

УДК 004.021:004.622:65.021.1



В. І. Дубровін, Ю. В. Твердохліб, А. В. Рашавченко  
Запорізький національний технічний університет

## ОГЛЯД МЕТОДІВ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ ДЛЯ АНАЛІЗУ ФОНО- ТА ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМ

Проведено аналіз засобів діагностики серцевих захворювань. Розглянуто можливості ефективного застосування вейвлет-перетворень в процесі обробки кардіографічної інформації для ранньої діагностики хвороб серця. Розглянуто важливість застосування фільтрів для аналізу ЕКГ та запропоновано алгоритму швидкого дискретного вейвлет-аналізу.

ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАМА, ФОНОКАРДІОГРАМА, ПЕРЕТВОРЕННЯ ФУР'Є, ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ

### Вступ

Для виявлення серцевих захворювань в даний час використовуються різні види діагностики, такі як: ультразвукове дослідження, рентгенівська комп'ютерна томографія, магніторезонансне дослідження. Одні з цих методів дають недостатньо якісне зображення і потребують, для постановки діагнозу, високої кваліфікації лікаря, інші – небезпечні для здоров'я або дорого коштують. Тому дуже важливо вдосконалювати широкодоступні засоби діагностики серцевих захворювань. До таких засобів відноситься електро-кардіографія та фонокардіографія.

Фонокардіографія (ФКГ) заснована на реєстрації і аналізі звуків, які виникають при скороченні і розслабленні серця [1,2]. ФКГ використовується для визначення характерних серцевих шумів: часу появи, місця максимальної інтенсивності, тривалості, частоти.

Розрізняють декілька характерних тонів ФКГ (рис. 1). Ці зміни (послаблення, підсилення або розчеплення 1-го та 2-го тонів, поява патологічного 3-го та 4-го тонів, систолічних і діастолічних шумів) допомагають розпізнати деякі захворювання серця.

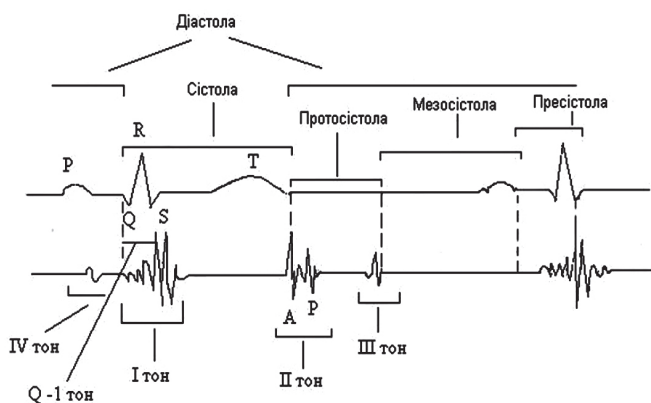


Рис. 1. Комплекс сигналів на ЕКГ та тонів серця на ФКГ, записаних синхронно

При аналізі шумів враховують амплітуду, форму, тривалість, часові відношення між шумами і тонами, фазовість шумів.

Електрокардіограма (ЕКГ) представляє запис електричних потенціалів активності серця і складається з кардіоциклів, які періодично повторюються. В кардіоциклі виділяють наступні елементи: Р-хвиля, QRS-комплекс та Т-хвиля.

Сучасні методики комп'ютерної електрокардіографії засновані на виділенні положень QRS-комплексу, який показує процес деполяризації шлуночків. Потім виявлення Р і Т – зубців, які відображають процес деполяризації передсердь [3, 4].

На початкових стадіях розвитку захворювань серця використання звичайної електрокардіографії у спокої, як правило, не виявляє відхилень від норми. Для цього використовують більш тривалі дослідження, наприклад 24-годинне Холтерівське моніторування, яке накопичує електрокардіосигнали в цифровому вигляді. Сигнали передаються в персональний комп'ютер для подальшої їх обробки та статистичного, спектрального і структурного аналізу. Оскільки в результаті запису накопичуються великі обсяги кардіоінформації, необхідні швидкі і надійні методи її обробки та аналізу.

Нові можливості відкриваються в разі застосування до обробки сигналів ЕКГ та ФКГ сучасних математичних методів аналізу спектрально-часового картування (СЧК), заснованих на уявленнях сигналу у вигляді розкладів в деяких узагальнених векторних просторах.

