

Биомедицинские приборы и системы

УДК 57.087

Є.Є. Удовиченко

Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут»,
вул. Політехнічна, 16/9, м. Київ, 03056, Україна.

Методи аналізу даних, отриманих з допомогою магнітокардіографії

Неінвазивна діагностика серцево-судинних захворювань є однією з найважливіших завдань сучасної кардіології. Важливе місце серед методів діагностики займає магнітокардіографія (МКГ) – метод неінвазивного електрофізіологічного дослідження серця, що полягає в безконтактній реєстрації та аналізі магнітного поля, породженого електричною активністю міокарда протягом серцевого циклу. У роботі розглянуто основні способи представлення МКГ-даних, їх переваги і недоліки. Надано огляд існуючих методів аналізу даних, отриманих з допомогою МКГ, у тому числі карт розподілу густини струму, подані їх переваги та обмеження, а також визначено актуальні напрями подальших досліджень щодо розвитку техніки аналізу МКГ. Бібл. 26, рис. 9.

Ключові слова: магнітокардіографія; карти розподілу густини струму; діагностика серцево-судинних захворювань; міокард.

Вступ

Неінвазивна діагностика серцево-судинних захворювань є однією з найважливіших завдань сучасної кардіології. Серед нових прогресивних методів діагностики важливе місце займає магнітокардіографія (МКГ) - це метод неінвазивного електрофізіологічного дослідження серця, що полягає в безконтактній реєстрації та аналізі магнітного поля над грудною клітиною людини, породженого електричною активністю міокарда протягом серцевого циклу. Метод магнітокардіографії відомий більше 30 років.

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, спостереження яких магнітографічнопереваж-

ніше. Незважаючи на тривале дослідження методу магнітокардіографії, масштабні багаточентрові 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» до кінцевого продукту - медичного висновку.

МКГ як відносно новий метод на даний час не має стандартизованої системи критеріїв, на відміну, наприклад, від електрокардіографії (ЕКГ). Різні МКГ - лабораторії керуються дещо відмінними підходами аналізу даних.

Новим у порівнянні 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, тривимірну візуалізацію електрофізіологічних процесів при аритміях. Однак, насправді значущими переваги МКГ стають завдяки застосуванню комп'ютерних методів обробки даних, насамперед – двовимірних карт розподілу магнітного поля і розподілу густини струму в міокарді.

Однією з причин недостатньої точності діагностики серцево-судинних захворювань на основі МКГ-обстеження пацієнта є недосконалість методів обробки результатів магнітокардіографічних вимірювань. На сьогодні розробка методів аналізу даних, отриманих з допомогою МКГ, знаходиться на початковому етапі, що зумовлює недостатньо високу точність постановки діагнозу лікарем. Розробка нових методів аналізу даних, отриманих з допомогою МКГ, дозволить підвищити точність діагностики серцево-судинних захворювань, що, особливо на ранній стадії, вкрай важливо для подальшого лікування. Задачею даної роботи є огляд та оцінка існуючих методів аналізу даних, отрима-

них з допомогою МКГ, а також визначення можливих напрямів подальшого дослідження МКГ-даних.

1. Розвиток технічного і методичного забезпечення магнітокардіографії

Історія МКГ починається з 1962 р, коли G.M.Baulei, R. McFee [1] в Сіракузах (штат Нью-Йорк, США) вперше зареєстрували МКГ людини за допомогою величезної індукційної котушки. Перша в Європі МКГ була зроблена через рік в Радянському Союзі, у Воронежському університеті. Вимірювання проводили у віддаленій від міста місцевості, в соляній шахті. Наступною історичною віхою розвитку МКГ став 1970, коли D. Коен з Масачусетського технологічного інституту вперше зареєстрував МКГ людини за допомогою СКВІДа [2].

В даний час функціонує близько 40 МКГ-лабораторій в таких країнах як США, Німеччина, Китай, Південна Корея, Італія, Фінляндія, Великобританія, Росія, Японія, Тайвань та ін. Як правило, використовують багатоканальні (40-70 каналів) вимірювальні системи, встановлені усередині приміщення. Щорічно публікується значна кількість досліджень з використання МКГ. В Японії та Італії МКГ-дослідження включено в перелік досліджень, рекомендованих для діагностики ішемічної хвороби серця. Магнітокардіограф як вимірювальний пристрій отримав сертифікат Управління з контролю якості харчових продуктів і лікарських засобів (FDA) США [3].

В Україні перша магнітокардіограма була зареєстрована в Харківському інституті терапії в 1990 р. [2]. У 1992 р. дослідження в області МКГ були розпочаті спільно фахівцями Інституту кібернетики та Інституту кардіології. Особливостями цих досліджень було використання одноканальної МКГ-системи, встановленої в звичайному неекранованому приміщенні [19].

Дослідження складних для діагностики випадків ішемії міокарда, в яких рутинні тести були неінформативні, проводилися у провідних клініках Німеччини, Нідерландів, Швейцарії, а також Китаю та Південної Кореї за допомогою декількох стаціонарних і мобільної МКГ-систем. В якості методів порівняння, крім ехокардіограм та ЕКГ, використовували коронароангіо- і сцинтиграфію, також проведено порівняння МКГ з електропотенціальним картуванням тіла (ПКТ). Дослідження, проведене в Ессені (Німеччина) в 2002-2005 рр., є найбільшим за кількістю хворих відносно МКГ [20]. Також проводилися експерименти на тваринах [4].

2. Представлення даних, отриманих з допомогою магнітокардіографії

2.1. МКГ-криві

При збудженні міокарда виникає електромагнітне поле, МКГ реєструє і аналізує магнітну частину (компоненти) цього поля, тоді як ЕКГ - електричну частину. Природно, що для пояснення виникнення МКГ - сигналу використовують ті ж біофізичні моделі, що і для ЕКГ - сигналу.

Крива зміни напруги магнітного поля під час кардіоцикла називається МКГ - кривою, як крива зміни електричного потенціалу - ЕКГ - кривою. ЕКГ і МКГ мають схожу форму і описуються однаковим набором назв зубців і інтервалів – PQRST.

