

- множину індексів розміщення КП  
 $\bar{G}^{KY} = \{g; \bar{g} = \overline{0, g'}; \forall \bar{y}_g = 1\};$

- підмножини абонентів, що приєднуються до кожного КП  $G^g = \{q; q = \overline{1, g'}; g = \overline{0, g'}; q \neq g; \forall \bar{x}_{gq}^k = 1\};$

- шляхи з'єднання точок  $g$  і  $q$

$\bar{I}^{gq} = \{k; k = \overline{1, k^{gq}}; g \in \bar{G}^{KY}; q = 0; q \in G^g; q \neq g; \forall \bar{x}_{gq}^k = 1\}.$

## 5. Висновки

У такий спосіб у статті розроблена модель визначення місць можливого розміщення комутуючих пристроїв та варіантів топології приєднання абонентів

до КП при синтезі комп'ютерної мережі організації, що у відмінності від існуючих, дозволяє комплексно з єдиних системних позицій ухвалювати рішення за багатьма критеріями.

## Література

1. Петров Э.Г. Территориально распределенные системы обслуживания/ Петров Э.Г., Писклакова В.П., Бескорвайный В.В. - К.: «Техніка», 1992 - 208 с.
2. Нефедов Л.И. Обобщенная модель синтеза территориально-пространственно распределенной компьютерной сети организации/Нефедов Л.И., Шевченко М.В., Петренко Ю.А., Биньковская А.Б.// Восточно-Европейский журнал передових технологій, 2010 - 2/8 (44) – с. 28-31.

УДК 621.391.19

# МІРА БЛИЗЬКОСТІ ВЕЙВЛЕТ- ПЕРЕТВОРЕНЬ ПРИ АНАЛІЗІ ЕКГ СИГНАЛІВ

**О.Б. Кононенко**

Аспірант

Кафедра обчислювальної математики

Київський національний університет ім. Тараса Шевченка

просп. Глушкова, 2, корпус 6, м. Київ, Україна

Контактний тел.: 050-446-98-53

E-mail: alexei.b.k@gmail.com

*В статті обґрунтовується актуальність використання вейвлет-перетворень для аналізу даних електрокардіограми, наводиться математичний апарат для розрахунку необхідних мір близькості, а також результати використання вейвлет-перетворень в реальній медичній практиці*

*Ключові слова: вейвлет-перетворення, міри близькості, ЕКГ-сигнали*

*В статтє обосновывается актуальность использования вейвлет-преобразований для анализа данных электрокардиограммы, приводится математический аппарат для расчета необходимых мер близости, а также результаты использования вейвлет-преобразований в реальной медицинской практике*

*Ключевые слова: вейвлет-преобразования, меры близости, ЭКГ-сигналы*

*In the article the relevance of using wavelet transforms to analyze electrocardiogram data, given the mathematical apparatus for calculating the required proximity measures and the use of wavelet transforms in real medical practice*

*Keywords: wavelet transforms, proximity measures, ECG-signals*

## Актуальність дослідження

В даний час, у зв'язку зі зростанням числа хворих на ішемічну хворобу серця, з'явилася нагальна необхідність пошуку нових методів ранньої доклінічної діагностики ішемічних змін міокарда. Ці методики повинні відповідати ряду вимог: мати досить високу чутливість і специфічність, можливість використання в

амбулаторних умовах і невисокі тимчасові і фінансові витрати під час проведення скринінгових досліджень.

Метод стандартної ЕКГ та проведення навантажувальних проб до теперішнього часу досягли певних меж своїх діагностичних можливостей по виявленню прихованих ішемічних змін міокарда. При хронічних формах ІХС, а тим більше на початкових її стадіях використання звичайної електрокардіографії у спокої,

як правило, не виявляє відхилень від норми. У той же час, є підстави припустити, що вже в цей період мають місце зміни частотних і тимчасових характеристик електричних потенціалів серця, які не реєструються за допомогою звичайного електрокардіографа [4; 5].