Метою даної роботи є розглядання можливості застосування вейвлет-перетворення для обробки фоно- та електрокардіографічних сигналів; показати ефективність даного методу обробки в порівнянні з Фур'є перетворенням.

### 1. Порівняння цифрових методів обробки

Найбільш відомим прикладом СКЧ є перетворення Фур'є, яке дозволяє оцінити зміну спектра сигналу в різних фазах кардіоциклу. Дана методика дуже поширена, але в ній залишаються нереалізованими всі потенціальні можливості методу СЧК. Недолік методу в тому, що він використовує фіксоване "вікно", яке не може бути адаптоване до локальних властивостей сигналу [5].

Для вирішення цієї проблеми розроблено ряд методів аналізу нестационарних сигналів. Найбільш поширеним методом є вейвлет-перетворення, тобто розкладання сигналу по набору базисних функцій, які визначені на інтервалі більш короткому, ніж тривалість кардіосигналу. При цьому всі функції набору породжуються за допомогою двопараметричного перетворення (зсуву по осі часу і зміни масштабу) однієї вихідної функції, яка називається “материнською” або вейвлетом.

Від перетворень Фур’є вейвлет-перетворення відрізняється тим, що операція множення на “вікно” міститься в самій базисній функції, при цьому відбувається адаптація “вікна” до сигналу при зміні масштабу, тому дані, отримані в результаті вейвлет-аналізу, більш інформативні [1].

Дані ЕКГ та ФКГ, які записуються тривалий час, мають великий об’єм та зашумленість. Такі дані потребують значного розміру обчислень та супроводжуються низькою швидкістю обробки. Вейвлет-аналіз дозволяє комплексно підходити до вирішення задачі, оскільки розроблено методи швидких перетворень, фільтрації, адаптивні методи та ін.

### 1.1. Перетворення Фур’є

Будь-яка  $2\pi$ -періодична, квадратично інтегрована функція може бути отримана суперпозицією масштабних перетворень базисної функції, тобто є композицією синусоїдальних хвиль з різними частотами [6]:

$$w(t) = \exp(it) = \cos(t) + i * \sin(t). \quad (1)$$

$2\pi$ -періодичну, квадратичну інтегровану функцію можливо представити в вигляді ряду Фур’є:

$$f(t) = \sum_{-\infty}^{\infty} C_n \exp(int). \quad (2)$$

Для прикладу розглянемо ФКГ, які за допомогою перетворення Фур’є аналізуються в амплітудно-частотній області [1, 2].

Така спектральна ФКГ дає можливість оцінити повний спектр сигналу, але не дозволяє визначити локальну спектральну складову окремої ділянки ФКГ, що не дає лікарю необхідної інформації про функції серця через невизначеність часового інтервалу. Тому Фур’є-аналіз не дуже зручний для правильного встановлення діагнозу.

### 1.2. Вейвлет-перетворення

Розглянемо застосування вейвлет-перетворення до обробки сигналу ФКГ. Даний метод наразі широко застосовується, а форми деяких материнських вейвлетів подібні формам кардіосигналів [1, 7].

Вейвлет алгоритми класифікують на два види: безперервні (CWT – Continuous Wavelet Transform) і дискретні (DWT – Discrete Wavelet Transform) вейвлет перетворення. Отримати набір вейвлет-коефіцієнтів за допомогою методу DWT швидше, і він дає досить точне представлення про сигнал при

меншому об’ємі отриманих в результаті даних. Але CWT зручніший, дозволяє розглянути більш повно і чітко представити і проаналізувати інформацію, що міститься в даних, хоч і потребує більших обчислювальних затрат.

Нижче наведена базисна функція вейвлет-перетворення:

$$C_{a,b} = \int_R S(t) \frac{1}{\sqrt{a}} \Psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (3)$$

де  $S(t)$  – сигнал ФКГ;  $\Psi$  – материнський вейвлет;  $a$  – масштабуючий коефіцієнт, що дає уявлення про частотні властивості сигналу;  $b$  – тимчасова затримка, яка фактично відображає час, впродовж якого відбувалося зняття ФКГ.

Для знаходження найбільш оптимального результату вейвлет-перетворення ФКГ-сигналів, з міркувань подібності з основними елементами (тонами) ФКГ-сигналу, в основному застосовуються наступні вейвлети: вейвлет Мейера, Добеши db8, сімплет sum7, вейвлет Морлета, bior 3.7 (рис. 2), bior 3.9.