Візуальний аналіз окремих МКГ-кривих не дозволяє побачити основну перевагу магнітокардіографії – високу чутливість до змін у розподілі щільності струму.

2.2. Карти розподілу магнітного поля і густини струму

Для просторової фіксації даних при МКГ-дослідженні використовують точки спостереження – вузли перетину квадратної сітки, що має прив'язку до анатомічних орієнтирів грудної клітини. Оскільки кількість вузлів обмежена, для локалізації зон патологічної активності міокарда і для побудови миттєвих карт розподілу індукції магнітного поля серця на основі синхронних усереднених МКГ - кривих (рис. 1, а) за допомогою алгоритмів двомірної інтерполяції будуються миттєві карти розподілу магнітного поля (рис. 1, б). Далі за допомогою розв'язку «оберненої задачі», карти розподілу магнітного поля можуть бути перетворені в миттєві карти розподілу векторів щільності струмів (рис. 1, в). Принциповою новизною аналізу даних МКГ є використання нового методичного підходу – проведення оцінки динаміки змін щільності струму протягом кардіоцикла за допомогою карт, послідовно розташованих в часі (динамічне картування) [5]. Такий підхід дозволив виділити ряд нових МКГ показників, які, з одного боку, мають зрозумілий електрофізіологічний сенс, а з іншого – дозволяють виключити вплив на результати досліджень технічних і конструктивних особливостей використаної МКГ-системи внаслідок аналізу відносних величин.

На наступному етапі проводиться аналіз динаміки виділених параметрів векторів густини струму (ВГС) в обраних часових інтервалах кардіоциклу (QRS, ST -T) з кроком в 4-10 мс.

Для кожного обраного інтервалу аналізуються міокарда. часові та/або просторові показники збудження

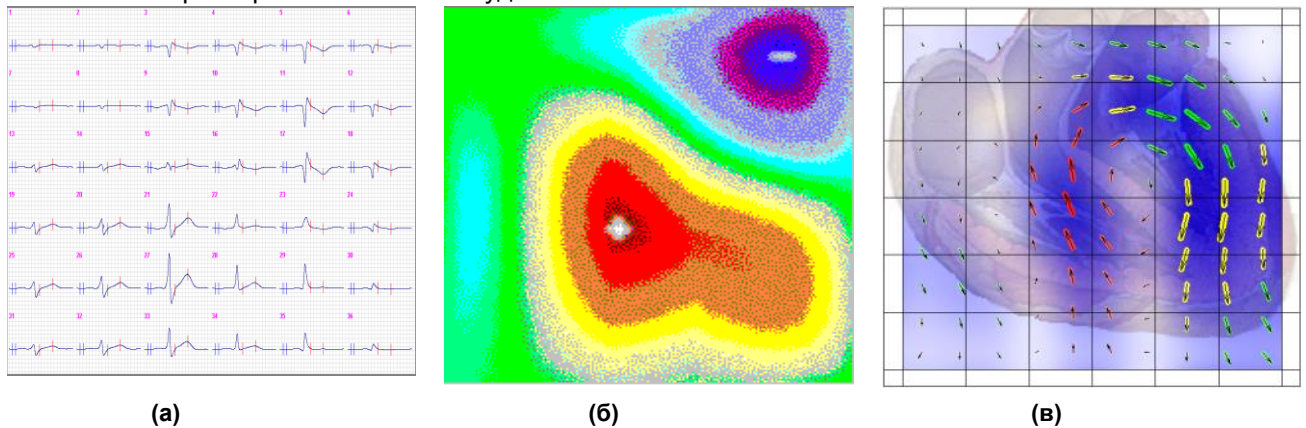


Рис. 1. Різні способи відображення магнітної активності серця: усереднені МКГ криві (а), карта магнітного поля (б) і розподілу векторів щільності струму (в)

На початковому етапі розвитку методи аналізу МКГ копіювали методи аналізу ЕКГ, без змін використовували номенклатуру назв зубців, сегментів і інтервалів, розроблену для аналізу ЕКГ. На основі дослідження морфології кривих МКГ, зареєстрованих у різних точках, були побудовані атласи МКГ в нормі та описані всі характерні зубці та інтервали кардіоциклу для відповідних положень вимірювача. Були розроблені кількісні амплітудно-часові критерії для діагностики ряду симптомів, особливо гіпертрофії відділів серця. Однак простий статистичний підхід до аналізу деяких МКГ-кривих не дозволяв виявити основну перевагу МКГ – високу чутливість до змін у розподілі щільності струму. Тому наступним етапом у розробці методів аналізу та інтерпретації МКГ-даних стали методи, тісно пов'язані з використанням миттєвих карт або ряду карт, послідовно розташованих в часі (динамічне картування). Такі карти можна отримувати через кожну мілісекунду. Кожна карта являє собою розподіл вимірюваної величини на поверхні тіла, причому не тільки в точках вимірювання сигналу, але і у всіх точках між ними, так як при побудові карти використовуються методи інтерполяції – реконструкції значень вимірюваної величини між точками вимірювання поліномами таким чином, що отримуються безперервні лінії.

Переваги картування наступні:

- Можливість вивчення мультипольного генератора серця і більш точної оцінки локальної електричної активності серцевого м'яза; немає необхідності обмежуватися аналізом такої елементарної моделі, як модель точкового диполя,

яка є основою звичайної ЕКГ і векторкардіографії;

- Можливість отримання інформації у вигляді послідовних миттєвих карт, що дозволяє детально вивчати динаміку процесів де- і реполяризації міокарда;

- Можливість використовувати для аналізу даних сучасні та інформативні методи аналізу зображень, розроблені для багатьох застосувань. У ЕКГ за допомогою картування аналізується розподіл потенціалу на поверхні тіла, в МКГ – розподіл вимірюваної компоненти магнітної індукції над поверхнею тіла (якщо не було використано розв'язання оберненої задачі магнітостатики) або векторів щільності струму у фронтальній площині, яка розсікає серце на певній глибині (якщо для аналізу даних було використано розв'язання оберненої задачі магнітостатики – реконструкція структури і величини електричних джерел за параметрами магнітного поля, яке породжують ці джерела).