У зв'язку з цим, великий інтерес представляють нові методи реєстрації та обробки ЕКГ-сигналу, в їх числі електрокардіографія високої чіткості (ЕКГ-ВЧ), що дозволяє виділяти високочастотні низькоамплітудні компоненти ЕКГ-сигналу, що несуть додаткову інформацію про розповсюдження збудження по волокнах міокарда. Для обробки отриманих сигналів використовуються такі способи, як тимчасовий аналіз за методом Сімсона – головним чином використовується для виявлення електричної нестабільності міокарда та виявлення пізніх потенціалів передсердь і шлуночків [9; 10].

---

**Мета дослідження**

---

Розглянути математичний апарат розрахунку мір близькості при аналізі даних електрокардіограми.

---

**Результати дослідження**

---

Вейвлет-перетворення стрімко завойовують популярність в таких різних областях, як телекомунікації, комп'ютерна графіка і біологія. Завдяки добрій пристосованості до аналізу нестационарних сигналів (тобто таких, чії статистичні характеристики змінюються в часі) вони стало потужною альтернативою перетворенням Фур'є в ряді медичних програм. Так як багато медичних сигнали нестационарних, вейвлетні методи використовуються для розпізнавання і виявлення ключових діагностичних ознак, а також для стиснення зображення з мінімальними втратами діагностичної інформації.

Перетворення Фур'є представляє сигнал, заданий у часовій області, у вигляді розкладу за ортогональними базисними функціями (синусами і косинусами), виділяючи таким чином частотні компоненти. Недолік перетворення Фур'є полягає в тому, що частотні компоненти не можуть бути локалізовані в часі. Це і обумовлює його застосування тільки до аналізу стаціонарних сигналів. В той же час більшість медичних сигналів має складні частотно-часові характеристики. Як правило, такі сигнали складаються з близьких за часом, короткоживучих високочастотних компонентів і довготривалих, близьких за частотою низькочастотних компонентів [3].

Принципово нові можливості відкриваються в разі застосування до сигналу ЕКГ сучасних математичних методів аналізу, заснованих на представленні сигналу у вигляді розкладів в деяких узагальнених векторних просторах. Найбільш відомим прикладом такого розкладу є перетворення Фур'є, що реалізується частіше за все як швидке перетворення Фур'є (FFT – FastFourierTransform). Застосування тимчасового «вікна» дозволяє оцінити зміну спектру сигналу в різних фазах кардіоциклу. Цей метод отримав назву спектрально-часового картування (СВК) – Spectral-temporal mapping. Дана методика придбала в даний час

досить широке поширення [6]. Разом з тим, в ній залишаються нереалізованими всі потенційні можливості методу СВК і в першу чергу в силу природних недоліків стандартного Фур'є-аналізу. Справа в тому, що метод використовує фіксоване «вікно», яке не може бути адаптоване до локальних властивостей сигналу. У результаті на низькочастотній ділянці спектру втрачається чіткість по частоті, а на високочастотній – по часу.

Для вирішення цієї суперечності в сучасній математиці розроблений ряд методів аналізу нестационарних сигналів (до цього класу сигналів відноситься і ЕКГ). Найбільш відоме так зване вейвлет-перетворення (Wavelet-transform). Воно являє собою розкладання сигналу по набору базисних функцій, які визначені на інтервалі, коротшому, ніж тривалість кардіосигналу [5]. При цьому всі функції набору породжуються за допомогою двопараметричного перетворення (зсуву по осі часу і зміни масштабу) однієї вихідної функції, так званої «материнської». Вони називаються вейвлети (у перекладі – короткіхвилі або сплески). Великі значення параметру масштабу відповідають застосуванню до вихідного сигналу фільтру низьких частот, малі значення – фільтру верхніх частот [5; 8]. Від перетворення Фур'є вейвлет-перетворення відрізняється тим, що операція множення на «вікно» міститься у самій базисній функції, при цьому відбувається адаптація «вікна» до сигналу при зміні масштабу.