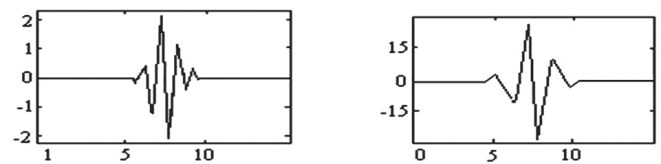


Рис. 2. Вигляд вейвлету bior 3.7

Застосування обраних вейвлетів дає можливість отримати таке графічне представлення вейвлет-перетворення ФКГ-сигналу, в якому можна виділити зручні для аналізу характерні області при різних патологіях [8, 9].

За допомогою вейвлет-перетворення виконується відновлення сигналу по різних складових вейвлет-представлення: апроксимація (груба оцінка) і деталізація (більш точна оцінка).

Вибір масштабу ФКГ-сигналу визначається середньоквадратичним відхиленням реального ФКГ-сигналу від відновленого.

Таке уявлення ФКГ-сигналу дає можливість на основі співвідношення амплітуд тонів і шумів, а також тимчасових взаємних зрушень виявляти найменші відхилення від норми, розпізнавати види і форми серцевих шумів, а також аналізувати тони серця.

Апроксимація (рис. 3), проведена найбільш підходящим вейвлетом, дає можливість вже на першому кроці зробити висновок про переважання того чи іншого тону ФКГ, тобто провести аналіз серцевих тонів на основі взаємовідносин амплітуд, а деталізація (рис. 4) дає можливість оцінити характер шумів серця.

Перевагою вейвлет-перетворення є велика математична коректність процедури. При кожному значенні параметра масштабу базисної функції результат перетворення можна розглядати як сигнал

на виході вузькосмугового фільтра з середньою частотою смуги пропускання, що визначається параметром масштабу.

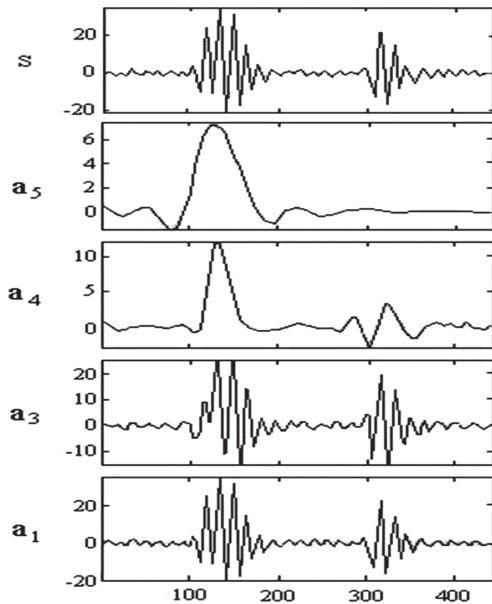


Рис. 3. Апроксимація ФКГ при аналізі вейвлетом bior 3.7

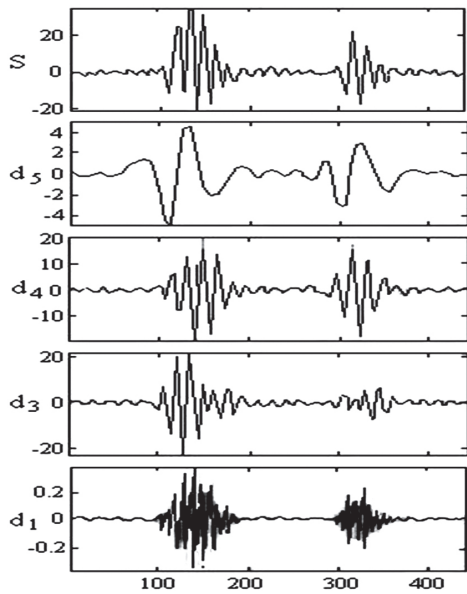


Рис. 4. Деталізація ФКГ при аналізі вейвлетом bior 3.7

Фактична розмірність простору вейвлет-зображень може бути зменшена за рахунок відбору найбільш інформативних точок.