Існує багато методів розв'язання оберненої задачі. Використовується рішення у вигляді двовірних карт векторів щільності струму у фронтальній площині, яке розсікає серце на певній глибині. Глибину обчислюють за допомогою оптимізаційної задачі як глибину залягання диполя по максимуму щільності струмів в цій площині у порівнянні з усіма іншими площинами, розташованими вище або нижче [6]. При аналізі МКГ-даних можна використовувати карти розподілу магнітного поля або векторні карти розподілу щільності струму, тобто із застосуванням оберненої задачі. Карты розподілу щільності струму дають більш повну і коректну інформацію. Переваги аналізу цих карт можна

розділити на фізичні та методологічні. До перших належить нівелювання впливу на МКГ-сигнал екстракардіальних факторів, насамперед різної відстані від датчика до серця у різних людей в результаті відмінності в антропометричних розмірах. Карти розподілу магнітного поля (без застосування оберненої задачі) реконструюються подібно картам розподілу потенціалу на поверхні тіла. При аналізі карт розподілу магнітного поля (як і при аналізі карт розподілу потенціалу на поверхні тіла) важко зіставити картину, що спостерігається на поверхні тіла або над нею, з картиною проходження струму всередині міокарда. Векторні ж карти розподілу щільності струму природним і наочним чином допомагають інтерпретувати локальні електричні явища в міокарді відповідно до їх реальним розподілом по всьому серцю. Тому саме ці карти необхідно використовувати лікаря для формування висновку про результати МКГ-дослідження [7].

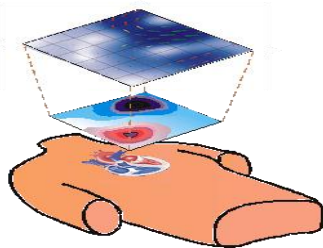


Рис. 2. Модельне відображення карти виміряного розподілу магнітного поля і розрахованих векторів щільності струму

Слід також зазначити, що карти розподілу щільності струму унікальні для МКГ і не мають аналога в ЕКГ-діагностиці. Причина цього в тому, що рішення оберненої задачі, засноване на реєстрації потенціалів на поверхні тіла, є складним. Воно вимагає точного визначення координат кожного електрода, а також врахування впливу різної провідності тканин, оточуючих серце (що відрізняються для кожного пацієнта), що в ЕКГ набагато складніше визначити, ніж при використанні МКГ.

3. Аналіз та інтерпретація карт, отриманих з допомогою магнітокардіографії

3.1. Оцінка кількісних характеристик і структури карти

В [8] було проведено порівняння карт здорових людей і пацієнтів з анеризмою лівого шлуночка. Для порівняння використовувалися такі

параметри: середнє значення густини струму по карті, сумарне значення густини струму, мінімальне, максимальне значення густини струму. Дослідження показало відмінність параметрів у хворих і здорових пацієнтів, однак ідентифікувати невелику кількість досліджуваних пацієнтів. Окрім того, такий підхід не дає інформації ні про напрям векторів, ні про просторовий розподіл густини струму, і, таким чином, знецінює основну перевагу магнітокардіографії перед іншими методами діагностики серцево-судинних захворювань, а саме можливість отримання двовимірних карт розподілу магнітного поля і густини струму.

В [9] було запропоновано поділ карти розподілу густини струму на 24 сектори. У роботі використовується аналіз незалежних компонент (ICA) для локалізації відображення густини струму і виявлення додаткового шляху проходження струму в серці у пацієнтів з синдромом Вольфа-Паркінсона-Уайта (Рис. 3).

В [10] для виявлення додаткового шляху проходження струму при аналізі МКГ-даних пацієнтів з синдромом Вольфа-Паркінсона-Уайта використовуються три моделі: модель електричного диполю, спрощена модель електричного мультиполю та модель магнітного диполю. Вказується, що найбільшій точності локалізації вдалося досягти при використанні моделі магнітного диполю. Слід зазначити, що такий аналіз даних, отриманих з допомогою МКГ, для задач локалізації застосовується і при діагностиці інших захворювань, наприклад тахікардії передсердь і шлуночків [11-18].

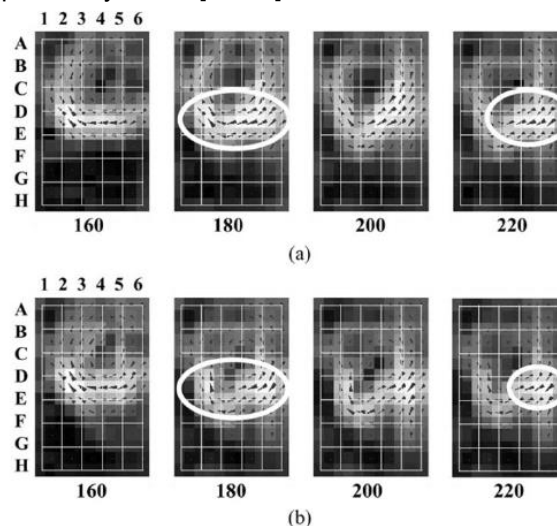


Рис. 3. Поділ карти розподілу густини струму пацієнта з синдромом Вольфа-Паркінсона-Уайта на сектори і локалізація зони з найбільшою густиною струму. а) без ICA, б) з ICA

В [19] для аналізу реполяризації використовується однорідність просторової структури карт. Під однорідністю просторової структури карт слід розуміти ступінь схожості між собою карт всередині досліджуваного інтервалу. Для кожної карти (крім першої) розраховують коефіцієнт кореляції з попередньою картою від 0 до 100 %. Також розраховують середнє значення цього показника для всього інтервалу. Чим вищий цей показник, тим більше схожі карти всередині ST -T інтервалу і тим вище гомогенність процесу реполяризації в цілому. В ідеальній ситуації всі карти від початку до кінця ST -T інтервалу схожі між собою і коефіцієнт подібності більш високий - 90 % (рис. 4).