У задачах аналізу ЕКГ-сигналу ключовим моментом є введення міри близькості на отриманих даних. При цьому міра близькості по можливості повинна задовольняти аксіомам метрики. Міра близькості між даними є центральним поняттям більшості алгоритмів для пошуку знань у базах даних (dataminingalgorithms). Загальний математичний апарат розрахунку мір близькості було розглянуто в роботі Е.В. Бураєва [1].

Нехай  $Z$  - часовий ряд довжини  $N = 2^m$  для деякого цілого  $m > 0$  (якщо необхідно, ряд доповнюється нулями або значеннями, рівними середньому ряду, поки довжина ряду не буде дорівнювати ступеню двійки). Використовуючи фільтр Добеші з  $L = 4$ , підрахуємо вейвлет коефіцієнти  $W_{jk}^z$  ( $k = 0, \dots, N_j - 1$ ) для  $1 \leq j \leq J = m$ . Загальна кількість вейвлет коефіцієнтів дорівнює  $N - 1$ .

Відкидаємо граничні вейвлет коефіцієнти. Нехай  $N_w$  – кількість вейвлет-коефіцієнтів, що залишилась. Очевидно, що для фільтрів Добеші з  $L = 4N_w = N - 2^*m$ . Якщо часовий ряд доповнювався нулями або значеннями, рівними середньому ряду, то відкидаються також ті вейвлет-коефіцієнти, при підрахунку яких використовувалися ці нові значення часового ряду. При цьому  $N_w$  зменшується.

Покладемо  $\tilde{W}_{jk}^z = \frac{W_{jk}^z \times 2^j}{\sqrt{\sum_{j,k} (W_{jk}^z \times 2^j)^2}}$ , що залишилися

після відкидацця вейвлет коефіцієнтів  $W_{jk}^z$ . Вектор коефіцієнтів  $W_{jk}$  представляє собою характеристики ряду, які, як впливає з вищенаведених властивостей вейвлет коефіцієнтів, 1) робастні по відношенню до зміни середнього ряду, тренду, масштабуванню, 2) незалежні і нормально розподілені з нульовим середнім та постійною дисперсією.

Нехай  $\tilde{W}_{jk}^X$  та  $\tilde{W}_{jk}^Y$  – вектори характеристик часових рядів  $X$  і  $Y$  відповідно (передбачається, що ряди  $X$

і  $Y$  мають однакову довжину). В якості міри близькості між тимчасовими рядами  $X$  і  $Y$  можна використовувати косинус кута між векторами характеристик, а саме  $\cos\alpha = \left| \sum_{j,k} \tilde{W}_{j,k}^X \times \tilde{W}_{j,k}^Y \right|$ . Покладемо  $D_1(X,Y) = -\ln(\cos\alpha)$  та  $D_2(X,Y) = 1 - \cos\alpha$ . Таке перетворення спрощує інтерпретацію значень  $D_1(X,Y)$  і  $D_2(X,Y)$  – тепер далеким об’єктам відповідають великі значення цих мір близькості, і навпаки.

Оскільки коефіцієнт  $\tilde{W}_{j,k}^z$  характеризує зміну в значеннях ряду  $Z$  на певному масштабі в певний момент часу, то має сенс визначити міри близькості на основі значення  $\cos\beta = \frac{\left| \sum_{j,k} \text{sign}(\tilde{W}_{j,k}^X) \times \text{sign}(\tilde{W}_{j,k}^Y) \right|}{N_w}$ .

Покладемо  $D_3(X,Y) = -\ln(\cos\beta)$  і  $D_4(X,Y) = 1 - \cos\beta$ . Перевага  $D_2(X,Y)$  та  $D_4(X,Y)$  в тому, що ці міри близькості обмежені. Якісної різниці між мірами близькості  $D_2(X,Y)$ ,  $D_4(X,Y)$  і  $D_1(X,Y)$ ,  $D_3(X,Y)$  немає.

