

УДК 616.12-073.7

К.О. Іванько, Н.Г. Іванушкіна

## МЕТОД ВИЯВЛЕННЯ ПІЗНІХ ПОТЕНЦІАЛІВ ПЕРЕДСЕРДЬ НА ОСНОВІ АНАЛІЗУ ВЛАСНИХ ПІДПРОСТОРІВ ВЕЙВЛЕТ-ОБРАЗІВ ЕЛЕКТРОКАРДІОСИГНАЛІВ

### Вступ

Пізнi потенціали передсердь (ППП) є низькоамплітудними високочастотними сплесками, локалізованими в кінці Р-зубця електрокардіо-сигналу. Вони свідчать про наявність уповільненої фрагментованої деполяризації передсердь і є провідниками таких передсердних тахіаритмій, як мерехтіння і тріпотіння передсердь, що розвиваються за механізмом повторного входу хвилі збудження, відомого як механізм *re-entry* [1, 2].

Мерехтіння і тріпотіння передсердь вважаються найпоширенішими формами порушення ритму серця, які можуть спричинити тяжкі ускладнення. Це зумовлює необхідність ранньої діагностики передсердних тахіаритмій і актуальність вдосконалення існуючих діагностичних систем у кардіології. Так, у системах електрокардіографії високого розрізнення (ЕКГ ВР) використовується усереднення великої кількості ідентичних кардіоциклів, що дає можливість істотно поліпшити співвідношення сигнал/шум та виявити низькоамплітудні складові електрокардіосигналів [1–3]. Методика ЕКГ ВР передбачає реєстрацію і усереднення від 100 до 400 ЕКГ-комплексів. У припущенні щодо незалежності відліків шуму в  $N$  кардіоциклах, які підлягають усередненню, відношення сигнал/шум по напрузі поліпшується в  $\sqrt{N}$  разів [3]. Проте у випадку недостатньої довжини запису ЕКГ і/або сильної зашумленості сигналу наявність залишкового шуму після усереднення не дає можливості проаналізувати морфологію термінальної частини Р-зубця і зробити висновок про наявність або відсутність мікросплесків.

Труднощі неінвазивної реєстрації ППП з поверхні тіла пов'язані з тим, що амплітуда шумових складових електрокардіограми (ЕКГ) може значно перевищувати амплітуду ППП [1–3]. Класичні підходи до вирішення проблеми виявлення сигналу в шумі та оцінювання його параметрів базуються на припущенні про апріорно відомі статистичні і спектральні характеристики як шуму, так і сигналу, що дослід-

жується. Застосування таких підходів до дослідження потенціалів уповільненої деполяризації передсердь ускладнюється значним ступенем апріорної невизначеності щодо шумових завад та властивостей самих низькоамплітудних сигналів, які визначаються переважно індивідуальними особливостями пацієнтів [3].

### Постановка задачі

Метою даного дослідження є розробка підходів до виявлення ППП за допомогою використання математичного апарату ортогональних перетворень. Запропонований комплексний метод виявлення ППП заснований на багаторівневому дискретному вейвлет-розкладі (ДВР) Р-зубців ЕКГ і аналізі власних векторів коваріаційної матриці коефіцієнтів деталізації першого рівня вейвлет-розкладу. Специфіка задачі виявлення ППП полягає у фільтрації зашумленого низькоамплітудного сигналу в умовах апріорної невизначеності щодо характеристик шуму і сигналу.

### Спільне застосування методів вейвлет-розкладу і аналізу в базисі власних векторів при виявленні ППП на фоні шуму

При контурному аналізі кардіосигналу частоти вище 100 Гц не враховуються, оскільки помітно не впливають на форму ЕКГ [4]. Виявлення ППП, навпаки, передбачає дослідження саме високочастотних компонент кардіосигналу (рис. 1).

Багаторівневий дискретний вейвлет-розклад сигналу дає змогу одночасно отримати апроксимуючі коефіцієнти  $cA$ , за якими знаходиться згладжений сигнал для контурного аналізу, і деталізуючі коефіцієнти  $cD$ , які описують

