

УДК 612.766

**В.В. Гніліцький, к.т.н., доц.  
Н.В. Мужичька, асист.  
А.К. Соботович, магістрант**

*Житомирський державний технологічний університет*

### ЗАСТОСУВАННЯ МЕТОДІВ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛІЗУ ДЛЯ ОБРОБКИ ЕЛЕКТРОКАРДІОГРАФІЧНИХ ДАНИХ

*Апарат вейвлет-аналізу знаходить все нові й нові області застосування. В роботі розглянуто використання вейвлетів для обробки електрокардіографічних даних. Обчислення проводились тільки з вейвлетами одного типу, однак запропоновані алгоритми працездатні й з іншими вейвлетами, в тому числі другого покоління. Запропоновано методи пригнічення викривлень ЕКГ (шумів та зміщень ізоліній) і виділення R–R інтервалів. Описаний в статті метод адаптивної фільтрації, який дозволяє підвищити якість обробки даних, має самостійну цінність і може з успіхом використовуватись при дослідженні даних інших типів. Автоматизація обробки ЕКГ особливо актуальна при великому об'ємі даних, які аналізуються, насамперед при холтерівському моніторингу, що означає неперервний запис сигналу ЕКГ протягом тривалого часового інтервалу – від декількох годин до днів і більше.*

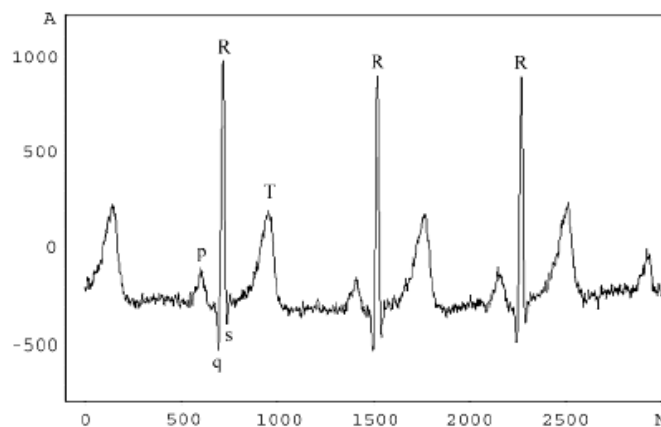
**Постановка проблеми.** Запис електричної активності серця – один з найбільш відомих і широко використовуваних методів дослідження діяльності серця. Зазвичай проводять реєстрацію проекції електричного імпульса серця в декількох площинах. Або, інакше кажучи, – в декількох відведеннях. Для спрощення в подальшому ми використовуємо тільки друге відведення, при його реєстрації негативний електрод накладають на праву руку, а позитивний – на ліву ногу. Детальну інформацію про відведення і методи аналізу ЕКГ та її реєстрації можна знайти, наприклад, в [6].

Як приклад на рис. 1 показано три періоди реальної ЕКГ в II-му відведенні, на якій можна виділити декілька характерних імпульсів, які називають зубцями.

Зубець p відповідає скороченню лівого і правого передсердь.

Комплекс QRS, який включає в себе три q, R та s, відображає період активності шлуночків. Зазначимо, що зубці q та s можуть бути виражені слабо або бути відсутні взагалі. T відповідає періоду реполяризації шлуночків.

Вигляд електрокардіограми може суттєво змінюватись залежно від відведення; ми, як вже згадувалось, обмежимося розглядом лише відведення II.



*Рис. 1. Три періоди електрокардіограми (II відведення), записаної при частоті дискретизації 1 кГц. По горизонтальній осі відкладені номери відліків, по вертикальній – рівень сигналу в мікрвольтах*

Одна з основних характеристик ЕКГ – інтервал R–R між двома сусідніми R-зубцями, який відображає частоту серцевих скорочень. Виявлення імпульсів R або комплексів QRS є першочерговим завданням при автоматичній обробці ЕКГ, яке суттєво ускладнюється при зростанні об'єму даних, наприклад, в тому випадку, коли тривалий запис кардіограми отриманий в результаті моніторингу за Холтером [4].