Введені міри близькості  $D_1(X,Y)$  та  $D_2(X,Y)$  характеризують, наскільки сильна нелінійна залежність між тимчасовими рядами  $X$  і  $Y$  (іншими словами, міри близькості  $D_1(X,Y)$  і  $D_2(X,Y)$  показують, наскільки коливання тимчасових рядів  $X$  і  $Y$  по відношенню до їх лінійних трендів схожі). Оскільки вектор характеристик може моделюватися як випадковий вектор, що має нормальний розподіл з діагональною коваріаційною матрицею і нульовим середнім, то значенням мір близькості  $D_1(X,Y)$  і  $D_2(X,Y)$  можна поставити у відповідність деякі рівні значущості. Значення мір близькості  $D_3(X,Y)$  і  $D_4(X,Y)$  показують, наскільки напрямки коливань тимчасових рядів  $X$  і  $Y$  по відношенню до їх лінійним трендам схожі.

Зауважимо, що оскільки дискретне вейвлет-перетворення з фільтрами Добешіне інваріантне по відношенню до звернення часу, то значення введених мір близькості зміняться при одночасному зверненні часу в обох часових рядів.

Тим не менше, якщо для двох часових рядів міри близькості брали близькі до нуля значення, то після звернення часу вони як і раніше будуть приймати близькі до нуля значення.

Термін вейвлет-перетворення об’єднує два види перетворень: пряме та зворотне, які, відповідно, переводять досліджувану функцію  $f(x)$  в набір вейвлет-коефіцієнтів  $W_\psi(a,b)f$  та назад.

Пряме вейвлет-перетворення здійснюється згідно формули

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

де  $a$  та  $b$  – параметри, що визначають масштаб та зміщення функції  $\psi$ , яка називається аналізуючим вейвлетом,  $C_\psi$  – нормуючий множник. Інтегрування здійснюється по всій числовій вісі.

Базовий, або материнський вейвлет  $\psi$  утворюється шляхом розтягнень та здвигів сімейства  $\varphi\left(\frac{x-b}{a}\right)$ .

У якості прикладу використання вейвлет-перетворень в реальній діагностиці на рис. 1 показано три періоди реальної ЕКГ у II відведенні, на якій можна виділити кілька характерних імпульсів, званих зубцями.

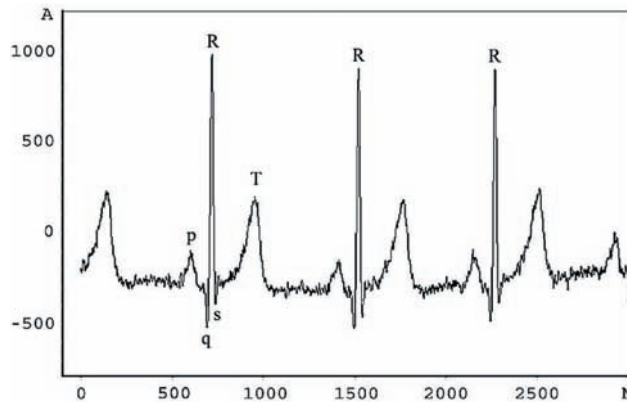


Рис. 1. Три періоди електрокардіограми (II відведення), записаної при частоті дискретизації 1 кГц. По горизонтальній осі відкладені номери відліків, по вертикальній – рівень сигналу в мікрвольтах

Зубець р відповідає скорочення лівого і правого передсердь.

Комплекс QRS, що включає в себе три імпульси q, R і s, відображає період активності шлуночків. Відзначимо, що зубці q і s можуть бути слабо виражені або зовсім відсутні.

Зубець T відповідає періоду реполяризації шлуночків.

Вид електрокардіограми може істотно змінюватися в залежності від відведень.

Одна з основних характеристик ЕКГ – інтервал R-R між двома наступними один за одним імпульсами R, що відображає частоту серцевих скорочень. Виявлення імпульсів R або комплексів QRS є першочерговим завданням при автоматичній обробці ЕКГ. Завдання істотно ускладнюється при збільшенні обсягу даних, наприклад, в тому випадку, коли тривала запис кардіограми отримана в результаті моніторингу по Холтеру [2].