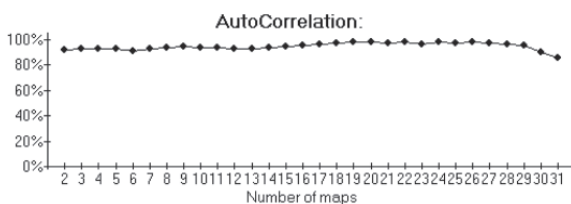


Рис. 4. Крива кореляції карт на інтервалі ST-T у здорової людини

Разом з тим навіть в нормі на початку ST -T інтервалу може бути проміжок часу (15-20 мс - 3-4 послідовних карти), протягом якого карти схожі між собою, але істотно відрізняються від подальших карт, які, в свою чергу, також схожі між собою. Таким чином усередині інтервалу ST -T є дві ділянки (кластера) - коротший, що охоплює початкову фазу ST-T (частина ST-сегмента), і довший, що триває до кінця інтервалу. При патології збільшується тривалість

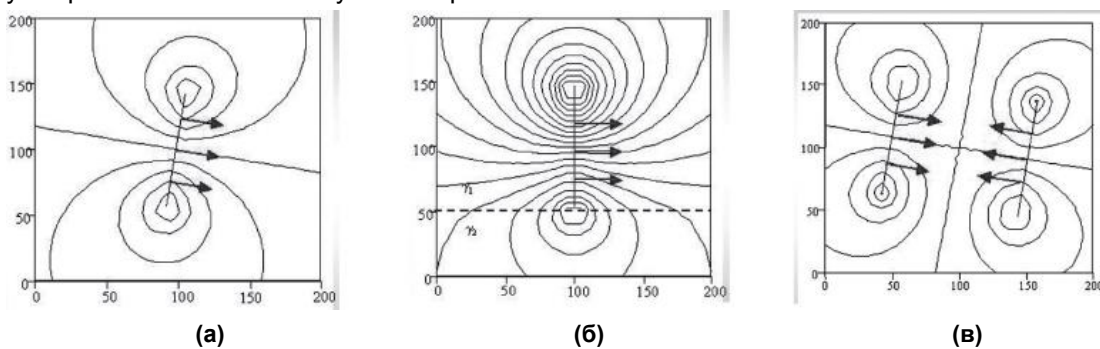


Рис. 6. Модель розподілу струмів. Стрілки виділяють «первинні струми» (фронт хвилі збудження), концентрично орієнтовані криві - струмові лінії «об'ємних» струмів. Одна (б) і дві (в) хвилі збудження рівної амплітуди в середовищі з однорідною провідністю; в - одна хвиля в середовищі з неоднорідною провідністю

В результаті різних патологічних процесів, наприклад ішемії, параметри проведення середовища стають неоднаковими в уражених і не-

першої ділянки, а в кінці інтервалу може з'явитися третій кластер, що охоплює кілька карт на низхідному коліні зубця T (рис. 5).

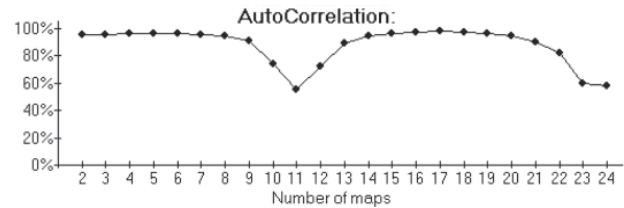


Рис. 5. Крива кореляції карт на інтервалі ST-T у хворого ішемічною хворобою серця

В [20] для оцінки стану пацієнта використовується модель розподілу струму. Електричний генератор може бути представлений як розподілене джерело, локалізоване на кордоні зони між збудженими і незбудженими ділянками міокарда при його деполяризації або між відновленими ділянками міокарда та невідновленими у фазі реполяризації шлуночків. Робиться припущення, що це джерело поміщене в провідне середовище з повністю однорідною провідністю. Ця модель дає можливість представити два типиструмів. По-перше, так звані «первинні струми», породжені градієнтом концентрації іонів. Внаслідок цього градієнта виникає трансмембранний потенціал дії (ТПД), який служить джерелом вторинних струмів. У нормі є тільки одна ділянка первинних струмів найбільшої інтенсивності, спрямованих відповідно до моменту кардіоцикла, який відображає карта, що аналізується (наприклад, в період реполяризації шлуночків, вліво і вниз) (рис. 6 а).

уражених ділянках. Спочатку це призводить до деформації струмових вихорів, якщо ступінь неоднорідності невелика (Рис.6, б), а при збіль-

шенні ступеня неоднорідності - до появи додаткових кордонів розділу збуджених і незбуджених ділянок міокарда (Рис. 6, в). Слід зазначити, що така модель адекватна для розподілу щільності струмів в одній площині. Однак міокард є складною тривимірною структурою, тому необхідно враховувати перерозподіл щільності струмів по глибині.

3.2. Оцінка напрямку та величини векторів

Принципи аналізу змін векторів щільності струму аналогічні використуваним в векторній кардіографії. У кожен момент часу оцінюють напрямок і величину вектора. При цьому для кожного моментного вектора відомо нормальний напрямок, тобто сектор в рамках кругової діаграми, застосовуваної в ЕКГ, від 0° до 180° і від -180° до 0°, при попаданні в яку направлення даного вектора вважається нормальним, або «належним».

В [21] пропонується аналіз картна основі визначення напрямку сумарного вектору для інтервалу ST -Т. В період реполяризації шлуночків сумарний вектор ЕРС у фронтальній площині повинен бути спрямований у сектор від 10 до 80 °. На рис. 7 цей сектор пофарбований у зелений колір. Примикають до нього праворуч і ліворуч сектора, пофарбовані у жовтий колір, що символізує проміжний між нормою і патологією напрямок вектора. Нарешті, залишається сектор кругової діаграми (від 100° до -30°), пофарбований у червоний колір, оскільки такий напрям вектора на інтервалі ST -Т є патологічним.