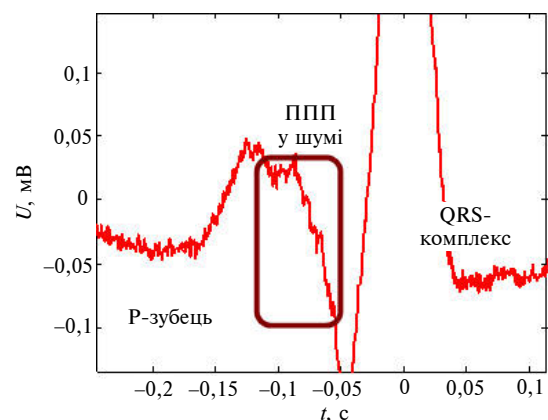


Рис. 1. Сигнал-усереднена ЕКГ з ППП і залишковим шумом

високочастотні флуктуації електрокардіосигналу. Вектори вейвлет-коефіцієнтів отримують згорткою кардіосигналу  $S$ , що досліджується, з фільтром нижніх частот для визначення коефіцієнтів апроксимації  $cA_1$  і з фільтром високих частот для визначення коефіцієнтів деталізації  $cD_1$  [4]. На наступному кроці розкладаються коефіцієнти апроксимації  $cA_1$  на дві частини, з отриманням  $cA_2$  і  $cD_2$  і т.д. до необхідного рівня розкладу  $N$  (рис. 2).

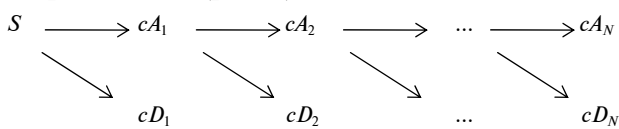


Рис. 2. Дерево вейвлет-розкладу сигналу  $S$  до рівня  $N$

Таким чином, при відновленні сигнал  $S$  являє собою суму апроксимуючої складової, що визначається за коефіцієнтами апроксимації  $N$ -го рівня вейвлет-розкладу ( $a_N$ ) і всіх деталізуючих складових, які визначаються за коефіцієнтами деталізації рівнів ДВР з 1 по  $N$  ( $d_N, d_{N-1}, \dots, d_1$ ):

$$S = a_N + d_N + d_{N-1} + \dots + d_1.$$

Шумова компонента є меншою за модулем, ніж основний сигнал, і відображається переважно в деталізуючих коефіцієнтах ДВР. При очищенні сигналу від шуму обробляються деталізуючі коефіцієнти вейвлет-розкладу. При цьому обнуляються або зменшуються за модулем значення коефіцієнтів, менші деякого порогового значення  $q$  [4].

У системах ЕКГ ВР задача видалення шуму ускладнюється тим, що ППП за своєю амплітудою близькі до шумових складових. При вейвлет-розкладі модельного Р-зубця ЕКГ без шуму, але з наявністю мікросплесків, ППП явно проявляються на першому рівні деталізації ( $cD_1$ ), що дає можливість розділяти сигнали з ППП і без них [5]. При наявності шуму виявити ППП за допомогою ДВР неможливо, оскільки шумова складова і ППП проявляються на одному рівні вейвлет-розкладу досліджуваного Р-зубця (рис. 3).

Порогова обробка коефіцієнтів деталізації при видаленні залишкового шуму СУ ЕКГ і виявленні ППП не дає задовільних результатів. Задання малих порогових значень зберігає шумовий фон у коефіцієнтах деталізації і призводить лише до незначного збільшення відно-

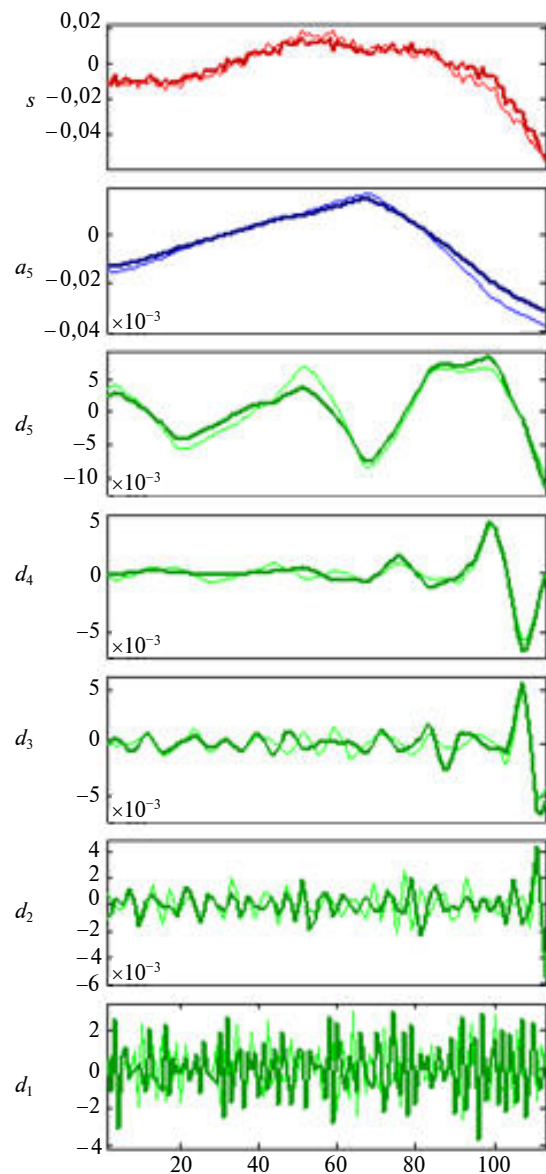


Рис. 3. Багаторівневий дискретний вейвлет-розклад Р-зубців з наявністю ППП і шумом при відношенні  $c/\text{ш} = 55$  дБ