Сигнал ЕКГ, окрім запису електричної активності серця, містить шумову добавку, яка включає в себе фон змінного струму (50 або 60 Гц) мережі живлення, високочастотні коливання, викликані м'язевими скороченнями, а також низькочастотну складову, зумовлену зміною опору контактів датчик-тіло. Шумові компоненти високої частоти відносно легко виділити найпростішими фільтрами, однак при цьому фільтр впливає також на імпульси QRS, «розмиваючи» їх.

Зазначимо також, що Фур'є-спектр ЕКГ, зображеної на рис. 1, має похилу ділянку при збільшенні частоти, що свідчить про корельованість даних.

**Мета** даної роботи – сформулювати і експериментально оцінити можливості застосування апарата вейвлет-перетворення до нестационарних (в часі) та неоднорідних (в просторі) сигналів, а саме – електрокардіограми. Використовуючи вейвлет-перетворення ми маємо на меті розв'язати такі проблеми:

- виділення характерних областей на електрокардіограмі, що у випадку візуального аналізу носить приблизний характер;
- фільтрація сигналу вейвлет-фільтром з урахуванням того, що шуми, присутні в сигналі, розрізняються за своєю природою і частотним діапазоном;
- усунення викривлень базової лінії, що характерно під час зйому кардіограми за рахунок поганого електричного контакту між датчиком і шкірою;
- збереження інформативності й можливість зворотного перетворення без втрат корисної інформації.

**Основна частина.** Термін вейвлет-перетворення об'єднує два види перетворень – пряме та зворотне, які відповідно переводять досліджувану функцію  $f(x)$  в набір вейвлет-коефіцієнтів  $W_\psi(a,b)f$ , і навпаки. Розрізняють неперервне і дискретне перетворення, в подальшому ми обмежимося розглядом в основному неперервного варіанта.

Пряме вейвлет-перетворення реалізується згідно з правилом:

$$W_u(a,b)f = \frac{1}{\sqrt{C_u}} \int \frac{1}{\sqrt{|a|}} u\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx, \tag{1}$$

де  $a$  і  $b$  – параметри, що визначають відповідно масштаб і зміщення функції, яка носить назву аналізуючого вейвлета, – нормувального множника. Інтегрування ведуть по всій числовій осі.

Базисний, або материнський, вейвлет  $\psi$  утворює шляхом розтягів та зсувів сімейство  $\psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$ .

Маючи відомий набір коефіцієнтів  $W_\psi(a,b)f$ , можна відновити початковий вигляд функції  $f(x)$ :

$$f(x) = \frac{1}{\sqrt{C_\psi}} \iint \frac{1}{\sqrt{|a|}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) [W_\psi(a,b)f] \frac{da db}{a^2}. \tag{2}$$

Пряме (1) та зворотне (2) перетворення залежать від деякої функції  $\psi(x) \in L^2(R)$ , яку називають базисним вейвлетом. Практично єдиним обмеженням на його вибір є умова кінцевості нормувального множника:

$$C_\psi = \int_{-\infty}^{\infty} \frac{|\tilde{\psi}(\omega)|^2}{|\omega|} d\omega = 2 \int_0^{\infty} \frac{|\tilde{\psi}(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty, \tag{3}$$

де  $\tilde{\psi}(\omega)$  – Фур'є образ вейвлета  $\psi(x)$ :  $\tilde{\psi}(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) e^{-i\omega x} dx$ .

Цій умові задовольняє безліч функцій, тому можна підібрати тип вейвлета, що найбільше підходить для розв'язання конкретної задачі.