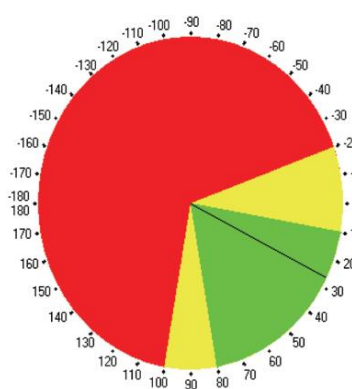


Рис. 7. Кругова діаграма, що відображає кольорове кодування «належного» напрямку векторів для інтервалу ST-T

Якщо побудувати вектор-кардіографічну петлю у фронтальній площині для інтервалу ST -Т, то кожен моментний сумарний вектор може бути пофарбований у колір, що відповідає кольору сектора, в який він спрямований. Таким чи-

ном здійснюється розкладання сумарного вектора на декілька складових, при цьому для кожного з цих векторів можна проаналізувати напрямок і величину. Такий аналіз дає значно більше інформації, ніж аналіз окремих кривих, вектор-кардіографічних петель або навіть карт розподілу магнітного поля або потенціалу на поверхні тіла людини.

В [22] шляхом поєднання аналізу картна основі визначення напрямку сумарного вектору і однорідності структури карт дається оцінка аномальності карти. Даний метод поєднує можливість повної оцінки структури карти з аналізом напрямку та величини векторів (як у вектор – кардіографії [23]). Показник аномальності (рис. 8) означає відношення суми довжини векторів, спрямованих у вірному, «належному» для кожного моменту часу напрямку, до суми довжини векторів, що мають неправильний напрямок. Показник нормується на 100%, тобто може змінюватися в діапазоні від 1 до 100. Він побічно відображає гомогенність карти, тобто наявності зон патологічної активності внесок векторів, що мають неправильний напрямок, збільшується. Додаткова оцінка гомогенності карт проводиться з допомогою аналізу однорідності просторової структури карт: для кожної карти (крім першої) розраховують коефіцієнт кореляції з попередньою картою від 0 до 100%. Також розраховують середнє значення цього показника для всього інтервалу. Чим вищий цей показник, тим більш схожі карти всередині ST-T інтервалу і тим вище гомогенність процесу реполяризації в цілому. В ідеальній ситуації всі карти від початку до кінця ST-T інтервалу схожі між собою і коефіцієнт подібності більш високий – близько 90%.

STT Analysis:

Map #	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14
Abnormality score	43	42	35	42	41	41	39	38	36	28	20	18	18	21

Map #	15	16	17	18	19	20	21	22	23	24	25
Abnormality score	20	20	15	10	6	3	6	3	3	3	9

Average abnormality: 22

Рис. 8. Показник аномальності для кожної карти середній показник аномальності для всього інтервалу ST-T

4. Методи класифікації

На основі описаних вище принципів аналізу (гомогенність, напрямок і локалізація векторів) стає можливою класифікація карт пацієнтів. Крім того, на базі аналізу великої кількості даних виділяють типи взаємного розташування груп найбільших векторів щільності струму, які зустрічаються найчастіше. Вони утворюють досить характерні структури і «образи».

В [24] з допомогою вищезгаданих методів аналізу картна основі визначення напрямку сумарного вектору і однорідності структури карт і оцінки аномальності карти проводиться бінарна класифікація карт пацієнтів на групи «норма», «патологія». Слід зазначити, що для класифікації проводиться аналіз додаткового параметру – однорідності зміни сумарної величини струму ряду карт. Сумарна величина струму кожної карти розподілу густини струму розраховується як модуль суми всіх довжин векторів карти і вимірюється в міліамперах. Абсолютні значення цієї величини не використовуються для діагностики, оскільки вони критично залежать від відстані між джерелом сигналу і площиною вимірювання, а ця відстань визначається виключно антропометричними характеристиками обстежуваного. Однак крива, яка утворюється цими значеннями від початку до кінця ST-T інтервалу, досить інформативна. У нормі вона монотонно іде вгору до вершини зубця Т, потім також монотонно знижується до ізолінії (рис.9,а). Допустимим є наявність короткої (10-15 мс) «полки» на початку інтервалу, тобто ділянки, на якій сигнал практично не змінюється. Після цього перегину він починає монотонно збільшуватися.

При патології, як у випадку аналізу просторової структури карт, тривалість першої ділянки збільшується до точки перегину, крім того, форма його може змінюватися (рис. 9, б).

У перший момент часу часто відбувається зменшення величини сигналу, потім має місце більш-менш тривала «полочка» і починається збільшення сигналу. Таким чином, початкова фаза кривої набуває U-подібну форму (рис.9, в).

Форма кінцевої частини кривої також може змінюватися. Вона переривається вищеізолінії або досягає її, але потім слідує ще одне відносно низькоамплітудне відхилення.

В [25] такий метод класифікації використовується для бінарної класифікації карт розподілу густини струму з метою діагностики ішемічної хвороби серця. При цьому досягнуто значень чутливості та специфічності класифікації 76% і 81% відповідно.