шення сигнал/шум. При великих порогових значеннях при обробці коефіцієнтів деталізації губляться коефіцієнти, які несуть інформацію про наявність ППП.

З огляду на особливості прояву пізніх потенціалів передсердь, при їх виявленні інформацію щодо шуму потрібно не вилучати, втрачаючи при цьому ознаки ППП, а відокремлювати від інформації про електрокардіосигнал. У даному випадку обґрунтованим буде застосування методу власних векторів [6], який дає можливість розділити підпростори сигналу і шуму. Однак, як показують модельні експерименти, без попереднього вейвлет-перетворення

і виділення  $cD_1$  коефіцієнтів деталізації метод власних векторів не завжди дозволяє відокремити ППП від основного сигналу і шумового фону, тим більше зосередити інформацію про ППП в окремій складовій сигналу.

**Зниження розмірності даних вейвлет-розкладу**

Результатом дискретного вейвлет-розкладу ЕКГ сигналу є нові дані, які складаються з матриць вейвлет-коефіцієнтів апроксимації і деталізації та матриць вейвлет-компонентів сигналу. Коефіцієнти вейвлет-розкладу визначають вейвлет-образ досліджуваного ЕКГ сигналу. Отримані після вейвлет-перетворення вектори можна трактувати як точки в  $N$ -вимірному просторі, по осях якого відкладаються значення вейвлет-коефіцієнтів. Кардіосигнал, що досліджується, являє собою ламану лінію в цьому багатовимірному просторі.

Надлишкову розмірність даних можна знизити відкиданням великомасштабних вейвлет-коефіцієнтів, які відповідають за форму високоамплітудного, порівняно з ППП, Р-зубця. Як показано в [5], ознаки наявності ППП містяться в коефіцієнтах деталізації  $cD_1$ , що відображають картину високочастотних низькоамплітудних сплесків при дискретному вейвлет-розкладі Р-зубця до п'ятого рівня. При цьому інші рівні ДВР передають особливості більш низькочастотних складових.

Для подальшого стиснення інформації і відокремлення ППП від шумового фону використовується метод власних векторів, який полягає в лінійному перетворенні координат, що приводить до такого їх розташування, що перший власний вектор, якому відповідає найбільше власне число, лягає вздовж напрямку з найбільшою дисперсією даних, а другий – уздовж другого за величиною дисперсії напрямку. При цьому по координатним осям в новому поданні відкладаються лінійні комбінації вейвлет-коефіцієнтів електрокардіосигналів.

У запропонованому підході при зворотному вейвлет-перетворенні і відновленні сигналу в амплітудно-часовій області низькочастотна складова не враховується,

а високочастотна береться з першого рівня деталізації ДВР кардіосигналу після обробки в базисі власних векторів. При цьому інформація про ППП знаходиться в підпросторі сигналу, а саме в складовій Р-зубця, відновленого по першій головній компоненті коефіцієнтів деталізації  $cD_1$ . Підпростір шуму, якому відповідають інші власні вектори, містить в собі шумові складові. Узагальнену блок-схему запропонованого комбінованого методу виявлення ППП наведено на рис. 4.

Процедура виділення математичних ознак при розпізнаванні образів ППП полягає у визначенні власних значень і власних векторів матриці коваріацій наборів вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$ , визначених для кожного Р-зубця в ансамблі реалізацій ЕКГ.

Нехай  $i$ -му Р-зубцю в ансамблі кардіоциклів відповідає набір вейвлет-коефіцієнтів першого рівня деталізації  $cD_1$ , який у векторному вигляді зображається як  $W_i = [w_{i1} w_{i2} w_{i3} \dots w_{iN}]$ , де  $N$  – кількість елементів вектора коефіцієнтів деталізації, відповідне даному рівню ДВР. Тоді для ансамблю з  $M$  кардіоциклів набір вейвлет-коефіцієнтів першого рівня деталізації  $cD_1$  буде мати вигляд матриці:

$$W = \begin{bmatrix} w_{11} & w_{12} & \dots & w_{1N} \\ w_{21} & w_{22} & \dots & w_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ w_{M1} & w_{M2} & \dots & w_{MN} \end{bmatrix}, \quad (1)$$

де  $w_{ij}$  – значення  $j$ -го коефіцієнта першого рівня деталізації для  $i$ -го кардіоциклу.