## 2. Застосування безперервного вейвлет-аналізу до обробки електрокардіографічних даних

Виявлення імпульсу R або QRS є першочерговою задачею при автоматичній обробці ЕКГ. Задача значно ускладнюється при збільшенні об'ємів даних, наприклад, в тому випадку, коли тривалий запис кардіограми отримано в результаті моніторингу по Холтеру.

Сигнал ЕКГ, окрім запису активності серця, може містити шумову добавку, яка складається з фону змінного струму живлення та зміни опору контактів датчиків. Шумові добавки нескладно відділити простими фільтрами, однак фільтр впливає на імпульси QRS, розмиваючи їх [3, 7].

### 2.1. Обробка даних ЕКГ

На рис. 5 приведений вигляд вейвлет-скелету сигналу ЕКГ, який містить три періоди запису ЕКГ. Скелет наочно відображає структуру сигналу. Спектр показує розподіл компонентів сигналу по частоті.

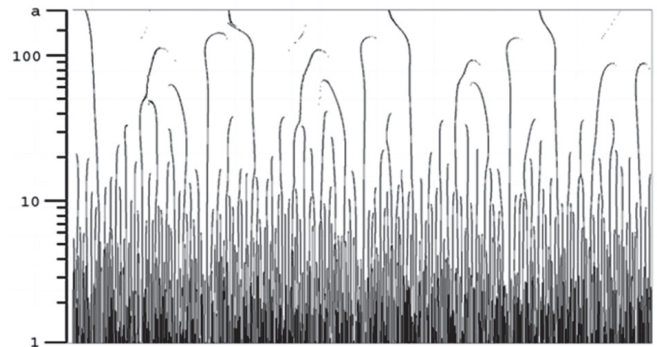


Рис. 5. Вейвлет-скелет сигналу ЕКГ

Як було сказано в попередніх розділах, вейвлет-аналіз дозволяє оцінити локалізацію складових. Наприклад, в нижній частині рис. 5 видно близько розташовані лінії, утворені через наявність високочастотних шумів в записі, а верхня частина ЕКГ містить тільки лінії, визвані вкладом компонентів з найменшими частотами; в тому числі потенційно можливо виявити положення комплексів QRS.

### 2.2. Виділення характерних ділянок ЕКГ

На спектрі можливо виділити декілька горизонтальних ділянок (рис. 6), розділивши сигнал прямокутними вікнами на масштабовані області.

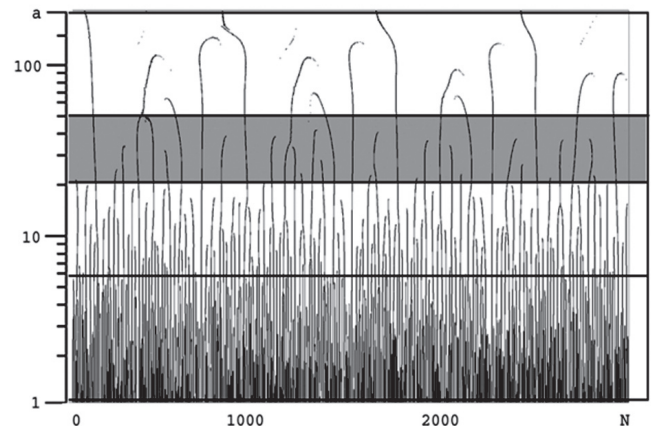


Рис. 6. Области масштабів на спектрі, характерні для різних компонентів сигналу ЕКГ

Кожна полоса на спектрі відповідає компонентам вихідного сигналу з масштабом, обмеженим між вертикальними границями полоси. Наприклад сіра полоса на рис. 6 виділяє з сигналу область з

масштабом від 20 до 50 і містить вклад від основних зубців – P, Q, R, S та T.

**2.3. Вейвлет – фільтрація**

Розкладання сигналу на складові можливо ефективно використовувати. Сигнал, що аналізується, піддається прямому вейвлет-перетворенню:

$$W_{\Psi}(a,b)f = \frac{1}{\sqrt{C_{\Psi}}} \int \frac{1}{\sqrt{|a|}} \Psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx, \quad (6)$$

де  $a, b$  – параметри, що визначають зміщення функції  $\Psi$ , яку називають аналізуючим вейвлетом;  $C_{\Psi}$  – нормуючий множник.