Сигнал ЕКГ крім запису електричної активності серця містить шумову добавку, яка включає в себе фон змінного струму (50 або 60 Гц) електромережі, високочастотні коливання, викликані м’язовими скороченнями, а також низькочастотну (частки Гц) складову, обумовлену зміною опору контактів датчик-тіло.

Шумові добавки високої частоти відносно легко відокремити простими фільтрами, однак при цьому фільтр впливає також на імпульси комплексу QRS, «розмиваючи» їх.

Відзначимо також, що Фур’є-спектр ЕКГ (рис. 1), має пологу ділянку при збільшенні частоти, що свідчить про корельованості даних.

Розглянемо, як виглядає вейвлет-скелет сигналу ЕКГ. На рис. 2 зображено скелет сигналу, що містить три періоди запису ЕКГ.

Скелет наочно відображає структуру аналізованого сигналу. Аналогічно перетворенню Фур’є, спектр показує розподіл компонент сигналу по частоті. Однак, вейвлет-аналіз дозволяє оцінити також локалізацію тих чи інших складових. Наприклад, в нижній частині рис. 2 видно близько розташовані лінії, що утворилися з-за наявності високочастотних шумів у записі ЕКГ. Верхня частина, навпаки, містить тільки лінії, викликані внеском компонент з найменшими частотами; зокрема, потенційно можливо виявити положення комплексів QRS.

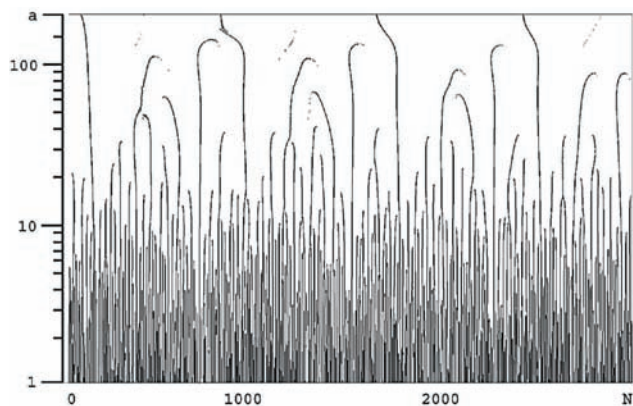


Рис. 2. Вейвлет-скелет електрокардіограми, представленої на рис. 1. Горизонтальна вісь величини зміщення вейвлета збігається з віссю на попередньому малюнку. За вертикальної осі в логарифмічному масштабі відкладені масштаби  $a$

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

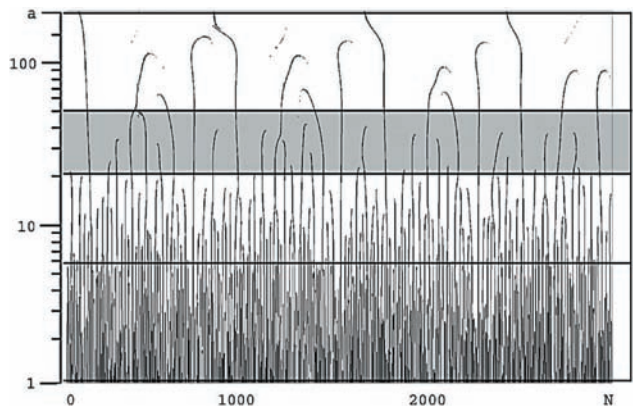


Рис. 3. Виділення областей масштабів на спектрі, характерних для різних компонент сигналу ЕКГ. Затемнена область містить внесок від основних зубців -  $p$ ,  $q$ ,  $R$ ,  $s$  і  $T$

На спектрі можна виділити кілька горизонтальних областей. Іншими словами, ми поділяємо сигнал аналогічно тому, як це відбувається при фільтрації за допомогою традиційного перетворення Фур'є з прямокутним вікном в частотній області. Аналогом частоти в перетворенні Фур'є є масштаб вейвлета (точніше, аналогом є не сам масштаб, а зворотна йому величина  $a^{-1}$ ). Кожна смуга на спектрі відповідає компоненту вихідного сигналу з масштабами, укладених між вертикальними межами смуги. Наприклад, сіра смуга на рис. 3 виділяє з сигналу область з масштабами приблизно від 20 до 50.