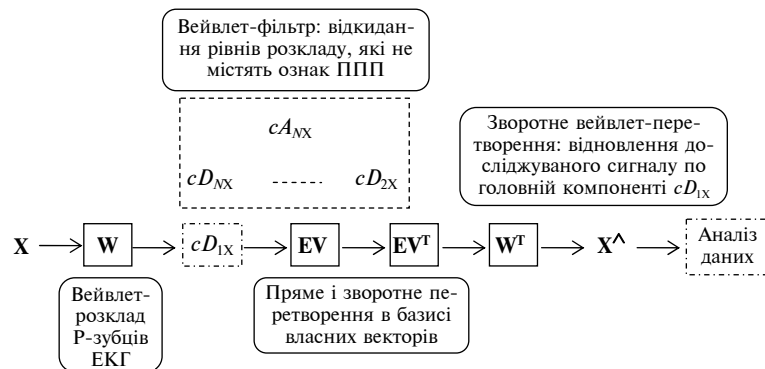


Рис. 4. Блок-схема комплексного методу виявлення ППП при поєднанні алгоритмів вейвлет-розкладу і перетворення в базисі власних векторів

Коваріаційна матриця вейвлет-коефіцієнтів, які відповідають ансамблю ЕКГ з  $M$  реалізацій має вигляд:

$$\mathbf{C} = \begin{bmatrix} C_{11} & C_{12} & \dots & C_{1N} \\ C_{21} & C_{22} & \dots & C_{2N} \\ \vdots & \vdots & & \vdots \\ C_{M1} & C_{M2} & \dots & C_{MN} \end{bmatrix}, \quad (2)$$

де елементи  $C_{ij}$  матриці  $\mathbf{C}$  визначаються як

$$C_{ij} = \sum_{k=1}^M (w_{ki} - m_k)(w_{kj} - m_k), \quad (3)$$

де  $m_k$  – середнє значення вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$ , розраховане для  $k$ -го кардіоциклу.

Для власних векторів  $\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N$ , матриці  $\mathbf{C}$ , які являють собою ортонормований базис вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$ , визначених для ансамблю ЕКГ, виконується умова

$$\mathbf{C}\mathbf{V} = \lambda\mathbf{V}, \quad (4)$$

де  $\mathbf{V} = [\mathbf{V}_1, \mathbf{V}_2, \dots, \mathbf{V}_N]$  – власні вектори матриці  $\mathbf{C}$ ;  $\lambda_1, \lambda_2, \dots, \lambda_N$  – власні значення, де  $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_N$ . В отриманому базисі головні власні вектори, які відповідають найбільшим власним значенням  $\lambda_1 > \lambda_2 > \dots > \lambda_K$  ( $K < N$ ), несуть основну інформацію про електрокардіо-сигнал.

Коефіцієнти розкладу (проекції) в базисі власних векторів утворюються в результаті скалярного добутку вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  для вибраних реалізацій ЕКГ на відповідні координатні осі:

$$b_{ij} = \langle W_i \cdot V_j \rangle = \sum_{k=1}^N W_{ik} V_{jk}. \quad (5)$$

При відновленні набори вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  для Р-зубців ЕКГ можна подати у вигляді суми компонент, які визначаються за власними векторами і коефіцієнтами розкладу:

$$\mathbf{W}_i^* = \sum_{j=1}^L b_{ij} V_j,$$

де  $\mathbf{W}_i^*$  – відновлений набір вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  для Р-зубця  $i$ -го кардіоциклу;  $L$  – вибрана кількість головних власних векторів  $\mathbf{V}$  при відновленні.

Для розділення діагностично важливого сигналу і шумової складової, а також обчис-

лення ознак ППП пропонується використовувати вектори розкладання у власному базисі і відповідні їм власні значення. При цьому як оцінка відфільтрованого від шуму сигналу приймається власний вектор  $\mathbf{V}_1$  матриці коваріації  $\mathbf{C}$ , що відповідає найбільшому власному числу  $\lambda_1$ . Визначену за  $\mathbf{V}_1$  першу головну компоненту можна розглядати як незашумлений (відфільтрований) набір вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$ . Тоді відновлений по цьому набору вейвлет-коефіцієнтів сигнал буде тією складовою кардіосигналу, в якій у разі сповільненої деполяризації передсердь зосереджуватимуться очищені від шуму та високоамплітудних складових Р-зубця ознаки ППП.

