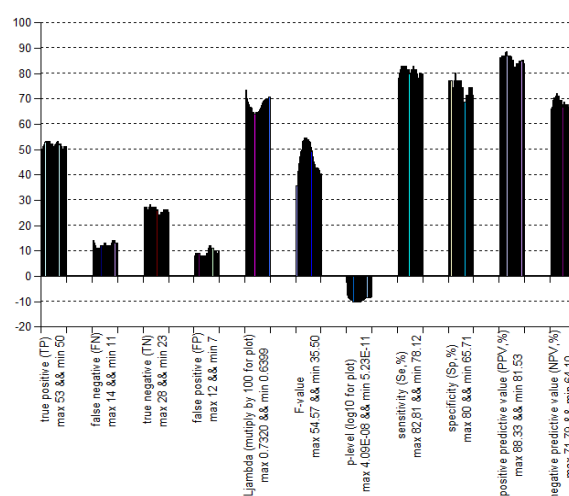
2.2.2. МКГ відведення. Аналіз таблиць значень параметра проводився також за допомогою алгоритму дискримінантного аналізу. Однак у цьому випадку використовувався інший алгоритм – часовий інтервал був розбитий на підінтервали тривалістю 10 відліків, а потім для кожного підінтервалу було визначено місце моменту часу, де значення довірчої ймовірності має мінімальне значення. Для кожного з виділених моментів часу в кожній точці спостереження обчислювалися значення вищеперахованих параметрів статистичного аналізу [5–7].

Для першого набору МКГ записів (35 перша група та 64 друга група) найбільш оптимальні параметри розв'язання задачі класифікації склали: $TP = 52$; $FN = 12$; $TN = 27$; $FP = 8$; $Se = 81.25\%$; $Sp = 77.14\%$; $PPV = 86.67\%$; $NPV = 69.23\%$; $F\text{-value} = 54.57$; $p\text{-level} = 5.24 \cdot 10^{-11}$. Розподіл параметрів статистичного аналізу результатів класифікації для всіх підінтервалів показано на рис. 3,б у вигляді гістограм.

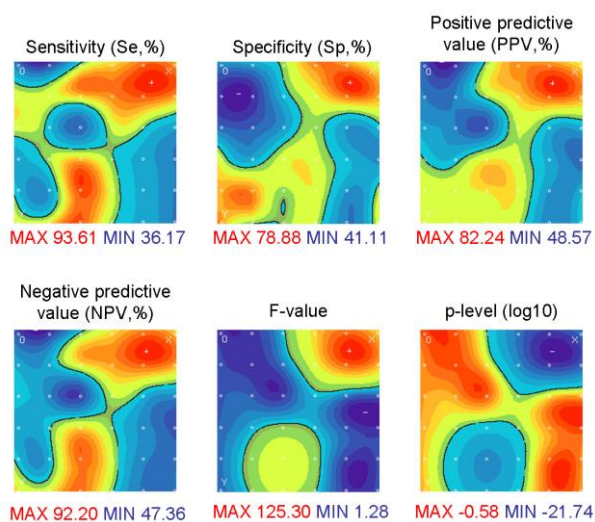
Для другого набору МКГ записів (35+55 перша група та 64+30 друга група) найбільш оптимальні параметри розв'язання задачі класифікації склали: $TP = 79$; $FN = 15$; $TN = 72$; $FP = 18$; $Se = 84.04\%$; $Sp = 80.00\%$; $PPV = 81.44\%$; $NPV = 82.76\%$; $F\text{-value} = 108.32$; $p\text{-level} = 3.36 \cdot 10^{-20}$. Розподіл параметрів статистичного аналізу результатів класифікації для всіх підінтервалів показано у вигляді гістограм на рис. 3,г.



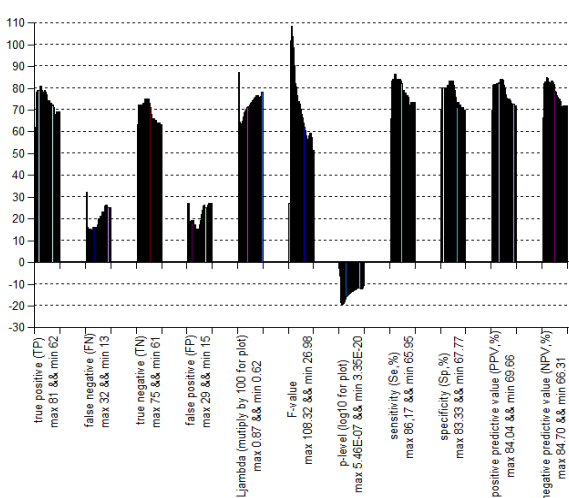
а



б



г



д

РИС. 3. Результати статистичного аналізу розв'язання задач класифікації груп МКГ записів

Під час розв'язання задачі класифікації за результатами обробки «МКГ відведення» для контрольної групи було отримано такі результати: усі 39 записів для пацієнтів з порушеннями діяльності серця були віднесені до другої групи ($TP = 39$). Чотири МКГ здорових волонтерів були віднесені до першої групи і один МКГ запис був віднесений до групи «з порушеннями» ($TN = 4$, $FP = 1$).