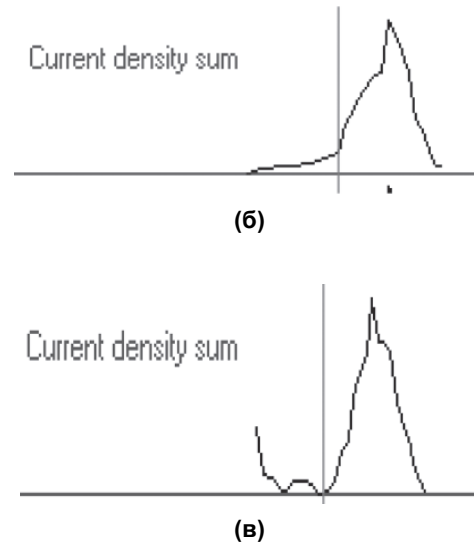
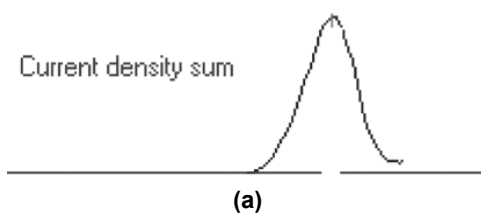


Рис. 9. Крива сумарної величини струму на інтервал ST-T здорового (а) і хворого ішемічною хворобою серця (б, в), на якому маркером відзначена точка перегину

В [26] використовуючи аналіз картна основі визначення напрямку сумарного вектору карти, проводиться класифікація карт на 5 груп, де “0” – група без патологій, “4” – група з найтяжчою формою патології. Для кожної з карт розраховується параметр:

$$\lambda = \frac{N_{GY}}{N_{ALL}}$$

де N_{GY} - сума довжин векторів з напрямом, що відповідає нормальному напрямку для періоду, в який була знята карта, тобто векторів, напрям яких лежить в зеленому та жовтому секторах на рис. 7, N_{ALL} - сума довжини усіх векторів. Клас, до якого належить відповідна карта, визначається за наступним правилом:

$$C_m = \begin{cases} 0, & \text{якщо } \lambda \geq \lambda_0 \\ 1, & \text{якщо } \lambda_1 \leq \lambda < \lambda_0 \\ 2, & \text{якщо } \lambda_2 \leq \lambda \leq \lambda_1 \\ 1, & \text{якщо } \lambda_3 \leq \lambda \leq \lambda_2 \\ 1, & \text{якщо } \lambda < \lambda_3 \end{cases}$$

У роботі звітують про досягнуті значення чутливості та специфічності в 74% і 80% відповідно.

Обговорення і висновки

В роботі представлено огляд найчастіше застосовуваних методів аналізу даних, отриманих з допомогою МКГ. За результатами огляду можна зробити висновок, що розробка методів аналізу даних, отриманих з допомогою магніто-

кардіографії знаходиться ще на початковому етапі. Більшість робіт, що стосуються магнітокардіографії, зосереджені на технічних аспектах і способах візуалізації даних.

До недавнього часу найбільш розповсюдженим методом аналізу МКГ-даних був візуальний аналіз. Цей метод дозволяє оцінити структуру карти, тобто взаємне розташування ділянок підвищеної та зниженої електричної активності, у всій її повноті, більш різностороннє, ніж це можливо при використанні лише кількісних критеріїв. З часом лікар-експерт формує «образи» нормальної карти, а також карт, що відображають різні захворювання, базуючись на погано формалізованих, але найбільш інформативних ознаках.

Візуальний аналіз МКГ-карт має суттєві недоліки, властиві візуальній класифікації будь-яких діагностичних медичних зображень. До цих недоліків відноситься необхідність досить тривалого періоду навчання і відносно слабка відтворюваність результатів. Кількісний аналіз, звичайно, позбавлений цих недоліків, він більш точний при порівнянні результатів двох або більше досліджень. Тому ці види аналізу бажано застосовувати одночасно.

Методи основані лише на оцінці кількісних характеристик карти не завжди враховують її структуру, і векторні величини, тому можуть використовуватися лише для діагностики обмеженого кола станів серця.

Методи аналізу, в основу яких покладено аналіз напрямку векторів, недосконалі за рахунок того, що в них не враховується структура карти. Для задач класифікації використовується сукупність методів і аналізу напрямку векторів, і кількісних характеристик для врахування структури карти.

Отже, для забезпечення точної діагностики серцево-судинних захворювань з допомогою МКГ необхідно розробляти нові методи аналізу МКГ-даних, що одночасно враховують і кількісні, і векторні характеристики. Прикладом такого аналізу є аналіз карт розподілу густини струму, котрі несуть в собі інформацію як про величини, так і про напрямки векторів густини струму в міокарді. Окрім того, використання правильно налаштованих класифікаторів і підібраних характеристик карт розподілу густини струму може допомогти підвищити точність постановки діагнозу.

Список використаних джерел

1. Saارين M., Siltanen P., Karp P. The normal magnetocardiograms: morphology, *Annals of Clinical Research*, Vol. 10 (Suppl. 21), 1978, P. 1-13.
2. Clarke J., Draginski A. I. the SQUID Handbook, Vol. I Fundamentals and Technology of SQUIDs and SQUID Systems, Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co, KGaA, 2004, 395P.
3. Tsukada K. et al. Magnetocardiographic mapping characteristic for diagnosis of ischemic heart disease in *Computers in Cardiology 2000*, Cambridge, MA, Sept. 2000, P. 505-508.
4. Richard S. Young, Tim P. DeMonte, Karshi F. Hasanov, Dawn B. Jorgenson, Michael L. G. Joy Measurement of thoracic current flow in pigs for the study of defibrillation and cardioversion, *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, Vol. 50, P. 1167-1173
5. Tolstrup K., Madsen B. E., Ruiz J. A. et al. Non-invasive resting magneto-cardiographic imaging for the rapid detection of ischemia in subjects presenting with chest pain, *Cardiology*, 2006, Vol. 106, P. 270–276.
6. Romanovych S., Steinberg F., Sosnytsky V., Ivanova S. Imaging of heart biomagnetic sources by current lines in a plane using the magnetic moments method, *Proceedings of the EMBEC99, 1999, Part 1*, P. 410–411.
7. Koch H. Recent advances in magnetocardiography, *Journal of Electrocardiology* Vol. 37, 2004, P. 117 – 122.
8. Leder U, Schrey F, Haueisen J, et al. Reproducibility of HTS-SQUID magnetocardiography in an unshielded clinical environment, *International Journal of Cardiology*, 2001, P. 79 – 93
9. 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
10. Makijarvi M., Nenonen J., Leini M., Montonen J., Toivonen L., Nieminen M, Katila T., Siltanen P. Localization of accessory pathways in Wolff-Parkinson-White syndrome by high resolution, Magnetocardiographic Mapping, *Journal of Electrocardiology* Vol. 25 No. 2 April 1992, P. 143 – 155.
11. Nomura M. et al. Magnetocardiographic localization of an accessory pathway in patients with WPW syndrome, *Journal of Cardiology*, 20, 1990, P. 227- 239
12. Fenici R., Melillo G. and Masselli M. Clinical magnetocardiography, *International Journal of Cardiac Imaging*, 7, 1991, P. 151- 167
13. Nenonen J., Makijarvi M., Toivonen L., Forsman K., Leinio M., Montonen J., Jarvinen