Інші вектори власного базису і компоненти, які визначаються за ними, характеризують підпростір шуму, а саме суміш менш значущих складових корисного сигналу з апріорно невідомими корельованими перешкодами і некорельованим вимірювальним шумом.

### Результати досліджень

З метою виявлення ознак сповільненої деполяризації передсердь на фоні шуму за допомогою запропонованого комплексного методу був проведений модельний експеримент у системі MATLAB. Як норма розглядалися попередньо очищені від високочастотних складових реальні записи ЕКГ. Потім в ці сигнали додавався адитивний білий гауссівський шум. Для дослідження можливостей запропонованого методу було сформовано три вибірки даних з різним відношенням сигнал/шум: 55, 60 і 65 дБ. При початковому припущенні щодо можливості “норми” або “патології” кардіоцикли з такими Р-зубцями є нормою, оскільки ППП у них нема. Далі в термінальну частину кожного Р-зубця з шумом додавалися змодельовані ППП. За моделі ППП бралися відрізки модульованої синусоїди. Аналіз кардіоциклів з такими Р-зубцями має на меті виявлення ППП на фоні шуму.

Для кожного Р-зубця були отримані набори вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  при ДВР до п'ятого рівня за допомогою вейвлет-функції “сімлет” четвертого порядку. Результати розкладання матриць вейвлет-коефіцієнтів у базисі власних векторів за формулами (1)–(6) при відношенні сигнал/шум, яке дорівнює 55 дБ, наведено на рис. 5.

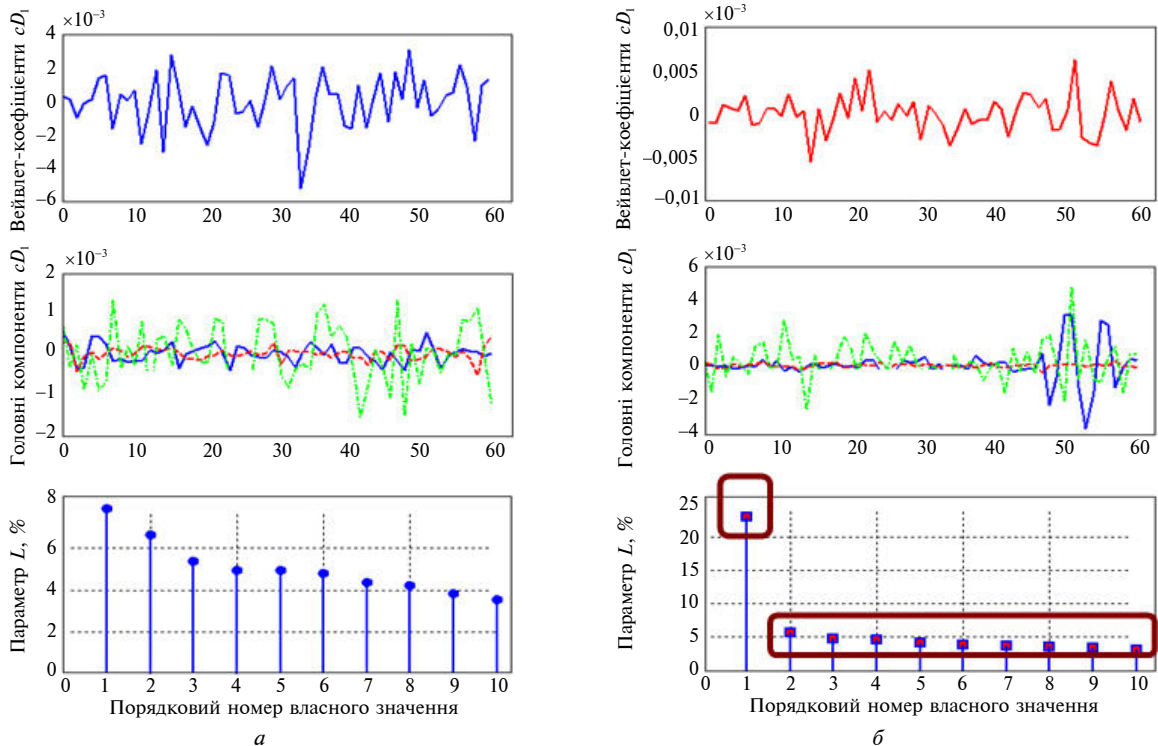


Рис. 5. Розклад вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  в базисі власних векторів при  $c/\text{ш} = 55$  дБ:  $a$  – при відсутності ППП;  $b$  – при наявності ППП; — — — — 1 компонент; - - - - - 2 компонента; ····· 3 компонента

Власні значення мають сенс вибіркової дисперсії компонент, які визначаються за власними векторами. Величина  $L = \frac{\lambda_i}{\sum_{k=1}^N \lambda_k} \cdot 100 \%$  має зміст частки дисперсії у відсотках, яка використовується для оцінки частки інформації, що міститься в компоненті, визначеній за власним вектором  $V_i$ .