Умова (3) неминуче означає, що Фур'є-образ вейвлета дорівнює нулю при нульовій частоті, тобто  $\tilde{\psi}(\omega)|_{\omega=0} = 0$ . Якщо це не так, то знаменник дроби в інтегралі (3) перетворюється на нуль, в той час як чисельник має відмінне від нуля значення, і коефіцієнт  $C_\psi$  перестав бути кінцевим.

В свою чергу, цю умову можна представити в іншому вигляді. Оскільки Фур'є-образ  $\psi(x)$  при нульовій частоті має вигляд:  $\int_{-\infty}^{\infty} \psi(x) dx$ , ми можемо вимагати рівності нулю інтеграла від вейвлета вздовж усієї осі:

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

Сучасна теорія вейвлет-аналізу значною мірою розроблена І.Добеші (Daubechies), її роботу [2] можна розглядати як огляд для початкового вивчення вейвлетів.

На сьогодні відома велика кількість базисних вейвлетів. Як було згадано вище, члени будь-якої сім'ї вейвлетів повинні задовольняти умову (3); одна з таких сімей – вейвлети з нульовими моментами (VMWF, Vanishing Momenta Wavelet Family), іноді їх називають гаусовими вейвлетами. Визначення Vanishing Momenta Wavelet Family більш точно передає зміст, але воно занадто громіздке; крім того, український переклад абревіатури РВНМ (сім'я вейвлетів з нульовими моментами) незручний, тому далі будемо використовувати терміни гаусові вейвлети і VMWF як синоніми.

Функції цієї сім'ї є похідними гаусової експоненти:

$$g_n(x) = (-1)^{n+1} \frac{d^n}{dx^n} e^{-x^2/2}, \quad n \in N. \tag{5}$$

Нормуючий коефіцієнт набуває значень:

$$C_{g_n} = 2\pi(n-1)!, \quad 0 < n < \infty.$$

Свою назву сім'я VMWF-вейвлетів отримала за те, що перші  $(n-1)$  моментів функції  $g_n(x)$  дорівнюють нулю:

$$\int_{-\infty}^{\infty} x^m g_n(x) dx = 0 \quad \forall m, 0 \leq m < n, \quad n \in N. \tag{6}$$

Незважаючи на те, що неперервне вейвлет-перетворення потребує значних обчислювальних затрат, його використання часто виправдане кращими результатами; крім того, розроблені методи, що дозволяють значно прискорити процес обробки даних [24, 32].

Функції сім'ї VMWF, як і всі вейвлети, задовольняють умову допустимості (4). Окрім цього, гаусові вейвлети мають деякі специфічні властивості. З визначення функції (5) видно, що похідна вейвлета з точністю до знака співпадає з вейвлетом, що більший за порядком на один:

$$\frac{d}{dx} g_n(x) = -g_{n+1}(x). \tag{7}$$

Відповідно екстремуми вейвлета  $g_n(x)$  співпадають з нулями функції  $g_{n+1}(x)$ .

Враховуючи співвідношення (7), нескладно отримати вираз для інтегрування гаусового вейвлета на будь-якому інтервалі:

$$\int_{b_1}^{b_2} g_n(x) dx = g_{n-1}(b_1) - g_{n-1}(b_2), \tag{8}$$

Зазначимо, що це співвідношення залишається правдивим також при  $n=1$ . Функція  $g_0(x) = -e^{-x^2/2}$  формально визначається загальним виразом (5), однак не є вейвлетом, наприклад вже через те, що не виконується умова допустимості (4).

На практиці вираз (8) зручно видозмінювати, включивши в нього параметри вейвлет-перетворення – масштабу і зміщення  $b$ :

$$\int_{b_1}^{b_2} g_n\left(\frac{x-b}{a}\right) dx = a \left[ g_{n-1}\left(\frac{b_1-b}{a}\right) - g_{n-1}\left(\frac{b_2-b}{a}\right) \right]. \tag{9}$$

При побудові вейвлет-спектра точки на площині параметрів  $(a, b)$  відображають залежно від величини коефіцієнтів  $W_{\psi}(a, b)$  кольором різної інтенсивності. Найбільш часто зустрічаються спектри з сірою шкалою, проте іноді зручно зображати рівень не відтінками сірого, а різними кольорами.