Розшарування сигналу на окремі складові при вейвлет-перетвореннях можна ефективно використовувати. Послідовність дій при цьому така. Аналізований сигнал піддається прямому вейвлет-перетворенню, при цьому змінна  $b$  повинна пробігти всі значення в межах області визначення сигналу, а коефіцієнт розтягнення  $a$  слід змінювати лише в межах, відповідних масштабам компонентів, які необхідно виділити.

Описана процедура носить назву вейвлет-фільтрації, а програма, яка виконує такі дії, - вейвлет-

фільтром. Звичайно додають ще один етап. Перед зворотним вейвлет-перетворенням в наборі вейвлет-коефіцієнтів  $W\varphi(a,b)$  перетворюють на нуль ті коефіцієнти, абсолютна величина яких не перевищує деякого встановленого порогового значення (cut-offlevel).

Звернемося до графіків на рис. 4-7. На них показані результати фільтрації сигналу (одного періоду ЕКГ) на різних інтервалах масштабів. Сірою кривою зображено фрагмент вихідних даних, потовщеною лінією - сигнал, отриманий після перетворення.

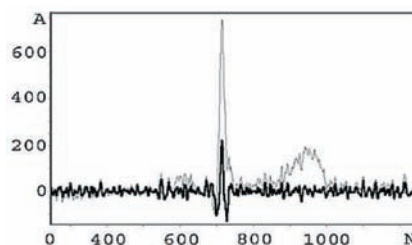


Рис. 4. Виділення компонент сигналу (потовщеною лінією показаний виділений сигнал, сірою - вихідний) на масштабах 1-7

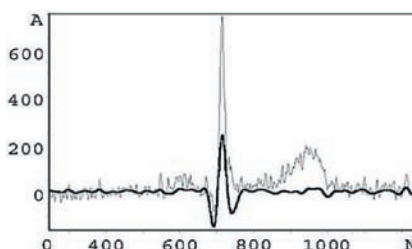


Рис. 5. Виділення компонент сигналу (потовщеною лінією показаний виділений сигнал, сірою - вихідний) на масштабах 8-19

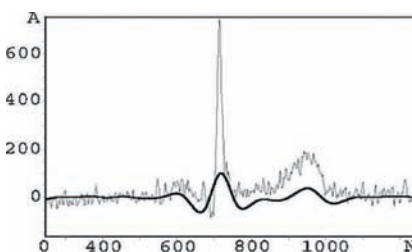


Рис. 6. Виділення компонент сигналу (потовщеною лінією показаний виділений сигнал, сірою - вихідний) на масштабах 22-45

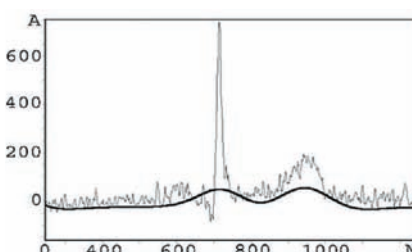


Рис. 7. Виділення компонент сигналу (потовщеною лінією показаний виділений сигнал, сірою - вихідний) на масштабах 53-215



Фільтр з невеликими масштабами (рис. 4), відповідними нижній частині спектру, виділяє з сигналу високочастотні складові, які зазвичай є стороннім шумом. Крім шуму на вихід можуть проникнути імпульсні високочастотні компоненти сигналу, у разі ЕКГ це зубці комплексу QRS.

Як видно з рис. 4-7, змінюючи масштаб, легко добитися повного придушення високочастотних шумів. При цьому, однак, може сильно звузитися і корисний сигнал (див., наприклад, рис. 7).

