



УКРАЇНА

(19) **UA** (11) **17379** (13) **U**
(51) **МПК (2006)**
A61B 5/04

МІНІСТЕРСТВО ОСВІТИ
І НАУКИ УКРАЇНИ

ДЕРЖАВНИЙ ДЕПАРТАМЕНТ
ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОЇ
ВЛАСНОСТІ

ОПИС

ДО ДЕКЛАРАЦІЙНОГО ПАТЕНТУ НА КОРИСНУ МОДЕЛЬ

видається під
відповідальність
власника
патенту

(54) СПОСІБ АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ ДЛЯ ВИЯВЛЕННЯ ПІЗНІХ ПОТЕНЦІАЛІВ ПЕРЕДСЕРДЬ

1

2

(21) u200604058

(22) 12.04.2006

(24) 15.09.2006

(46) 15.09.2006, Бюл. № 9, 2006 р.

(72) Іванушкіна Наталія Георгіївна, Фесечко Володимир Опанасович

(73) НАЦІОНАЛЬНИЙ ТЕХНІЧНИЙ УНІВЕРСИТЕТ УКРАЇНИ "КИЇВСЬКИЙ ПОЛІТЕХНІЧНИЙ ІНСТИТУТ"

(57) Спосіб аналізу електрокардіосигналів для виявлення пізніх потенціалів передсердь (ППП), який полягає в тому, що електрокардіосигнали, зареєстровані з поверхні тіла пацієнта, усереднюють та обробляють з метою виявлення низькоамплітудних маркерів, які можуть знаходитися наприкінці зубця Р чи протягом ізоелектричної частини інтер-

валу PQ стандартної електрокардіограми (ЕКГ), який **відрізняється** тим, що усереднення поверхневих електрокардіосигналів виконують для груп (30-40) кардіоциклів, з усереднених сигналів складають ансамбль ЕКГ та наступний аналіз виконують в перетвореному базисі власних векторів кореляційної матриці ансамблю ЕКГ, а саме: повний перетворений простір кореляційної матриці розподіляють на підпростір сигналу та підпростір шуму і в кожному підпросторі знаходять ознаки відсутності або наявності ППП, при цьому в підпросторі сигналу виконують розпізнавання образів ППП на основі технології навчання, а в підпросторі шуму - спектральне оцінювання низькоамплітудних компонент ЕКГ.

Корисна модель відноситься до галузі медичної діагностичної електроніки і може бути використана в діагностичних системах або реалізована в самостійних пристроях для моніторингу функціонального стану людини та ранньої діагностики тахіаритмій серця.

Відомі способи діагностики розвитку передсердних тахіаритмій на базі виявлення провідників - пізніх потенціалів передсердь (ППП) засновані на методі електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР) [1, 2, 3]. Метод ЕКГ ВР дозволяє визначити уповільнене проведення, що виникає на обмежених ділянках передсердь і не реєструється на звичайній електрокардіограмі (ЕКГ). Однак, вивчення цього патологічного стану на основі механізму "рієнтри" ускладнено внаслідок електрофізіологічних особливостей передсердної електричної активності, а також недосконалості методів та засобів ЕКГ ВР, що застосовуються.

Загальними ознаками існуючого способу [1], найбільш близького до способу, що пропонується, є часове усереднення електрокардіограм, яке ґрунтується на накопичуванні сигналів ЕКГ та відборі ідентичних кардіоциклів завдяки алгоритмам синхронізації та ранжування. При цьому, кожний наступний період серцевих скорочень зрівнюється з

еталонним кардіоциклом, та беруться для усереднення ті кардіоцикли, в яких коефіцієнти кореляції з шаблоном становлять не менше 0.97. Крім того, вважається, що достатня для усереднення кількість кардіоциклів дорівнює від 200 до 500. Недоліком при усередненні малої кількості кардіоциклів є мале співвідношення сигнал/шум, а при усередненні великої кількості - повністю нівелюються низькоамплітудні пізні потенціали.

Для оцінки наявності ППП використовують методи аналізу: часового та частотного, а також змішаних координатних базисів - спектрально-часового та масштабно-часового [2,3]. Аналізу підлягає термінальна частина зубця Р та ізоелектрична частина інтервала PQ стандартної електрокардіограми. Спільний недолік всіх існуючих методів аналізу: невисокі показники чутливості та специфічності виявлення ППП - провідників передсердних тахіаритмій [1,2].

В основу корисної моделі поставлено задачу - удосконалити відомий спосіб шляхом вибору базису для аналізу ЕКГ, що забезпечує високі характеристики виявлення ППП у складі електрокардіосигналів навіть при низьких відношеннях сигнал/шум.

Поставлена задача вирішується тим, що у ві-

(19) **UA** (11) **17379** (13) **U**

домому способі, який полягає в тому, що електрокардіосигнали, зареєстровані з поверхні тіла пацієнта, усереднюють та обробляють з метою виявлення низькоамплітудних маркерів, які можуть знаходитися наприкінці зубця Р чи протягом ізоелектричної частини інтервалу PQ стандартної електрокардіограми, новим є те, що усереднення поверхневих електрокардіосигналів виконують для груп (30-40) кардіоциклів, з усереднених сигналів складають ансамбль електрокардіограм та наступний аналіз виконують в перетвореному базисі власних векторів кореляційної матриці ансамблю ЕКГ, а саме: повний перетворений простір кореляційної матриці розподіляють на підпростір сигналу та підпростір шуму і в кожному підпросторі знаходять ознаки відсутності або наявності ППП, при цьому, в підпросторі сигналу виконують розпізнавання образів ППП на основі технології навчання, а в підпросторі шуму - спектральне оцінювання низькоамплітудних компонент ЕКГ.