Отримані спектри власних значень пояснюють використання компоненти, визначеної за першим власним вектором, як оцінки відфільтрованого сигналу. В разі розкладу в базисі власних векторів вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  сигналу з наявністю ППП на фоні шуму видно, що найбільша частка дисперсії припадає на першу компоненту і становить 23 % від загальної дисперсії для випадку  $c/\text{ш} = 55$  дБ, 45 % – для випадку  $c/\text{ш} = 60$  дБ і 72 % для випадку  $c/\text{ш} = 65$  дБ. При цьому частка дисперсії інших компонент у спектрі з 10 власних значень приблизно однакова і визначається шумовою складовою. В разі відсутності ППП, тобто при аналізі вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$ , що містять тільки

шум, частка дисперсії першої компоненти становить 8–12 % від загальної дисперсії, що мало перевищує відповідний параметр для інших компонент у спектрі з 10 власних значень.

### Оцінювання високочастотної складової Р-зубця при аналізі деталізуючих вейвлет-коефіцієнтів у просторі власних векторів

Аналіз деталізуючих вейвлет-коефіцієнтів за допомогою розкладу в просторі власних векторів має на меті аналіз морфології високочастотної складової Р-зубця і виявлення ППП на фоні шуму, який залишився після усереднення кардіоциклів у системі ЕКГ ВР.

Одним із параметрів, що використовуються для оцінювання високочастотної складової Р-зубця у просторі власних векторів, є відношення першого власного значення до суми всіх власних значень [7]:

$$R = \frac{\lambda_1}{\sum_{i=1}^N \lambda_i}.$$

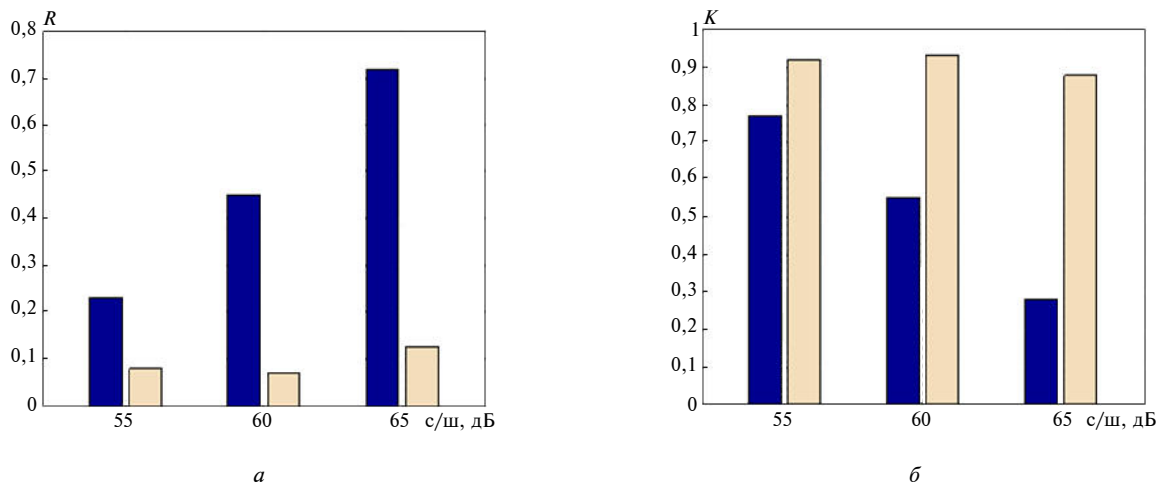


Рис. 6. Порівняння значень параметрів  $R$  (а) і  $K$  (б) при різному відношенні сигнал/шум; ■ – ППП присутні; □ – ППП відсутні

Морфологія Р-зубця, що містить на фоні шуму діагностично важливий сигнал у вигляді сплесків ППП, характеризується високими значеннями параметра  $R$ . Основна частина інформації про ППП при розкладанні деталізуючих вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$  в базисі власних векторів міститься переважно в першому власному векторі. В разі відсутності ППП вейвлет-коефіцієнти  $cD_1$  мають тільки шумову складову. Дисперсія білого шуму приблизно однакова для перших 10 власних векторів (рис. 6, а), тому  $\lambda_1$  мало перевищує інші власні числа і параметр  $R$  має менші значення, ніж при наявності ППП. Із збільшенням відношення сигнал/шум розрив у значеннях  $R$  для випадків відсутності і наявності ППП зростає (рис. 6, а).