Вейвлет-спектр іноді може виявитись надлишковим, показуючи рівень вейвлет-коефіцієнтів в усіх точках області дослідження. Надлишковість такого представлення можна різко скоротити, якщо наносити на площину тільки положення максимумів спектра. При цьому (рис. 2) утворюється структура, що називається скелетом або скелетоном, яка складається з множини вигнутих ліній, які фіксують положення локальних максимумів на спектрі. Існує припущення [1], що скелет несе в собі всю інформацію про сигнал, за яким він був побудований. При побудові скелета можливо, окрім максимумів, відобразити одночасно і мінімуми, а також побудувати скелет не за спектром, а за розподілом енергії.

**Викладення основної частини.** Розглянемо, як виглядає вейвлет-скелет сигналу ЕКГ. На рис. 2 показано скелет сигналу, який містить три періоди запису ЕКГ (рис. 1).

Скелет наочно відображає структуру досліджуваного сигналу. Аналогічно перетворення Фур'є: спектр показує розподіл компонент сигналу за частотою. Однак вейвлет-аналіз дозволяє оцінити також локалізацію тих чи інших складових. Наприклад у нижній частині рис. 2 видно близько розташовані лінії, що утворились внаслідок наявності високочастотних шумів у запису ЕКГ. Верхня частина, навпаки, містить тільки лінії, викликані вкладом компонент з найменшими частотами; в даному випадку потенційно можливо виявити положення комплексів QRS.

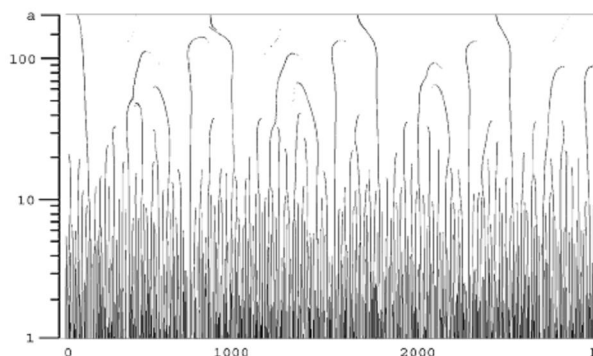


Рис. 2. Вейвлет-скелет електрокардіограми, зображеної на рис. 1. Горизонтальна вісь величини зміщення вейвлета співпадає з віссю на попередньому рисунку. По вертикальній осі в логарифмічному масштабі відкладено масштаби  $a$

Розглянемо структуру вейвлет-спектра ЕКГ більш детально (рис. 3).

На спектрі можна виділити декілька горизонтальних областей. Іншими словами, ми розділяємо сигнал аналогічно тому, як це відбувається при фільтрації з використанням традиційного перетворення Фур'є з прямокутним вікном у частотній області. Аналогом частоти в перетворенні Фур'є виступає масштаб вейвлета (точніше, аналогом є не сам масштаб, а обернена до нього величина  $a^{-1}$ ). Кожна смужка на спектрі відповідає компонентам початкового сигналу з масштабами, розміщеними між вертикальними границями смужки. Наприклад сіра смужка на рис. 3 виділяє з сигналу область з масштабами приблизно від 20 до 50.