На кресленні (див. Фіг.) зображений усереднений кардіоцикл ЕКГ з виділеним інтервалом для аналізу термінальної частини зубця Р.

Спосіб, що пропонується, полягає в наступному. Електрокардіосигнали з поверхні тіла пацієнта реєструють, накопичують та усереднюють. При цьому, усереднення виконують для невеликих груп кардіоциклів (30-40), а для наступного аналізу використовують ансамбль сигналів, в якому кожна реалізація являє усереднений по групам сигнал.

Аналіз ЕКГ для виявлення ППП виконують у перетвореному базисі власних векторів кореляційної матриці ансамблю усереднених кардіосигналів [4, 5]. Кореляційну матрицю складають в такий спосіб, що кожен її елемент дорівнює добутку вибірових ординат кардіоциклу наприкінці зубця Р чи протягом ізоелектричної частини інтервалу PQ. Власні значення знаходять, як корені характеристичного рівняння кореляційної матриці, а власні вектори, що представляють ортонормований базис ансамблю ЕКГ, визначають із системи лінійних алгебраїчних рівнянь.

Для отримання інформації про стан електричної активності серця пацієнта виконують розподіл перетвореного простору на основі представлення кореляційної матриці як суми розкладів у підпросторі сигналу та підпросторі шуму, проводять аналіз у двох підпросторах та знаходять в кожному з них

ознаки відсутності або наявності ППП [4, 5].

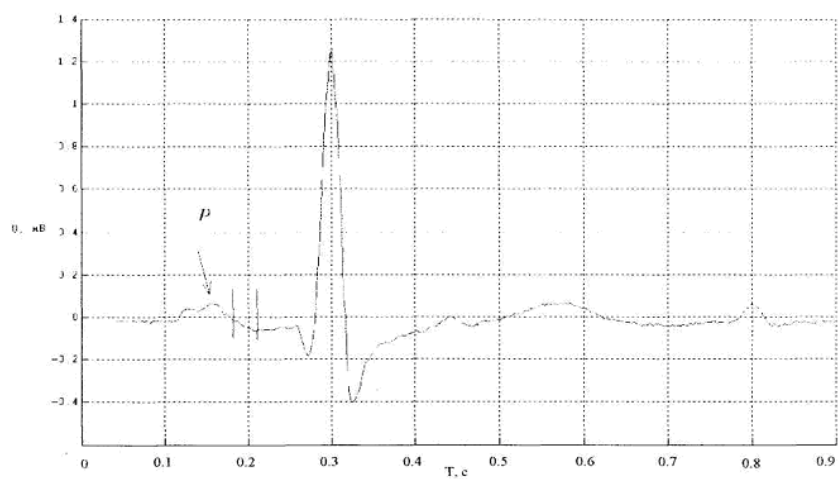
В підпросторі сигналу для розпізнавання образів ППП у складі ЕКГ [4] використовують квадрати проекцій електрокардіосигналів на головні власні вектори, що мають екстремальні властивості: при розкладанні в базисі власних векторів свого класу вони максимальні. Обробка ЕКГ в підпросторі сигналу дає можливість підвищити відношення сигнал/шум та автоматизувати процес класифікації захворювань серця за раціональною кількістю ознак.

В підпросторі шуму виконують спектральне оцінювання електрокардіосигналів, яке засновано на визначенні функцій від власних векторів шуму, що забезпечує високу спектральну роздільну здатність та дозволяє виявити низькоамплітудні спектральні складові ЕКГ і визначити переваги високочастотних компонент при появі ППП [5].

Таким чином, запропонований спосіб за рахунок аналізу діагностичних ознак ППП у власних підпросторах сигналу та шуму дозволяє забезпечити високі показники чутливості й специфічності їх виявлення та розширити діапазон низькоамплітудних компонент електрокардіосигналів, що знаходяться методом ЕКГ ВР.

Список літературних джерел

1. Электрокардиография высокого разрешения / Под редакцией Г.Г. Иванова, С.В. Грачева, А.Л. Сыркина.- М.: Триада-Х, 2003. - 304с.
2. Бокерия О.Л. Электрокардиография высокого разрешения / Функциональная диагностика в кардиологии / Под ред. Л.А. Бокерия, Е.З. Голуховой, А.В. Иваницкого.- В 2 т. - М.: Изд. НЦССХ им. Бакулева РАМН, 2002. - Т.1. - 427с.
3. Абакумов В.Г., Рибін О.І., Сватош Й. Біомедичні сигнали. Генезис, обробка, моніторинг. - К.: Нора-прінт, 2001. - 516с.
4. Иванушкина Н.Г., Ермакова И.И., Фесечко В.А. Метод собственных подпространств для распознавания образов поздних потенциалов предсердий // Управляющие системы и машины. - 2004. - №6. - С.6-11.
5. Иванушкина Н.Г. Спектральное оценивание низкоамплитудных компонент ансамбля сигналов на основе метода собственных подпространств // Проблемы информатизации та управління. - К.: НАУ. - 2004. - №10. - С.146-150.



Фиг.