На практиці вибір масштабу частіше зручніше виконувати не до перетворення, а після нього, обчисливши вейвлет-спектр в досить широкому діапазоні масштабів.

Потім по карті спектру вибирають необхідні масштаби і виробляють зворотне вейвлет-перетворення. Необхідно відзначити, що можна не обмежуватися тільки однією областю, а відбирати на спектрі дві або більше смуг.

При використанні в якості аналізуючого вейвлета однією з функцій сімейства VMWF у сигналі усикається всі моменти ступеня нижче порядку вейвлета. Так, якщо ми застосуємо вейвлет  $g_2$  сигнал втратить постійну і лінійну складові.

При аналізі електрокардіографічних даних така властивість вейвлет-аналізу дозволяє позбутися від перекручення ізолінії, що виникає через поганий електричний контакт між датчиком і шкірою тіла. Нульовий потенціал на ЕКГ звичайно відповідає ділянці від закінчення зубця Т до початку зубця р.

На рис. 8 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.

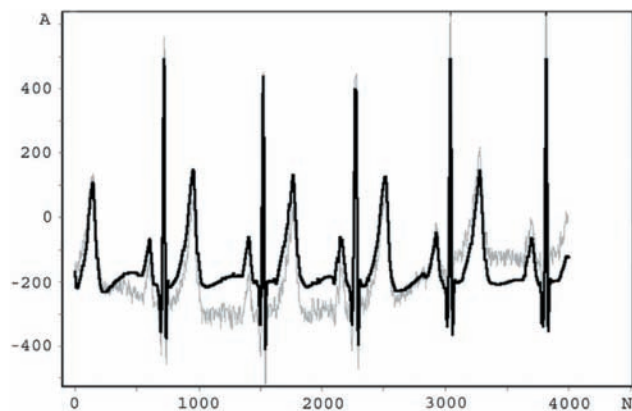


Рис. 8. Відновлення ізолінії на ЕКГ. Вихідний сигнал (сіра крива) пропущений через вейвлет-фільтр з масштабами від 8 до 128

Варіюючи межі області масштабів, можна налаштувати вейвлет-фільтр для вирішення різних проблем. У разі даних ЕКГ це дозволяє вирішити, як мінімум, три завдання.

1). Відсікання сторонніх шумів. Для цього необхідно провести фільтрацію і усикання на масштабах вище деякого рівня, який зазвичай легко виявити на спектрі.

Області скелета, відповідні шумам, насичені короткими викривленими лініями. Рівень відсікання легко підбирається експериментально.

2). Відновлення ізолінії. Це найбільш проста операція, що не потребує ніяких додаткових маніпуляцій з фільтром. Відновлення ізолінії є проявом одного з властивостей гаусових вейвлетів.

3) Виділення інтервалів R-R. Підбором області масштабів перетворення можна домогтися того, що комплекс QRS буде чітко виділений на фоні значно ослаблених інших компонент сигналу ЕКГ. З рис. 5 видно, що положення зубців R відповідають максимумам сигналу після перетворення.

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

Так, на рис. 4 можна помітити, що при виділенні шумів на вихід проникає і частина корисного сигналу.

Відповідно, при фільтрації сигналу зникне не тільки шум, але і високочастотна складова комплексу QRS.

На рис. 9 один період ЕКГ розділений на декілька ділянок відповідно до характеру та рівню сигналу. Центральна область виділяє зубець R, середня (від 280 до 520) – весь комплекс QRS, і, нарешті, найбільш широка область охоплює сигнал цілком.