- A., Keto P., Hekali P., Katila T., Siltanen P. Non-invasive magnetocardiographic localisation of ventricular pre-excitation in the Wolff- Parkinson- White syndrome using a realistic torso model. *European Heart Journal*, 14, 1993, P.168-174
14. Makijarvi M., Nenonen J., Toivonen L., Montonen J., Katila T., Siltanen P., Magnetocardiography: supraventricular arrhythmias and pre-excitation syndromes, *European Heart Journal*, 14, 1993, P. 46- 52
 15. Oeff M., Burgho FF M., Magnetocardiographic localisation of the origin of ventricular ectopic beats, *PACE Pacing and Clinical Electrophysiology*, 17, 1994, P. 517-522.
 16. Hombach V., Kochs M., Weissmuller P., Clausen M. et al. Localization of ectopic ventricular depolarization by inspect-radionuclide ventriculography and by magnetocardiography, *International Journal of Cardiac Imaging*, 7, 1991, P. 225 - 235.
 17. Moshage W., Achenbach S., Goehl K., Bachmann K., Evaluation of the non-invasive localisation accuracy of cardiac arrhythmias attainable by multichannel magnetocardiography (MCG). *International Journal of Cardiac Imaging*, 12, 1996, P. 47 - 59.
 18. Fenici R., Covino M, Cellerino C., Di Lillo M., De Filippo M., Melillo G., Magnetocardiographically guided catheter ablation, *International Journal of Cardiology*, 8, 1995, P. 825 - 836
 19. Chaikovsky I., Katz M., Katz D. Principles of MCG maps classification, *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 5, N. 1, 2003, P. 100–101(19)
 20. Chaikovsky I. Magnetocardiography in unshielded location in coronary artery disease detection using computerized classification of current density vectors maps, *Dissertation of Doctor of Medicine*, University Duisburg-Essen, 2005, 76P.(20)
 21. Chaikovsky I., Primin N., Hugenholz P. et al. Approaches and methods for the clinical interpretation of the magnetocardiogram, *USIM*, № 2, 2006, P. 33–43(21)
 22. 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(22)
 23. Chaikovsky I. et al. Magnetocardiography in clinical practice: algorithms and technologies for data analysis, *Medical Science* 3-4, June 2011, P. 21-38
 24. Chaikovsky I., Vasetsky Yu., Fainzilberg L. New computerised methods for current density vector map evaluation, *Proc. of 14th International Conference on Biomagnetism*, Boston, 2004, P. 412–414
 25. Chaikovsky I., Katz M., Katz D. Principles of MCG maps classification, *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 5, N. 1., 2003, P. 100–101
 26. Fainzilberg L., Chaikovsky I., Auth-Eisernitz S., Awolin B., Ivaschenko D., Hailer B. Sensitivity and specificity of magnetocardiography, using computerized classification of current density vectors maps, in ischemic patients with normal ECG and echocardiogram, *International Congress Series* 1300, 2007, P. 468–471

Поступила в редакцию 11 мая 2016 г.

УДК 57.087

Е.Е. Удовиченко

Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт»,
каб. 423, Политехническая ул., 16, Киев, 03056, Украина.

Методы анализа данных, полученных с помощью магнитокардиографии

Неинвазивная диагностика сердечно-сосудистых заболеваний является одной из важнейших задач современной кардиологии. Важное место среди методов диагностики занимает магнитокардиография (МКГ) метод неинвазивного электрофизиологического исследования сердца, заключается в бесконтактной регистрации и анализе над грудной клеткой человека магнитного поля, порожденного электрической активностью миокарда в течение сердечного цикла. В работе рассмотрены основные способы представления МКГ-данных, их преимущества и недостатки. Кроме того, в работе дан обзор существующих методов анализа данных, полученных с

помощью МКГ, в том числе карт распределения плотности тока, а также указано направление дальнейшей работы над проблемой. Библ. 26 назв. Рис. 9.

Ключевые слова: магнитокардиография; карты распределения плотности тока; диагностика сердечно-сосудистых заболеваний; миокард.

UDC 57.087

Y. Udovychenko

National Technical University of Ukraine «Kyiv Polytechnic Institute»,
off. 423, Politekhnichna Str., 16, Kyiv, 03056, Ukraine.

Methods of Data Obtained With Magnetocardiography Analysis

Non-invasive diagnosis of cardiovascular diseases is one of the most important problems of modern cardiology. Important place among diagnostic methods takes Magnetocardiography (MCG) - method of noninvasive electrophysiological study of heart that provides contactless registration and analysis of magnetic fields generated by electrical activity of the myocardium during cardiac cycle over the human chest. The paper discusses the main ways of representing MCG data, their advantages and disadvantages. Also in our work the overview of existing methods of analysis of MCG data, including current density distribution maps is given, and the directions for further research are defined. Ref. 26, figs. 9.

Keywords: magnetocardiography; current density distribution maps; diagnosis of cardiovascular diseases; myocardium.