Змінна  $b$  повинна наближати всі значення в межах області визначення сигналу, а коефіцієнт розтягування  $a$  слід змінювати лише в межах, які відповідають масштабам компонентів, які необхідно виділити.

Описана процедура називається вейвлет-фільтрацією.

Вейвлет-перетворення використовує локалізовану базисну функцію. Вейвлет повинен бути локалізований в часовому просторі та по частоті. Нульове середнє – це

$$\int_{-\infty}^{\infty} \Psi(x) dx = 0. \quad (4)$$

Часто необхідно, щоб не тільки нульове середнє, але і всі перші  $m$  моментів були рівні нулю:

$$\int_{-\infty}^{\infty} x^m \Psi(x) dx = 0. \quad (5)$$

Такий вейвлет називається вейвлетом  $m$ -го порядку. Він має велику кількість нульових моментів, що дозволяє ігнорувати найбільш регулярні поліноміальні складові сигналу і аналізувати особливості високого порядку [6].

Зазвичай додають ще один етап. Перед зворотнім вейвлет-перетворенням в наборі вейвлет-коефіцієнтів  $W_{\Psi}(a,b)$  прирівнюють до нуля ті коефіцієнти, абсолютний розмір яких не перевищує деякого встановленого порогового значення. Часто застосовують фільтри, засновані на вейвлетах гаусівського типу [7].

На рис. 7-8 показані графіки з результатами фільтрації сигналу одного періоду ЕКГ на різних інтервалах масштабів. Сірою кривою зображено фрагмент вихідних даних, чорною кривою зображено сигнал, отриманий після перетворення.

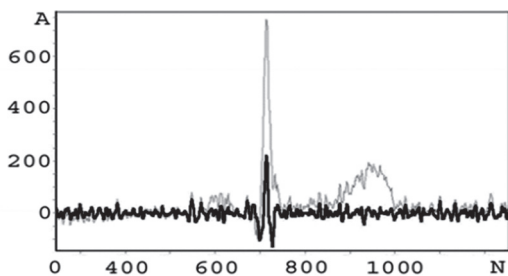


Рис. 7. Виділення компонентів сигналу на масштабах 1-7

Фільтр з невеликими масштабами (рис. 7), які відповідають нижній частині спектра, виділяє з сигналу високочастотні складові, які зазвичай є стороннім шумом. Крім шуму, на вихід можуть потрапити імпульси високочастотних компонентів сигналу (зубці комплексу QRS). Зміною масштабу можна домогтися повного усунення високочастотних шумів, але при цьому може сильно спотворитися корисний сигнал (рис. 8).

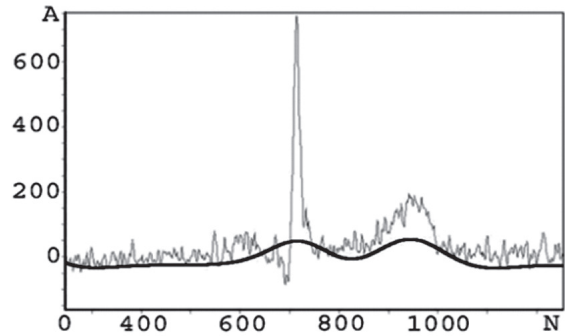


Рис. 8. Виділення компонентів сигналу на масштабах 53-215

В [7] рекомендується вибір масштабу виконувати після перетворення, обчисливши вейвлет-спектр в досить широкому діапазоні масштабів. Потім по карті спектра обирають необхідні масштаби і виконують зворотнє вейвлет-перетворення. Можливо відбирати на спектрі дві і більше смуг.

**2.4. Зниження спотворень базової лінії**

При використанні в якості аналізуючого вейвлету однієї з функцій сімейства гаусовських вейвлетів VMWF в сигналі відсікаються всі моменти степеня нижче порядку вейвлета. Якщо застосувати вейвлет  $g_2$  (7), сигнал втратить постійну і лінійну складові.

$$\int_{-\infty}^{\infty} x^m g_n(x) dx = 0, \quad (7)$$

де  $\forall m, 0 \leq m < n, n \in N$ .

Така властивість вейвлет-аналізу при аналізі ЕКГ дозволить звільнитися від спотворень ізолінії, які виникають при поганому електричному контакті між датчиком та шкірою тіла. Нульовий потенціал зазвичай відповідає ділянці від закінчення зубця T до початку зубця P, а положення зубців R відповідає максимумам сигналу.

