

УДК 57.087

Удовиченко Є.Є.Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**Попов А.О.**Національний технічний університет України
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»**Чайковський І.А.**Інститут кібернетики імені В.М. Глушкова
Національної Академії наук України

МЕТОД КЛАСИФІКАЦІЇ КАРТ РОЗПОДІЛУ ГУСТИНИ СТРУМУ В МІОКАРДІ, ЗАСНОВАНИЙ НА КОРЕЛЯЦІЙНОМУ АНАЛІЗІ

Магнітокардіографія (далі – МКГ) – це метод вимірювання магнітних полів, породжених електричною активністю серця, із використанням надзвичайно чутливих пристроїв, таких, як надпровідний квантовий інтерференційний пристрій. Однією з переваг МКГ є можливість формування карт розподілу магнітного поля над грудною кліткою, до яких можуть бути застосовані математичні методи аналізу та класифікації. У роботі представлено метод класифікації карт розподілу густини струму, отриманих за допомогою МКГ, заснований на кореляційному аналізі. В експериментальній частині використано 2142 карти розподілу густини струму 247 пацієнтів. За допомогою запропонованого методу вдалося досягти точності класифікації в 95% для розподілу карт на 14 класів, що відповідають певному стану серцево-судинної системи.

Ключові слова: магнітокардіографія, карти розподілу густини струму, діагностика серцево-судинних захворювань, міокард, кореляційний аналіз.

Постановка проблеми. Неінвазивна діагностика серцево-судинних захворювань є одним із найважливіших завдань сучасної кардіології. Серед нових прогресивних методів діагностики важливе місце займає магнітокардіографія (МКГ) – метод неінвазивного електрофізіологічного дослідження серця, що полягає в безконтактній реєстрації й аналізі над грудною кліткою людини магнітного поля, породженого електричною активністю міокарда протягом серцевого циклу. Метод магнітокардіографії відомий більше 30 років [1; 2].

Як впливає з теорії електромагнетизму, будова джерела струму в електропровідному середовищі (організмі) і неоднорідність самого цього середовища по-різному відображаються на розподілі магнітних і електричних полів. Деякі види біоелектричної активності проявляють себе переважно в електричному полі, даючи слабкий магнітний сигнал, інші – навпаки. Тому є багато електрофізіологічних процесів у міокарді, спо-

стереження яких магнітографічно раціональніше. Незважаючи на тривале дослідження методу, масштабні дослідження з його використанням досі організовані не були.

МКГ нерозривно пов'язана з комп'ютерними інформаційними технологіями аналізу даних. Під інформаційною технологією слід розуміти послідовні перетворення початкового сигналу – «сировини технології» на кінцевий продукт – медичний висновок.

МКГ як відносно новий метод наразі не має стандартизованої системи критеріїв, на відміну, наприклад, від електрокардіографії (ЕКГ). Різні МКГ-лабораторії керуються дещо відмінними підходами до аналізу даних [3; 4].

Новим порівняно зі стандартною ЕКГ-процедурою є перехід від реєстрації одновимірних кривих у часі до МКГ- картування (побудови дво- або тривимірних динамічних карт), що дає можливість візуалізувати електрофізіологічний субстрат і його зміни в часі, наприклад, створити