References

1. Saarinen, M., Siltanen, P., Karp, P. (1978). The normal magnetocardiograms: morphology, Annals of Clinical Research, Vol. 10 (Suppl. 21), Pp. 1-13.
2. Clarke, J., Draginski, A. I. (2004). the SQUID Handbook, Vol. I Fundamentals and Technology of SQUIDS and SQUID Systems, Weinheim: WILEY-VCH Verlag GmbH & Co, KGaA, P. 395.
3. Tsukada, K. et al. (2000). Magnetocardiographic mapping characteristic for diagnosis of ischemic heart disease in Computers in Cardiology 2000, Cambridge, MA, Sept. Pp. 505-508.
4. Richard, S. Young, Tim P. DeMonte, Karshi, F. Hasanov, Dawn, B. Jorgenson, Michael, L. G. Joy Measurement of thoracic current flow in pigs for the study of defibrillation and cardioversion, IEEE Transactions on Biomedical Engineering, Vol. 50, Pp. 1167-1173.
5. Tolstrup, K., Madsen, B. E., Ruiz, J. A. et al. (2006). Non-invasive resting magneto-cardiographic imaging for the rapid detection of ischemia in subjects presenting with chest pain, Cardiology, Vol. 106, Pp. 270-276.
6. Romanovych, S., Steinberg, F., Sosnytsky, V., Ivanova, S. (1999). Imaging of heart biomagnetic sources by current lines in a plane using the magnetic moments method, Proceedings of the EMBEC99, Part 1, Pp. 410-411.
7. Koch, H. (2004). Recent advances in magnetocardiography, Journal of Electrocardiology Vol. 37, Pp. 117 - 122.
8. Leder, U., Schrey, F., Haueisen, J., et al. (2001). Reproducibility of HTS-SQUID magnetocardiography in an unshielded clinical environment, International Journal of Cardiology, Pp. 79 - 93
9. Kobayashi, K., Uchikawa, Y., Nakai, K., Yoshizawa, M. (2004). 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, Pp. 2970 - 2972.
10. Makijarvi, M., Nenonen, J., Leini, M., Montonen, J., Toivonen, L., Nieminen, M, Katila, T., Siltanen, P. (1990). Localization of accessory pathways in Wolff-Parkinson-White syndrome by high resolution, Magnetocardiographic Mapping, Journal of Electrocardiology Vol. 25 No. 2 April 1992, P. 143 - 155.
11. Nomura M. et al. Magnetocardiographic localisation of an accessory pathway in patients with WPW syndrome, Journal of Cardiology, 20, Pp. 227- 239.
12. Fenici, R., Melillo, G. and Masselli, M. (1991). Clinical magnetocardiography, International Journal of Cardiac Imaging, 7, Pp. 151- 167.
13. Nenonen, J., Makijarvi, M., Toivonen, L., Forsman, K., Leinio, M., Montonen, J., Jarvinen, A., Keto, P., Hekali, P., Katila, T., Siltanen, P. (1993). Non-invasive magnetocardiographic localisation of ventricular

- pre-excitation in the Wolff- Parkinson- White syndrome using a realistic torso model. *European Heart Journal*, 14, Pp.168-174.
14. *Makijarvi, M., Nenonen, J., Toivonen, L., Montenen, J., Katila, T., Siltanen, P.* (1993). Magnetocardiography: supraventricular arrhythmias and pre -excitation syndromes, *European Heart Journal*, 14, Pp. 46- 52.
 15. *Oeff, M., Burgho, FF. M.* (1994). Magnetocardiographiclocalisation of the origin of ventricular ectopic beats, *PACEPacing and Clinical Electrophysiology*, 17, Pp. 517-522.
 16. *Hombach, V., Kochs, M., Weissmuller, P., Clausen, M. et al.* (1991). Localization of ectopic ventricular depolarization by inspect-radionuclide ventriculography and by magnetocardiography, *International Journal of Cardiac Imaging*, 7, Pp. 225 - 235.
 17. *Moshage, W., Achenbach, S., Goehl, K., Bachmann, K.* (1996). Evaluation of the non-invasive localisation accuracy of cardiac arrhythmias attainable by multichannel magnetocardiography (MCG). *International Journal of Cardiac Imaging*, 12, Pp. 47 - 59.
 18. *Fenici, R., Covino, M., Cellerino, C., Di Lillo, M., De Filippo, M., Melillo, G.* (1995). Magnetocardiographically guided catheter ablation, *International Journal of Cardiology*, 8, Pp. 825 – 836.
 19. *Chaikovsky, I., Katz, M., Katz, D.* (2003). Principles of MCG maps classification, *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 5, N. 1, Pp. 100–101(19).
 20. *Chaikovsky, I.* (2005). Magnetocardiography in unshielded location in coronary artery disease detection using computerized classification of current density vectors maps, *Dissertation of Doctor of Medicine*, University Duisburg-Essen, P. 76.(20).
 21. *Chaikovsky, I., Primin, N., Hugenholtz, P. et al.* (2006). Approaches and methods for the clinical interpretation of the magnetocardiogram, *USIM*, № 2, Pp. 33–43(21)
 22. *Hailer, B., Chaikovsky, I., Auth-Eisernitz, S., Schäfer, H., Steinberg, F.* (2003). Grönenemeyer D.H.W. Magnetocardiography in coronary artery disease with a new system in an unshielded setting. *Clinical Cardiology* 26, Pp. 465-471(22).
 23. *Chaikovsky, I. et al.* (2011). Magnetocardiography in clinical practice: algorithms and technologies for data analysis, *Medical Science* 3-4, June, Pp. 21-38.
 24. *Chaikovsky, I., Vasetsky, Yu., Fainzilberg, L.* (2004). New computerized methods for current density vector map evaluation, *Proc. of 14th International Conference on Biomagnetism*, Boston, Pp. 412–414.
 25. *Chaikovsky, I., Katz, M., Katz, D.* (2003). Principles of MCG maps classification, *International Journal of Bioelectromagnetism*, Vol. 5, N. 1., Pp. 100–101.
 26. *Fainzilberg, L., Chaikovsky, I., Auth-Eisernitz, S., Awolin, B., Ivaschenko, D., Hailer, B.* (2007). Sensitivity and specificity of magnetocardiography, using computerized classification of current density vectors maps, in ischemic patients with normal ECG and echocardiogram, *International Congress Series* 1300, Pp. 468–471.