Параметр  $K$  визначається як відношення суми всіх власних значень, за винятком першого, до суми всіх власних значень [7]:

$$K = \frac{\sum_{i=2}^N \lambda_i}{\sum_{i=1}^N \lambda_i}.$$

Основна інформація про форму сигналів з малим значенням параметра  $K$  сконцентрована в першому власному векторі, тому  $\lambda_1$  в даному випадку набагато більше за інші власні значення, що відображають наявність ППП. Для сигналів з великим значенням цього параметра перше власне значення не буде значно перевищувати суму інших власних значень, які спо-

стерігаються при відсутності ППП. Із збільшенням відношення сигнал/шум розрив у значеннях  $K$  для випадків відсутності і наявності ППП зростає (рис. 6, б).

Як діагностичні ознаки ППП у координатному базисі власних векторів використовуються параметри, які визначаються за коефіцієнтами розкладу на власні вектори, наприклад, усереднена для всіх наборів  $cD_1$  сума квадратів коефіцієнтів  $b_i$ , визначених за формулою (6), і середнє значення квадрата коефіцієнта  $b_1$ , поділене на усереднену суму квадратів всіх коефіцієнтів  $b_i$ .

#### Відновлення високочастотної складової Р-зубців в амплітудно-часовій області

Візуальний аналіз ЕКГ до обробки не дає можливості зробити висновків щодо наявності або відсутності ППП в термінальній частині Р-зубців (рис. 7 а, б). Застосування запропонованого комплексного методу дозволило виділити сплески ППП із шуму і визначити область їх локалізації в разі наявності ППП (рис. 7, в). Для Р-зубців з вибірки “норма, відсутність ППП” сигнал після обробки не має сплесків ППП над загальним рівнем сигналу (рис. 7, в).

Відновлення високочастотної складової Р-зубців в амплітудно-часовій області проводилося зворотним вейвлет-перетворенням, що виконувалось по головній першій компоненті вейвлет-коефіцієнтів  $cD_1$ .