На рис. 9 видно, що після обробки сигналу ізолінія спрямляється. Це дозволяє більш точно визначити амплітуду зубців ЕКГ.

**2.5. Адаптивна фільтрація**

Просте вейвлет-фільтрування, про яке говорилося раніше, враховує розподіл компонентів сигналу по масштабам. Цього достатньо при відновленні ізолінії або фільтрації шуму, але вейвлет аналіз також надає можливість враховувати локалізацію особливостей сигналу.

Як було сказано у попередніх розділах, при виділенні шумів на вихід може потрапити і частина

корисного сигналу. Тобто при фільтрації зникне не тільки шум, але й високочастотна складова комплексу QRS.

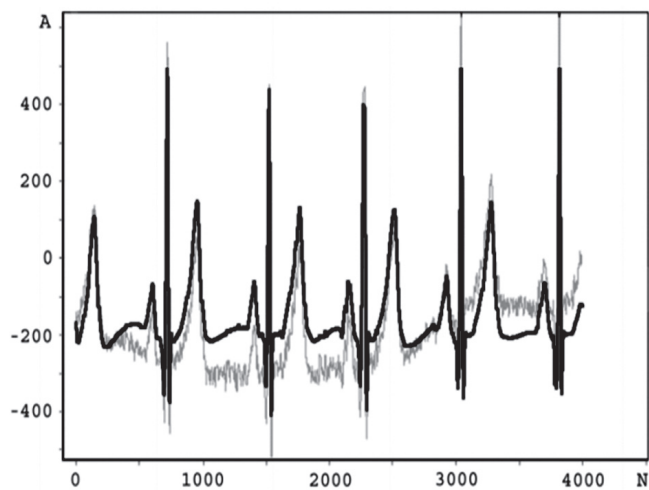


Рис. 9. Відновлення ізолінії ЕКГ

На верхній частині рис. 10 період ЕКГ розділений на ділянки за характером і рівнем сигналу. В центральній області від 405 до 415 виділено зубець R. В середній області, приблизно від 280 до 520, виділено весь комплекс QRS.

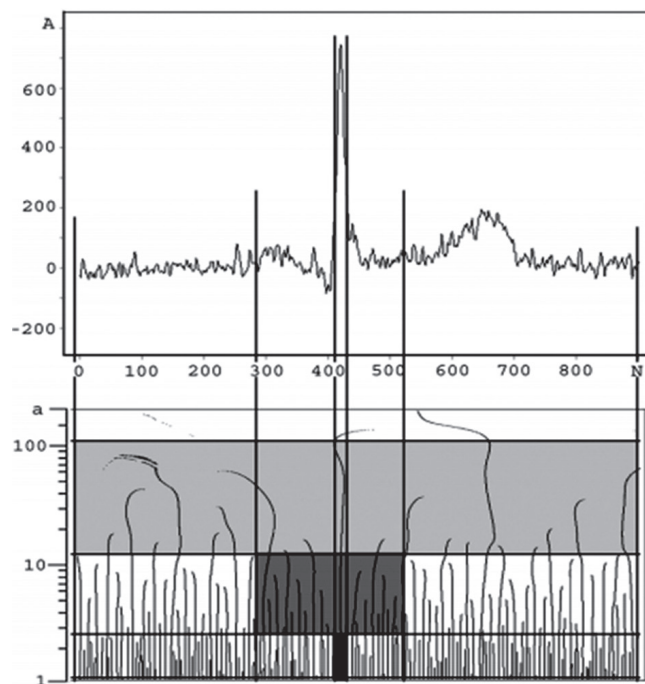


Рис. 10. Виділення характерних областей сигналу

Для кожної області можливо вибрати свій коефіцієнт відсікання. Наприклад, як зазначено в табл. 1.

Правильно підібраний коефіцієнт відсікання дозволить зберегти високочастотну частину комплексу QRS, де відношення сигналу та шуму значно перевищує значення в інших областях. Це дає можливість знизити поріг в інтервалі з комплексом QRS без збільшення шуму на виході фільтра.

Таблиця 1

Масштаби та рівні відсікання

Масштаб $a$	Поріг	Інтервал
1,18-3,36	100	405...415
4-11,31	400	280...520
>13,45	250	0...900

На рис. 11 (а) приведено фрагмент відновленого сигналу, при фільтрації якого використовувався на всьому інтервалі постійний пороговий рівень.