Розшарування сигналу на окремі складові при вейвлет-перетворенні можна ефективно використовувати. Послідовність дій при цьому буде наступною. Досліджуваний сигнал підлягає прямому вейвлет-перетворенню (1), при цьому змінна  $b$  повинна пробігти всі значення в межах області визначення сигналу, а коефіцієнт  $a$  слід змінювати лише в межах, відповідних масштабу компонент, які необхідно виділити. Описана процедура носить назву вейвлет-фільтрації, а програма, що виконує такі дії, – вейвлет-фільтром. Зазвичай додають ще один етап. Перед зворотним вейвлет-перетворенням у наборі вейвлет-коефіцієнтів перетворюють на нуль ті коефіцієнти  $W_{\psi}(a, b)$ , абсолютна величина яких не перевищує деякого встановленого порогового значення (cut-off level).

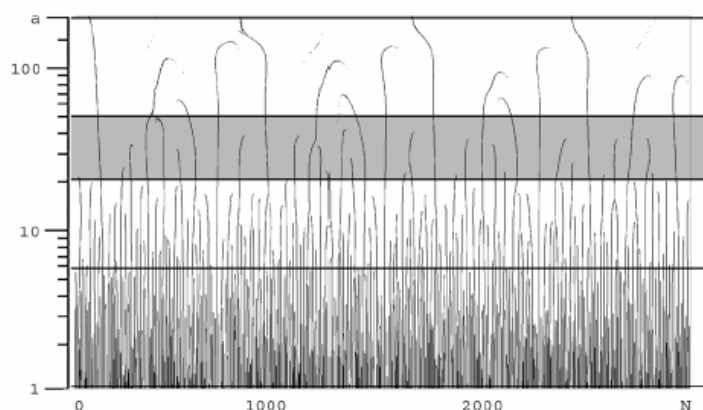


Рис. 3. Виділення ділянок масштабів на спектрі, характерних для різних компонент сигналу ЕКГ. Затемнена область містить вклад основних зубців—  $p$ ,  $q$ ,  $R$ ,  $s$  і  $T$

Звернемось до графіків на рис. 4. На них показані результати фільтрації сигналу (одного періоду ЕКГ) на різних інтервалах масштабів. Сірою кривою зображено фрагмент початкових даних, потовщеною лінією – сигнал, отриманий після перетворення.

Фільтр з невеликими масштабами (рис. 4,  $a$ ), що відповідають нижній частині спектра, виділяє з сигналу високочастотні складові, які зазвичай є стороннім шумом. Окрім шуму, на вихід можуть потрапити імпульсні високочастотні компоненти сигналу, у випадку ЕКГ це – зубці комплексу QRS.

Як видно з рис. 4, змінюючи масштаб, нескладно досягти повного пригнічення високочастотних шумів. При цьому, однак, може сильно викривитись і корисний сигнал (наприклад рис. 4, з). На практиці вибір масштабу частіше більш зручно здійснювати не до перетворення, а після нього, обчисливши вейвлет-спектр в достатньо широкому діапазоні масштабів. Потім за картою спектра вибирають необхідні масштаби і проводять зворотне вейвлет-перетворення. Необхідно зазначити, що можна не обмежуватись тільки однією областю, а вибрати на спектрі дві й більше смуг.

**Оцінка результатів роботи.** При використанні як аналізуючого вейвлета однієї з функцій сім'ї VMWF в сигналі обрізаються всі моменти, нижчі за степенем порядку вейвлета. Так, якщо ми застосовуємо вейвлет  $g_2$  відповідно до (6), сигнал втратить постійну і лінійну складові. При аналізі електрокардіографічних даних така властивість вейвлет-аналізу дозволяє позбавитись викривлень ізоліній, які виникають через поганий електричний контакт між датчиком і шкірою тіла. Нульовий потенціал на ЕКГ зазвичай відповідає ділянці від кінця зубця Т до початку зубця р.