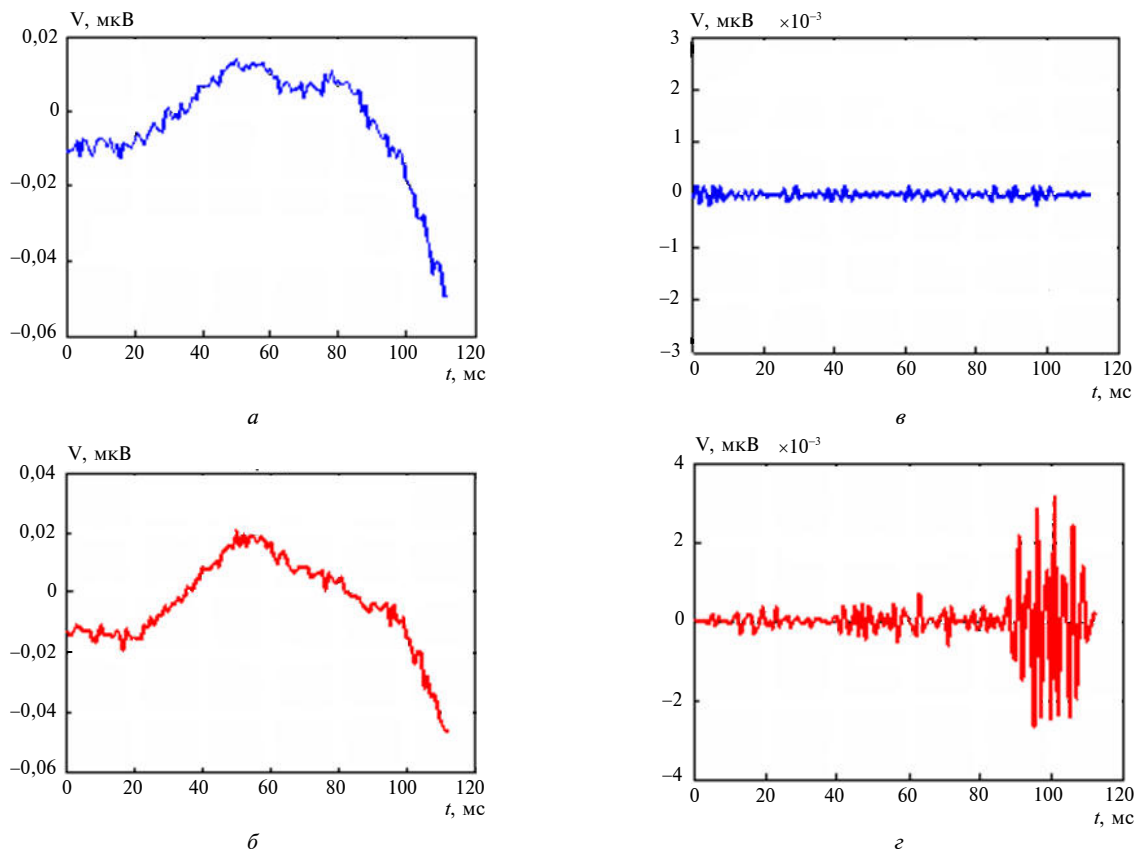


Рис. 7. Застосування комплексного методу аналізу при  $c/\text{ш} = 55$  дБ: *а* – Р-зубець без ППП до обробки; *б* – ППП відсутні у високочастотній складовій Р-зубця після обробки; *в* – Р-зубець з ППП до обробки; *г* – ППП присутні у високочастотній складовій Р-зубця після обробки

## Висновки

Поєднання алгоритмів вейвлет-аналізу і методу власних векторів дає можливість перейти від інформації про вейвлет-образи електрокардіосигналу до інформації про ППП в новому адаптованому базисі власних векторів, а

також виключити шумову складову ЕКГ і отримати діагностично важливі ознаки для виявлення ППП.

Напрямок подальшої роботи є застосування запропонованого методу при проведенні клінічних досліджень з метою неінвазивної ранньої діагностики серцевих аритмій.

Е.О. Иванько, Н.Г. Иванушкина

МЕТОД ВЫЯВЛЕНИЯ ПОЗДНИХ ПОТЕНЦИАЛОВ ПРЕДСЕРДИЙ НА ОСНОВЕ АНАЛИЗА СОБСТВЕННЫХ ПОДПРОСТРАНСТВ ВЕЙВЛЕТ-ОБРАЗОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОСИГНАЛОВ

Рассматривается возможность применения математического аппарата ортогональных преобразований к проблеме выявления поздних потенциалов предсердий (ППП) в системах электрокардиографии вы-

K.O. Ivan'ko, N.G. Ivanushkina

THE DETECTION METHOD FOR ATRIAL LATE POTENTIALS BASED ON EIGENSPACES ANALYSIS OF ECG WAVELET PATTERN

We assume that mathematical orthogonal transformations can be applied to the problem of atrial late potentials (ALP) detection in the systems of high-resolution electrocardiography. Specifically, we propose an integrated approach to identify the low-

сокого разрешения. Предлагается комплексный подход, позволяющий выделить низкоамплитудную высокочастотную составляющую электрокардиосигнала с ППП при помощи вейвлет-преобразования с последующим разделением на диагностически важный сигнал и шум путем разложения в базисе собственных векторов. Приводятся результаты модельного эксперимента по выявлению ППП в системе MATLAB с использованием предложенного метода.

amplitude high-frequency part of ECG with ALP using the wavelet transform to further separate it into a diagnostically important signal and noise by decomposition in the basis of eigenvectors. Crucially, we demonstrate the results of the conducted model experiment aimed at the ALP detection by employing the proposed method in the MATLAB system.

1. *Руководство по кардиологии* / Под ред. В.Н. Коваленко. – К.: Морион, 2008. – 1404 с.
2. *Новые методы электрокардиографии* / Под ред. С.В. Грачева, Г.Г. Иванова, А.Л. Сыркина. – М.: Техносфера, 2007. – 552 с.
3. *Зайченко К.В., Жаринов О.О., Кулин А.Н.* Съём и обработка биоэлектрических сигналов. – СПб.: РИО ГУАП, 2001. – 140 с.
4. *Смоленцев Н.К.* Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB. – М.: ДМК Пресс, 2008. – 448 с.
5. *Иванушкина Н.Г., Иванько Е.О.* Технологии распознавания образов поздних потенциалов предсердий: формирование признаков // *Электроника и связь: тематический выпуск "Электроника и нанотехнологии"*. – 2010. – № 5(58). – С. 177–184.
6. *Иванушкина Н.Г., Фесечко В.О.* Технології високого розрізнення в електрокардіографії: Навч. посіб. – К.: НТУУ "КПІ", 2007. – 116 с.
7. *Castells F., Lorenz J., Climent A.M. et al.* Morphological Descriptors Based on Eigen Value Decomposition for P-Wave Analysis // *Computers in Cardiology*. – 2008. – N 35. – P. 245–248.

Рекомендована Радою  
факультету електроніки НТУУ "КПІ"

Надійшла до редакції  
27 серпня 2010 року