На рис. 11 (б) приведено фрагмент відновленого сигналу, виділений адаптивним фільтром з параметрами, що відповідають табл. 1.

Отже, порівнюючи рис. 11 (а, б) наочно видно, що модифікований адаптивний алгоритм роботи фільтра дозволяє більш точно відновити сигнал.

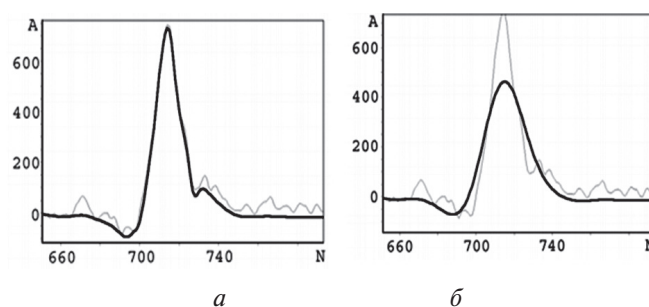


Рис. 11. Фільтрація сигналу:

$a$  – з постійним пороговим рівнем;  $b$  – адаптивна

### 3. Застосування швидкого дискретного вейвлет-аналізу до обробки електрокардіографічних даних

В роботах [4, 10] пропонується застосування до обробки ЕКГ швидкого дискретного вейвлет-аналізу. Основна ідея швидкого вейвлет-перетворення аналогічна безперервному вейвлет-перетворенню. В результаті аналізу також виходить частотно-часове представлення сигналу, але замість вейвлетів використовуються високочастотні і низькочастотні фільтри, які задаються набором коефіцієнтів. Принцип цього перетворення заснований на алгоритмі Малла і називається субполосним кодуванням або пірамідальним алгоритмом (рис. 12).

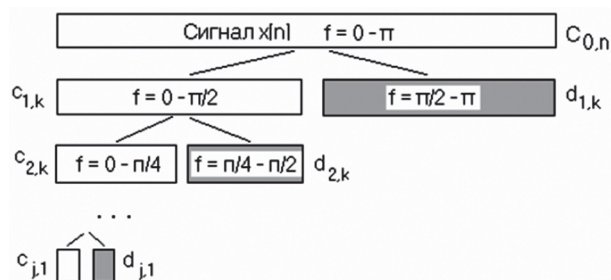


Рис. 12. Схема швидкого дискретного вейвлет-перетворення

Цей алгоритм передбачає стиснення сигналу, яке дає ідеальну якість відновленої ЕКГ і до того

ж видаляє плавання ізолінії і високочастотного шуму, ускладнюючого аналіз ЕКГ, що є досить актуальним при обробці великих об'ємів даних.

### Висновки

Виконано порівняння методів перетворення Фур'є та вейвлет перетворення. Розглянуто базові функції цих методів. Обґрунтовано доцільність використання вейвлет-перетворень для обробки ФКГ та ЕКГ сигналів.

Розглянуто основні етапи методу безперервного вейвлет-аналізу ЕКГ. Особливо важливим є застосування фільтрів для аналізу ЕКГ. Змінюючи границі області масштабів, можливо налаштувати вейвлет-фільтр для вирішення щонайменше трьох проблем:

- відсікання сторонніх шумів на масштабах вище деякого рівня після фільтрації;
- відновлення ізолінії, що є проявлення однієї з властивостей гаусовських вейвлетів;
- підбираючи області масштабів перетворення можливо виділити комплекс QRS на фоні значно послаблених інших компонентів сигналу.

Запропоновано швидкий дискримінантний вейвлет аналіз, заснований на алгоритмі Малла, для обробки ЕКГ-сигналів великого об'єму. Розглянуті методи вейвлет-аналізу можливо застосувати і для обробки ФКГ-сигналів, якщо підібрати тип вейвлету, подібний до типу сигналу.