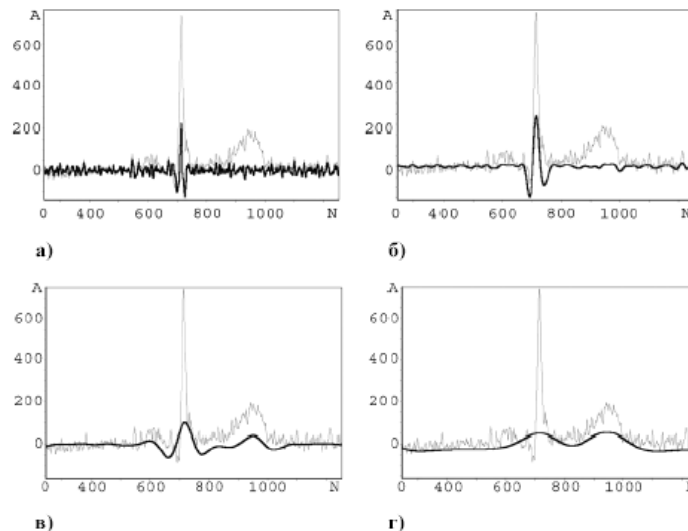


Рис. 4. Виділення компонент сигналу (потовщеною лінією показано виділений сигнал, сірою – початковий): а) на масштабах 1–7; б) 8–19; в) 22–45; г) 53–215

На рис. 5 видно, що після обробки записаної ЕКГ ізолінія спрямляється. Це дозволяє більш точно визначити амплітуду окремих зубців ЕКГ як при автоматичному, так і при ручному аналізі.

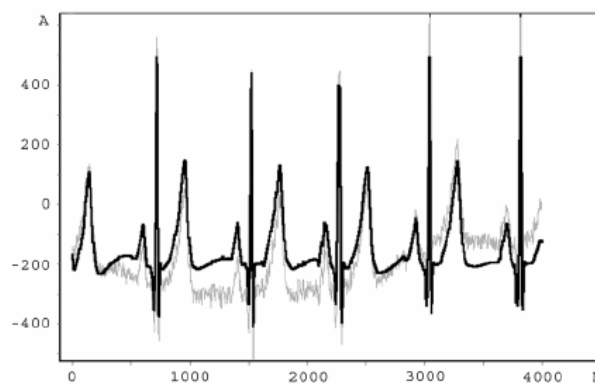


Рис. 5. Відновлення ізоліній на ЕКГ. Початковий сигнал (сіра крива) пропущений через вейвлет-фільтр з масштабами від 8 до 128

Змінюючи границі масштабів, можна налаштувати вейвлет-фільтр для розв'язання різноманітних проблем. У випадку даних ЕКГ це дозволяє розв'язати як мінімум три задачі.

Для відсікання сторонніх шумів необхідно провести фільтрацію і відсікання на масштабах вище деякого рівня, який зазвичай легко виділити на спектрі. Області скелета, що відповідають шумам, насичені короткими викривленими лініями. Рівень відсікання легко підбирається експериментальним шляхом.

Відновлення ізоліній – це найбільш проста операція, що не потребує ніяких додаткових маніпуляцій з фільтром. Відновлення ізоліній є проявом однієї з властивостей гаусових вейвлетів. Вейвлет-розклад

допомагає виділити R–R інтервали. Підбором області масштабів перетворення можна досягти того, що комплекс QRS буде чітко виділений на фоні значно ослаблених компонент сигналу ЕКГ.

З рис. 4, б видно, що положення зубців R відповідають максимумам сигналу після перетворення.

Найпростіший вейвлет-фільтр, про який йшлося вище, враховує лише розподіл компонент сигналу за масштабами, приблизно так, як це робить фільтр Фур'є, аналізуючи досліджувану функцію в частотній області. В деяких випадках (наприклад при відновленні ізолінії або фільтрації шуму) цього буває достатньо. Однак вейвлет-аналіз дозволяє також враховувати також локалізацію сигналу.

Повертаючись до рис. 4, можна помітити, що при виділенні шумів (рис. 4, а) на вихід потрапляє і частина корисного сигналу. Відповідно при фільтрації сигналу зникне не тільки шум, але й високочастотна складова комплексу QRS.