Обговорення результатів. Магнітокардіографія належить до розряду високотехнологічної та високоефективної неінвазивної кардіодіагностики. Її висока чутливість та специфічність, безконтактність у поєднанні з повною відсутністю будь-якого активного впливу на пацієнта та його електрофізіологічні процеси під час реєстрації магнітних сигналів серця підкреслюють, з одного боку, унікальність методу, а з іншого – забезпечують комфортність процедури МКГ-обстеження та високу якість результату.

Більшість методів просторового аналізу МКГ сигналів передбачає розв'язання оберненої задачі магнітостатики яка передбачає, що вимірному розподілу магнітного поля ставиться у відповідність точкове або розподілене у просторі джерело сигналу, місце розташування та інтегральні характеристики якого знаходять за результатами розв'язання задачі [5]. Інтерпретація результатів розв'язання оберненої задачі пов'язана з вивченням фізичних моделей та багатоступінчастих алгоритмів перетворення даних, що потребує суттєвих часових ресурсів з вивчення та коректного застосування цих методів.

Запропонований нами алгоритм просторового аналізу не передбачає розв'язання оберненої задачі магнітостатики. Зауважимо, що алгоритми вибору точок спостереження для аналізу серцевої діяльності використовуються при дослідженні та розподілі електричних потенціалів на поверхні тіла пацієнта (Body Surface Potential Mapping-BSPM-метод) [8]. Таким чином, метод побудови МКГ відведення має загальні основи з наявними в розпорядженні лікарів методами просторового аналізу електрокардіосигналів (BSPM-метод), що використовуються для кардіодіагностики.

Отримані результати статистичного аналізу розв'язання задачі класифікації для кожної з 36 точок спостереження (рис. 3,а,в) показують у явному вигляді місце розташування в площині точок спостереження, де аналіз МКГ сигналу дає найбільші значення параметрів, на основі яких приймається рішення про класифікацію МКГ записів. Розташування цих точок спостереження узгоджується з точками, обраними для побудови МКГ відведення, і цим підтверджується обґрунтованість запропонованого алгоритму.

Результати застосування алгоритму побудови та аналізу МКГ відведення показали високі статистичні результати розв'язання задачі класифікації як при обробці МКГ записів, отриманих при вимірюванні МКГ у спеціальному магнітоекранованому приміщенні, так і при аналізі МКГ записів, отриманих у неекранованому приміщенні клініки.

Авторські внески. Примін М.: розробка алгоритму просторово-часового аналізу кардіомагнітного сигналу, статистичний аналіз результатів вимірювань МКГ записів (вступ, розділи 1, 2). Недайвода І.: програмна реалізація алгоритму аналізу кардіомагнітного сигналу, статистичний аналіз результатів вимірювань МКГ записів (розділи 1, 2).

Список літератури

1. Kligfield P., Gettes L.S., Bailey J.J. et al. Recommendations for the standardization and interpretation of Electrocardiogram. Part I: The electrocardiogram and its technology: A scientific statement from the American Heart Association Electrocardiography and Arrhythmias Committee, Council on Clinical Cardiology, the American College of Cardiology Foundation, and the Heart Rhythm Society, Circulation. 2007. Vol. 115. P. 1306–1324. <https://doi.org/10.1161/CIRCULATIONAHA.106.180200>
2. Примін М., Недайвода І. Магнітометричні дослідження біомагнітних сигналів: магнітокардіографія. *Кібернетика та комп'ютерні технології*. 2022. № 1. С. 28–41. <https://doi.org/10.34229/2707-451X.22.1.4>

3. Weinstock H. SQUID Sensors: Fundamentals, Fabrication and Applications. NATO ASI Series, Series E: Applied Sciences. 1995. Vol. 329. 703 p. <https://doi.org/10.1007/978-94-011-5674-5>
4. Primin M.A., Nedayvoda I.V. A Method and an Algorithm to Reconstruct the Spatial Structure of Current Density Vectors in Magnetocardiography. *Cybernetics and Systems Analysis*. 2017. Vol. 53. P. 485–494. <https://doi.org/10.1007/s10559-017-9950-6>
5. Chaikovsky I., Primin M., Nedayvoda I., Kazmirchuk A., Frolov Y., Boreyko M. New metrics to assess the subtle changes of the heart's electromagnetic field. *Advanced Methods in Biomedical Signal Processing and Analysis*. 2022. P. 257–310. <https://doi.org/10.1016/B978-0-323-85955-4.00005-3>
6. Schirdewan A., Gapelyuk A., Fischer R., Koch L., Schütt H., Zacharzowsky U., Dietz R., Thierfelder L., Wessel N. Cardiac magnetic field map topology quantified by Kulback-Leibner entropy identifies patients with hypertrophic cardiomyopathy. *CHAOS*. 2007. Vol. 17. 015118. <https://doi.org/10.1063/1.2432059>
7. Tabachnick B.G., Fidell L.S. Using multivariate statistics. HarperCollins College Publishers. 1996. 880 p.
8. PhysioNet / Computers in Cardiology, Challenge 2007 : Electrocardiographic Imaging of Myocardial Infarction. <http://www.physionet.org/challenge/2007>