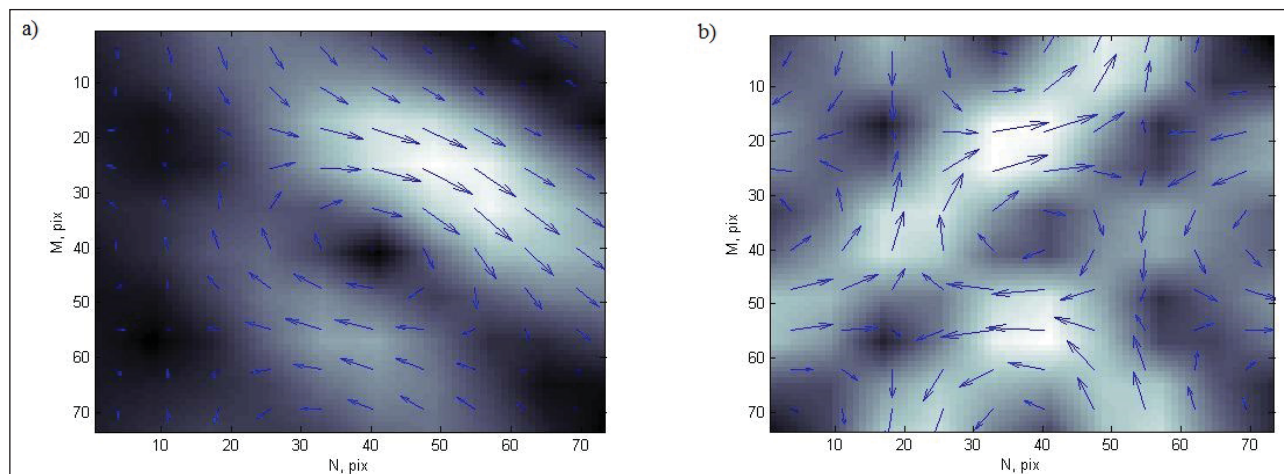


Рис. 1. Карта розподілу густини струму здорової людини (а) і хворого на ішемічну хворобу серця (б)

тривимірну візуалізацію електрофізіологічних процесів при аритміях. Однак насправді значущими переваги МКГ стають завдяки застосуванню комп'ютерних методів оброблення даних, насамперед двовимірних карт розподілу магнітного поля й розподілу густини струму в міокарді.

Аналіз МКГ-даних використовується для діагностики ішемічної хвороби серця [2], синдрому Вольфа-Паркінсона-Уайта [5] та інших захворювань. Карта розподілу струмів у серці, що включає в себе морфологічну інформацію про серце, може бути отримана шляхом проектування двовимірної (2D) карти векторів, що розраховується із сигналів магнітокардіографа, на тривимірну (3D) стандартну модель серця, що є спільною для всіх дорослих людей [6]. Одним із підходів до вивчення магнітного поля в серці людини є аналіз карт розподілу густини струму. Наразі математичним методам аналізу таких карт приділялося небагато уваги. Так, застосовувався аналіз незалежних компонентів (ІСА) для локалізації відображення густини струму [7], аналіз однорідності просторової структури карт [8], аналіз карт на основі визначення напрямку сумарного вектора для інтервалу ST –Т [1], оцінка аномальності карти [9]. Загалом усі наявні методи аналізу карт розподілу густини струму в міокарді можна розділити на дві групи:

1) методи, засновані лише на оцінці кількісних характеристик карти, – не векторні величини, не завжди враховують структуру, тому можуть використовуватися лише для діагностики обмеженого кола станів серця;

2) методи аналізу, в основу яких покладений аналіз напрямку векторів, недосконалі за рахунок того, що в них не враховується структура карти.

Однак ці методи не застосовуються для класифікації, а лише слугують додатковою інформацією до візуального аналізу МКГ-карт для полегшення постановки діагнозу лікарем.

Постановка завдання. Завданням дослідження є розроблення нового методу, що враховує як кількісні, так і векторні характеристики для класифікації карт розподілу густини струму й автоматичної постановки діагнозу на основі кореляційного аналізу.

1. Класифікація карт розподілу густини струму на основі кореляційного аналізу.

1.1. Формування карт розподілу густини струму, отриманих за допомогою магнітокардіографії.

Для просторової реєстрації даних у магнітокардіографії використовуються спеціальні точки, що є вузлами перетину квадратної сітки й мають прив'язку до анатомічних орієнтирів на грудній клітці. Оскільки кількість вузлів обмежена, для локалізації областей патологічної активності міокарда й для побудови миттєвих карт розподілу магнітного поля в серці застосовується інтерполяція функції двох змінних у точках за межами стандартної сітки. Іншими словами, базуючись на усереднених МКГ-кривих, використовуючи алгоритми двовимірної інтерполяції, можна побудувати миттєві карти розподілу магнітного поля. Потім, застосовуючи алгоритм розв'язку «оберненої задачі», карти розподілу магнітного поля можна перетворити на миттєві карти розподілу густини струму (CDDM). Таким чином, кожна CDDM формується шляхом оброблення векторів густини струму, отриманих за допомогою МКГ.