На рис. 6 (зверху) один період ЕКГ розділений на декілька ділянок у відповідності до характеру і рівня сигналу. Центральна область виділяє зубець R, середня (від 280 до 520) – весь комплекс QRS, і, нарешті, найбільш широка область охоплює сигнал повністю.

У кожній з областей такого розбиття був вибраний свій коефіцієнт відсікання (табл. 1). Це дозволило зберегти високочастотну частину комплексу QRS, де співвідношення сигнал/шум значно перевищує це значення в інших областях сигналу, що дало можливість знизити поріг в цьому інтервалі без збільшення шуму на виході фільтра.

Таблиця 1

Масштаби, відповідні їм рівні відсічки і межі інтервалів для адаптивного фільтра

Масштаб $a$	Поріг	Інтервал
1,189...3,364	100	405...415
4...11,314	400	280...520
більше 13,454	250	0...900

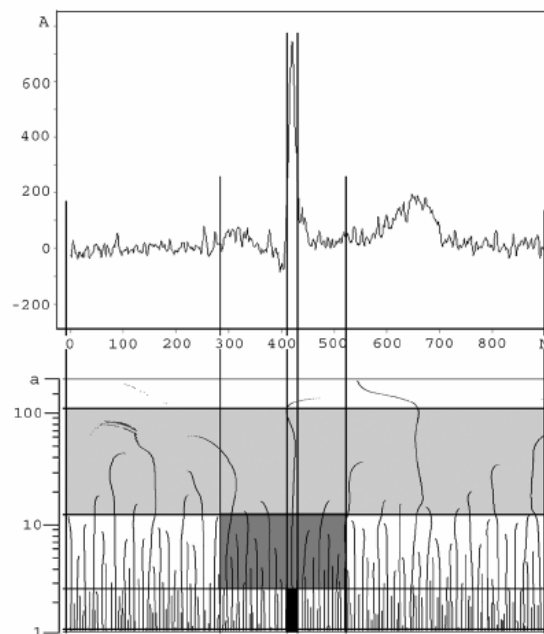
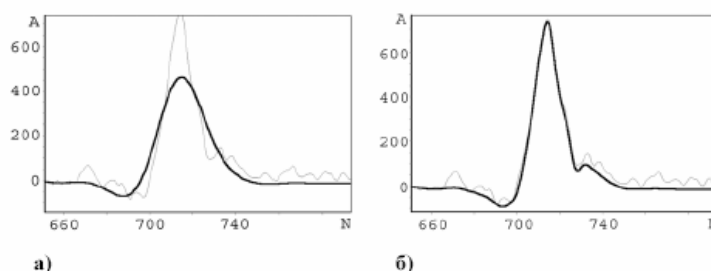


Рис. 6. Виділення характерних ділянок сигналу (зверху) і ділянок масштабів з різними рівнями відсічки



*Рис. 7. Відновлення сигналу на масштабах, більших 8:*

*а) – зі сталим рівнем відсічки (250); б) – адаптивна фільтрація того ж початкового сигналу відповідно з табл. 1 і рис. 6*

На рис. 7, *а* показано фрагмент відновленого сигналу, фільтрація якого була здійснена з постійним пороговим рівнем впродовж усього інтервалу. На рис. 7, *б* показано сигнал, виділений адаптивним фільтром з налаштуваннями за табл. 1. Очевидно, що модифікований алгоритм роботи фільтра дозволяє відновити сигнал значно точніше.

**Висновки.** Результати даної роботи показали придатність вейвлет-перетворення для аналізу ЕКГ сигналу як одного з найінформативніших джерел діагностики. Отримані результати мають добру наочність і можуть бути використані для діагностики у прямому вигляді а також для розрахунку інших показників серцево-судинної системи (наприклад артеріального тиску).