**Список літератури:** 1. *Порева А. С.* Обработка ФКГ-сигнала при помощи вейвлет-преобразования / А.С. Порева, В.А. Фесечко // *Электроника и связь. Тематический выпуск «Электроника и нанотехнологии».* Методы и средства обработки сигналов и изображений. – 2009. – №1. – С. 148-155. 2. *Соловьев В.В.* Атлас клинической фонокардио-графии / В.В. Соловьев, Г.И. Кассирский. – М.: Медицина, 1983. – 296 с. 3. *Зудбинов. Ю. И.* Азбука ЭКГ и боли в сердце. Ростов-на-Дону: Феникс, 2008. – 240 с. 4. *Хан М. Г.* Быстрый анализ ЭКГ / М.Г. Хан. – М.: Бином, 1999. – 230 с. 5. *Солнцев В. Н.* Анализ сигнал-усредненной ЭКГ (по данным вейвлет-преобразования) у здоровых и больных / В.Н. Солнцев, Ю.С. Кудрявцев, С.А. Бойцов, С.Л. Гришеев // *ИБС «Весник».* – 2001. – №23. – С. 32-35. 6. *Астафьева Н. М.* Вейвлет-анализ: основные теории и примеры применения / Н.М. Астафьева // *Успехи физически наук.* Обзор актуальных проблем. – 1996. – Т. 166. – №11. – С. 1145-1170. 7. *Шитов А.Б.* Разработка численных методов и программ, связанных с применением вейвлет-анализа для моделирования и обработки экспериментальных

данных: дис. канд. техн. наук: 05.13.18 – Иваново, 2001. – 125 с. 8. *Daubechies I.* Recent Results in Wavelet Applications. – Proceedings of SPIE Aerosense Symposium. – 1998. – pp. 23–31. 9. *Johannesen L. A.* Grove U. Sorensen J. Schmidt M. Couders J. Graff C. Wavelet based algorithm for delineation and classification of wave pattern in continuous Holter ECG recordings // *Computers in Cardiology.* – Vol. 37. – 2010. – pp. 979-982. 10. *Robi Polikar.* Multiresolution analysis: the discrete wavelet transform [Електронний ремурс] Polikar R. – *Электрон. Дан.* – Режим доступу: <http://engineering.rowan.edu/~polikar/WAVELETS/WTpart4.html>, вільний. – Заг. 3 екрану. 11. *Vitec. M. A* Hrubes J. Wavelet-based ECG delineation with improved P wave offset detection accuracy // *BIOSIGNAL 2010, Analysis of Biomedical Signals and Images.* – Vol. 20. – 2010. – pp. 160-165 12. *Sasikala P.* Banu W. Extraction of P wave and T wave in electrocardiogram using Wavelet Yransform // *International Journal of Computer Science and Information Technologies.* – Vol. 2, No. 1. – 2010. – pp. 489-493. 13. *Almeida R.* Banu W. Automatic delineation of T and P waves using a wavelet-based multiscale approach // *International congress on computational bioengineering, Spain, 2003* – <http://diec.unizar.es/~laguna/personal/publicaciones/wavelet-det-iccb.pdf>

*Надійшла до редколегії 20.06.2013*

УДК 004.021:004.622:65.021.1

**Обзор методов вейвлет-преобразования для анализа фоно- и электрокардиограмм / В.И. Дубровин, Ю.В. Твердохлеб, А.В. Рашавченко // Бионика интеллекта: науч.-техн. журнал.** – 2013. – № 2 (81). – С. 87-92.

Рассмотрено возможное применение преобразований Фурье и вейвлет-преобразований для обработки фонокардиографического и электрокардиографического сигналов. Показана эффективность метода вейвлет-преобразования по сравнению с Фурье-преобразованиями. Более подробно рассмотрены методы вейвлет-преобразования, потому что данный метод является перспективным благодаря своей универсальности, простоте и наглядности.

Табл. 1. Ил. 12. Библиогр.: 13 назв.

UDC 004.021:004.622:65.021.1

**The review of the wavelet methods for the analysis of phonograms and electrocardiograms / V.I. Dubrovin, J.V. Tverdohleb, A.V. Rashavchenko // Bionics of Intelligence: Sci. Mag.** – 2013. – № 2 (81). – P. 87-92.

The Fourier and Wavelet Transformation for phono- and electrocardiographic signal processing is presented. The efficiency of application of Wavelet Analysis in comparison with Fourier Transformation is showed. Furthermore, the solution described above does make it possible to overcome signal non-stationarity. The advantage of Wavelet Transformation is its versatility, simplicity and visualization.

Tab. 1. Fig. 12. Ref.: 13 items.