Кожна CDDM – це дискретне зображення у відтинках сірого, розміром $M \times N$ пікселів, у якому

білий колір відповідає найбільшій яскравості (рис. 1). Таким чином, яскравість зображення відповідає величині густини струму у відповідній точці. CDDM будуються для визначених моментів часу з деяким кроком (до 10 мс) протягом Т-зубця QT – інтервалу електрокардіограми. Це дає можливість зіставити дані електрокардіографії (ЕКГ) із відповідними значеннями, порахованими з карт розподілу густини струму [10].

1.2. Формування характеристик карт розподілу густини струму в міокарді.

Кожна карта розподілу густини струму характеризується двома наборами величин: значення величини вектора густини струму та його напрямку для кожної з N точок, у яких проводяться магнітокардіографічні вимірювання. Таким чином, кожну з карт розподілу густини струму характеризують два вектори розмірністю $1 \times N$. При цьому значення нормуються за максимальною величиною.

1.3. Метод класифікації карт розподілу густини струму на основі кореляційного аналізу.

Розроблений метод класифікації карт розподілу густини струму на основі кореляційного аналізу полягає у знаходженні й порівнянні коефіцієнтів кореляції карти, що аналізується, із кожною з карт в еталонному наборі. Еталонний набір карт – набір попередньо класифікованих лікарем карт розподілу густини струму, кожна з яких належить до однієї з груп, що відповідають певному стану серцево-судинної системи. Для кожної з карт, що класифікуються, розраховуються коефіцієнти кореляції вектора величин і вектора напрямків із відповідними векторами кожної з карт із еталонного набору за формулою:

$$r = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})(y_i - \bar{y})}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2} \sqrt{\sum_{i=1}^n (y_i - \bar{y})^2}}$$

де n – розмірність векторів, у нашому випадку $n = 100$

x_i, y_i – значення векторів, для яких розраховується коефіцієнт кореляції

\bar{x}, \bar{y} – середні значення величин векторів, розраховані так:

$$\bar{x} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n x_i$$

$$\bar{y} = \frac{1}{n} \sum_{i=1}^n y_i$$

Після цього значення отриманих коефіцієнтів кореляції для двох векторів перемножуються, і таким чином отримуємо результуючий коефіцієнт кореляції, в якому враховується як кореляція за модулем, так і за напрямком векторів густини струму. У підсумку для кожної карти отримуємо

набір результуючих коефіцієнтів кореляції з картами кожної з груп еталонного набору. Після цього для кожної групи формується масив із максимальних значень результуючого коефіцієнта кореляції й знаходиться їх середнє значення. Таким чином, для кожної карти отримується мапа, ключами якої є групи, що відповідають стану серцево-судинної системи, а значеннями – вищеописані середні значення максимальних коефіцієнтів кореляції. Максимальне із цих значень указує на групу, до якої повинна бути віднесена карта розподілу густини струму, що класифікується.

2. Результати експерименту.

2.1. Підготовка експериментальних даних.

Для дослідження було використано 2142 карти розподілу густини. Кожна карта віднесена до одного з 14 класів залежно від стану серцево-судинної системи пацієнта, котрому вона належить. Це такі класи: здорові добровольці, спортсмени, хворі на ішемічну хворобу серця різного рівня складності (де IBS-1 – найлегший випадок хвороби, а IBS-5 – найтяжчий), пацієнти з ушкодженнями міокарда, жінки й чоловіки, хворі на мікросудинні (дифузні) розлади та хворі на гіпертрофію лівого шлуночка різного рівня складності (де Нурег-1 – найлегший випадок хвороби, а Нурег-3 – найтяжчий). Кожна з груп характеризується специфічною структурою карт розподілу густини струму. Для крос-валідації було проведено 20 ітерацій класифікації, у кожній із яких із загального набору карт розподілу густини струму вибиралося 280 карт, по 20 із кожної групи, з яких формувався еталонний набір. Окрім того, у кожній ітерації подібним чином вибирався експериментальний набір карт, для якого й проводилася класифікація. Такий підхід зумовлений обмеженнями, пов'язаними з тим, що в первинній вибірці карт у кожній із груп знаходиться різна кількість карт, що змушує відштовхуватися від групи з мінімальною кількістю карт для формування зрівноваженої вибірки карт для експерименту. Для оцінки класифікації були розраховані такі параметри: чутливість (TPR), специфічність (SPC) і точність (PPV і ACC) для кожного з класів. Ці параметри визначаються так:

$$TPR = \frac{TP}{P}$$

$$SPC = \frac{TN}{N}$$

$$PPV = \frac{TP}{TP + FP}$$

$$ACC = \frac{TP + TN}{P + N}$$

Тут TP – кількість CDDM людей, що належать до «позитивного» класу, визначених правильно,

Характеристичні величини класифікації для різних груп станів серцево-судинної системи

Group	Accuracy	Precision	Sensitivity	Specificity
HYPER1	0.93	0.52	0.86	0.94
HYPER3	0.95	0.61	0.85	0.96
NEGATIVEt	0.97	0.81	0.72	0.99
IBS3	0.94	0.56	0.74	0.96
DIFFm	0.94	0.79	0.15	0.99
IBS5	0.97	0.76	0.82	0.98
SPORT	0.95	0.69	0.56	0.98
DIFFf	0.95	0.74	0.39	0.99
IBS2	0.96	0.79	0.55	0.99
IBS1	0.96	0.77	0.61	0.99
REUMO	0.95	0.69	0.53	0.98
IBS4	0.96	0.7	0.9	0.97
HYPER2	0.93	0.52	0.61	0.95
NORMAL	0.94	0.58	0.7	0.96

TN – кількість CDDM людей, що не належать до «позитивного» класу, визначених правильно, P – загальна кількість CDDM людей, що належать до «позитивного» класу, N – загальна кількість CDDM людей, що не належать до «позитивного» класу.

Після всіх ітерацій класифікації було пораховано усереднене значення для кожної з груп і усереднені значення характеристичних величин загалом.

2.2. Результати та їх обговорення.

Усереднені значення характеристичних величин для кожної з груп описаного експерименту представлені в табл. 1.

Як видно з отриманих результатів, для кожної з груп характерна висока специфічність, у всіх випадках вища за 0,93, що в середньому становить 0,97. Це свідчить про те, що запропонований метод добре показує себе в класифікації карт, що не належать до «позитивного» класу. Середня чутливість запропонованого методу класифікації становить 0,64. Однак, як видно з табл. 1, негативно на усереднену чутливість впливає чутливість класифікації для груп хворих на мікросудинні (дифузні) розлади та спортсменів і здорових добровольців. Це зумовлено тим, що такі карти хворих на мікросудинні (дифузні) розлади діляться на чоловічі та жіночі, між якими можлива помилкова класифікація. Окрім того, карти спортсменів подібні до

карт здорових добровольців, тому між ними можлива помилкова класифікація. Найвищою є специфічність для груп хворих на гіпертрофію лівого шлуночка всіх рівнів і хворих на ішемічну хворобу серця найтяжчої форми, а також із пошкодженнями міокарда, що свідчить про те, що карти пацієнтів із розладами роботи серцево-судинної системи класифікуються досить добре. Сумарна точність класифікації запропонованого методу становить 0,95, що є гарним показником.

Висновки. Підсумовуючи результати, отримані в ході дослідження, можна зробити висновок, що запропонований метод класифікації, заснований на кореляційному аналізі, показує точність класифікації в 0,95. При цьому результати можуть бути покращені шляхом об'єднання подібних груп, зокрема хворих на мікросудинні (дифузні) розлади для чоловіків і жінок – в одну групу, а спортсменів і здорових добровольців – в іншу. Окрім того, результати класифікації можуть бути покращені за рахунок додаткової класифікації між подібними групами, якщо карта класифікована як така, що належить до однієї з них.

Запропонований метод класифікації може бути використаний лікарем для постановки діагнозу пацієнту, для якого були отримані магнітокардіографічні дані.