Розроблений нами алгоритм можна застосовувати для аналізу кардіограм не тільки в II відведенні. Він придатний для обробки кардіограми в будь-якій проекції. Окрім того, ми обмежились застосуванням лише одного вейвлета. Оскільки на сьогодні існує велика кількість сімей вейвлетів, більшість з них можна застосовувати для аналізу ЕКГ з урахуванням особливостей сигналу. До того ж, отримані результати займають невеликий об'єм, а отже, придатні для тривалого зберігання.

Отож вейвлет-перетворення є досконалим та наочним інструментом відтворення сигналу і може цілком застосовуватись для обробки електрокардіограм. Крім того, рекомендується проводити обробку ЕКГ-сигналів за допомогою вейвлет-перетворення з метою зменшення обсягу інформації, що зберігається.

#### ЛІТЕРАТУРА:

1. *Терехов С.А.* Вейвлеты и нейронные сети: Лекция для школы-семинара "Современные проблемы нейроинформатики". – М.: МИФИ, 2001. – 236 с.
2. *Добешу И.* Десять лекций по вейвлетам. – М.: РХД, 2001. – 596 с.
3. *Воробьев В.И., Грибунин В.Г.* Теория и практика вейвлет-преобразования. – С.-Пб.: ВУС, 1999. – 785 с.
4. *Vidacovic B.* Statistical Modeling by Wavelets. – Wiley Interscience, 1992. – 256 p.
5. *Heil C.E., Walnut D.F.* Continuous and Discrete Wavelet Transforms // SIAM Review. – № 31. – 1989. – 666 p.
6. *Percival D.B., Walden A.T.* Wavelet Methods for Time Series Analysis. – Cambridge University Press, 2000. – 460 p.
7. *Meyer Y.* Wavelets and Operators. – Cambridge University Press. – New York, 1992. – 765 p.
8. *Chui C.K.* An Introduction to Wavelets. – Academic Press. – San Diego, 1992. – 486 p.
9. *Dai D.Q.* Wavelets and orthogonal polynomials based on harmonic oscillator eigenstates // J. Math. Phys. – № 41. – 2000. – 3103 p.
10. *Horikis T.P.* A new approach for constructing continuous wavelets. – J. Franklin Inst. – 1993. – 352 p.
11. *Watkins L.R., Zhou Y.R.* Modeling Propagation in Optical Fibres Using Wavelets // IEEE J. Light. Techn. – № 12. – 1994. – 1542 p.
12. *H.J.A. da Silva, J.J. O'Reilly.* Optical pulse modeling with Hermite-Gaussian functions. // Opt. Lett. – № 14. – 1989. – 528 p.
13. *Pierce, P. Rees, K.A. Shore.* Wavelet Operators for Nonlinear Optical Pulse Propagation. // J. Opt. Soc. Am. A. – № 17. – 2000. – 2439 p.

ГНІЛЦЬКИЙ Віталій Васильович – завідувач кафедри автоматизованого управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

– цифрова обробка сигналів;

– інформаційні системи.

Тел.: 8(0412)37-84-82.

E-mail : [gnil@ztu.edu.ua](mailto:gnil@ztu.edu.ua)

МУЖИЦЬКА Наталія Віталіївна – асистент кафедри автоматизованого управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:

– цифрова обробка сигналів;

– методи біотехнічних та медичних досліджень.  
Тел.: 8(0412)37-84-82.  
E-mail : [muzhitskaya\\_zh@rambler.ru](mailto:muzhitskaya_zh@rambler.ru)

СОБОТОВИЧ Анна Костянтинівна – магістрант кафедри автоматизованого управління в технічних системах Житомирського державного технологічного університету.

Наукові інтереси:  
– цифрова обробка сигналів;  
– методи біотехнічних та медичних досліджень.  
Тел.: 8(0412)37-84-82.  
E-mail : [sobotovich\\_zh@rambler.ru](mailto:sobotovich_zh@rambler.ru)

Подано 12.09.2006