Одержано 27.08.2024

Прімін Михайло Андрійович,

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

Недайвода Ігор Володимирович,

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

УДК 681.32+537.8

М.А. Прімін*, І.В. Недайвода

Алгоритм оцінювання кардіомагнітного сигналу: «магнітокардіографічне відведення»*Інститут кібернетики імені В.М. Глушкова НАН України, Київ** Листування: priminma@meta.ua

Вступ. Дослідження електричної активності серця людини за допомогою вимірювань електромагнітних сигналів широко застосовують у кардіодіагностиці. Використання магнітометричних методів для діагностики порушень у діяльності серця пов'язано значною мірою з розробкою та розвитком надчутливої магнітометричної апаратури на основі СКВІДів (SQUID-Superconducting QUantum Interference Device).

Мета роботи. Магнітокардіографія (МКГ) – це один із перспективних методів для практичного впровадження. МКГ це метод неінвазивного, електрофізіологічного дослідження серця людини, який полягає у безконтактній реєстрації над грудною кліткою людини величин параметрів магнітного поля, що породжується електричною активністю міокарда протягом серцевого циклу, відновлення та аналізу просторово-часових характеристик електричних джерел в об'ємі міокарда знайдених після розв'язання оберненої задачі.

Результати. У даній роботі розроблено новий алгоритм аналізу результатів безконтактного вимірювання кардіомагнітного сигналу в точках спостереження, розподілених у площині над грудною кліткою людини. При цьому результатам вимірювань ставиться у відповідність часовий ряд значень сигналу – «магнітокардіографічне відведення» (МКГ відведення). При побудові цієї інтегральної характеристики кардіомагнітного сигналу використано його просторові та часові властивості, які були знайдені під час аналізу статистично значимих груп кардіомагнітних записів (МКГ пацієнтів) для здорових волонтерів.

Висновки. Запропонований алгоритм не передбачає розв'язання оберненої задачі магнітостатики. Для реалізації методу розроблено процедури нормалізації та стандартизації положення вузлових точок та тривалостей відповідних часових інтервалів усереднених кардіоциклів. Розроблено алгоритм та критерії вибору точок спостереження для побудови розподілу інтегральної характеристики. На кожному етапі обробки даних проведено аналіз результатів, отриманих для статистично значущих груп реальних магнітокардіограм. Результати застосування методу при вирішенні задачі класифікації магнітокардіограм показують високу чутливість, специфічність і стійкість запропонованого алгоритму аналізу МКГ.

Ключові слова: магнітокардіографія, просторовий аналіз, СКВІД градієнтметр.

UDC 681.32+537.8

Mykhailo Primin*, Igor Nedayvoda

Algorithm of Cardiomagnetic Signal Evaluation: "Magnetocardiographic Lead"

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

* Correspondence: priminma@meta.ua

Introduction. The investigation of the electrical activity of the human heart by measuring electromagnetic signals is widely used in cardiognostics. The use of magnetometric methods for diagnosing disorders of the heart is largely associated with the development of ultra-sensitive magnetometric equipment based on SQUIDS (SQUID-Superconducting QUantum Interference Device).

The purpose. Magnetocardiography (MCG) is one of the promising methods for practical implementation. MCG is a method of non-invasive, electrophysiological investigation of the human heart. Investigation consists in non-contact, over the human chest registration of the values of the parameters of the magnetic field generated by the electrical activity of the myocardium during the cardiac cycle, reconstruction and analysis of the spatio-temporal characteristics of the electrical sources in the volume of the myocardium found after the development inverse problem solution.

Results. In this paper, a new algorithm for the analysis of the results of non-contact measurement of the cardiomagnetic signal at observation points distributed in the plane above the human chest was developed. The time series of the signal values - "magnetocardiographic lead" (MCG lead) is matched to the measurement results. When constructing this integral characteristic of the cardiomagnetic signal, its spatial and temporal properties were used, which were found during the analysis of statistically significant groups of cardiomagnetic records (MCG of patients) for healthy volunteers.

Conclusions. The proposed algorithm does not involve the magnetostatics inverse problem solution. To implement the method, procedures for normalization and standardization of the position of nodal points and durations of the corresponding time intervals of the averaged cardiocycles have been developed. An algorithm and criteria for selecting observation points for constructing the distribution of the integral characteristic have been developed. At each stage of data processing, the results obtained for statistically significant groups of real magnetocardiograms were analyzed. The results of the application of the method in solving the task of magnetocardiogram classification show high sensitivity, specificity, and stability of the proposed MCG analysis algorithm.

Keywords: magnetocardiography, spatial analysis, SQUID gradientometer.