Список літератури:

1. Chaikovsky I., Primin N., Hugenholtz P. et al. Approaches and methods for the clinical interpretation of the magnetocardiogram. USIM, № 2, 2006, P. 33–43.
2. Chaikovsky I. et al. Magnetocardiography in clinical practice: algorithms and technologies for data analysis, Medical Science 3–4, June 2011, P. 21–38.
3. Koch H. Recent advances in magnetocardiography. Journal of Electrocardiology. Vol. 37, 2004, P. 117–122.
4. Leder U., Schrey F., Hauelsen J., et al. Reproducibility of HTS-SQUID magnetocardiography in an unshielded clinical environment. International Journal of Cardiology, 2001, P. 79–93.

5. Tsukada K. et al. Magnetocardiographic mapping characteristic for diagnosis of ischemic heart disease. *Computers in Cardiology*, Cambridge, MA, Sept. 2000, P. 505–508.
6. Geselowitz D., Magnetocardiography: an overview. *IEEE Transaction on Biomedical Engineering*, Vol. BME-26, Sept. 1979, P. 497–504.
7. Kobayashi K., Uchikawa Y., Nakai K., Yoshizawa M. Visualization of the Current-Density Distribution for MCG With WPW Syndrome Patients Using Independent Component Analysis. *IEEE Transactions on Magnetics*, Vol. 40, No. 4, July 2004, P. 2970–2972.
8. Chaikovsky I., Katz M., Katz D. Principles of MCG maps classification. *International Journal of Bioelectromagnetism*. Vol. 5, N. 1, 2003, P. 100–101.
9. Hailer B., Chaikovsky I., Auth-Eisernitz S., Schäfer H., Steinberg F., Grönenemeyer D.H.W. Magnetocardiography in coronary artery disease with a new system in an unshielded setting. *Clinical Cardiology* 26, 2003, P. 465–471.
10. Udovychenko Y., Popov A., Chaikovsky I. Effective Surface Area of Current Density Distribution Maps. *Electronics and Communications*. 2014, Vol. 19, No5(82), P. 68–72.

МЕТОД КЛАССИФИКАЦИИ КАРТ РАСПРЕДЕЛЕНИЯ ПЛОТНОСТИ ТОКА В МИОКАРДЕ, ОСНОВАННЫЙ НА КОРРЕЛЯЦИОННОМ АНАЛИЗЕ

Магнитокардиография (МКГ) – это метод измерения магнитных полей, порожденных электрической активностью сердца, с использованием очень чувствительных устройств, таких, как сверхпроводящее квантовое интерференционное устройство. Одним из преимуществ МКГ является возможность формирования карт распределения магнитного поля над грудной клеткой, к которым могут быть применены математические методы анализа и классификации. В работе представлен метод классификации карт распределения плотности тока, полученных с помощью МКГ, основанный на корреляционном анализе. В экспериментальной части использованы 2142 карты распределения плотности тока 247 пациентов. С помощью предложенного метода удалось достичь точности классификации в 95% для случая распределения карт на 14 классов, соответствующих определенному состоянию сердечно-сосудистой системы.

Ключевые слова: магнитокардиография, карты распределения плотности тока, диагностика сердечно-сосудистых заболеваний, миокард, корреляционный анализ.

METHOD OF CURRENT DENSITY DISTRIBUTION MAPS CLASSIFICATION BASED ON CORRELATION ANALYSIS

Magnetocardiography (MCG) is a method of measuring magnetic fields generated by electrical activity of the heart using extremely sensitive devices such as superconducting quantum interference devices. One of the advantages of MCG is the possibility of forming magnetic field distribution maps over the chest, to which mathematical methods of analysis and classification can be applied. The paper describes the method of current density distribution maps classification, obtained using MCG, based on correlation analysis. In the experimental part, 2142 current density distribution maps of 247 patients were used. Using the proposed method, the accuracy of classification in 95% was achieved for the case of parting all maps to 14 classes that correspond to a certain state of the cardiovascular system.

Key words: magnetocardiography, current density distribution maps, diagnostics of cardiovascular diseases, myocardium, correlation analysis.