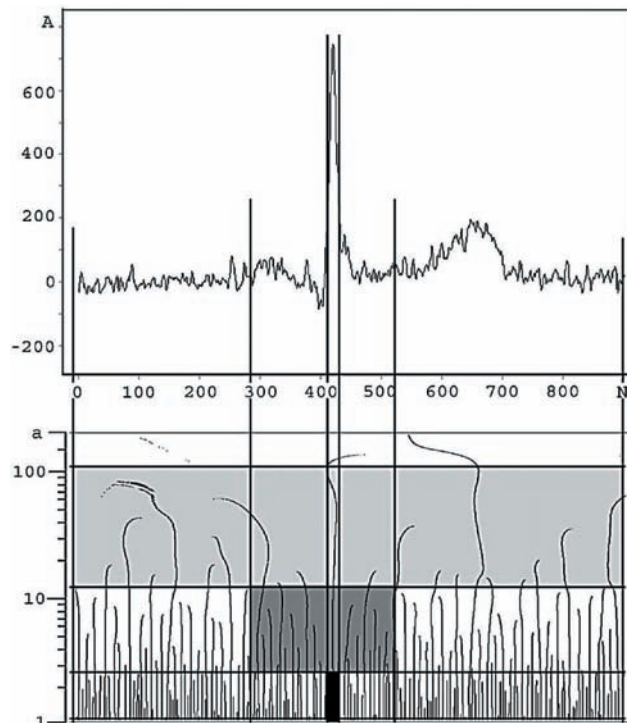


Рис. 9. Виділення характерних областей сигналу (зверху) і областей масштабів з різними рівнями відсікання

У кожній з областей такого розбиття був обраний свій коефіцієнт відсікання (див. табл. 1). Це дозволило зберегти високочастотну частину комплексу QRS, де відношення 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 відсікання і межі інтервалів для адаптивного фільтра

Масштаб a	Поріг	Інтервал
1,189...3,364	100	405.415
4... 11,314	400	280.520
> 13,454	250	0.900

На рис. 10 показаний фрагмент відновленого сигналу, фільтрація якого була здійснена з постійним пороговим рівнем у всьому інтервалі. На рис. 11 показаний сигнал, виділений адаптивним фільтром з налаштуваннями за табл. 1. Очевидно, що модифікований алгоритм роботи фільтра дозволяє відновити сигнал значно точніше.

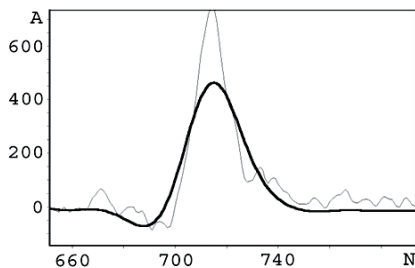


Рис. 10. Відновлення сигналу на масштабах більше 8 з постійним рівнем відсікання (250)

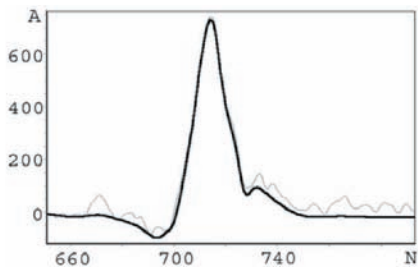


Рис. 11. Адаптивна фільтрація того ж вихідного сигналу відповідно до табл. 1 і рис. 9

**Висновки**

Вейвлет-перетворення стали потужною альтернативою перетворенням Фур'є в ряді медичних програм завдяки добрій пристосованості до аналізу нестационарних сигналів. При цьому, ключовим моментом є введення міри близькості на отриманих даних.

Підраховані за пропонуванням в роботі алгоритмом характеристики робастні по відношенню до зміни середнього ряду, тренду, масштабуванню, а також незалежні і нормально розподілені. Ці властивості особливо необхідні, коли міра близькості визначається між нестационарними часовими рядами, оскільки звичайна евклідова відстань в якості міри близькості в такому випадку не підходить.

Експерименти з медичними даними показали ефективність запропонованих заходів близькості. У роботі запропоновано метод оцінки залежності міри близькості між тимчасовими рядами від часу. Розроблена методика також дозволяє оцінити міру близькості між тимчасовими рядами на певних ділянках спектра цих тимчасових рядів.

**Література**

1. Бурнаев Е.В., Оленев Н.Н. Мерыблизости на основе вейвлеткоэффициентов для сравнения статистически-численных временных рядов – Межвуз. сб. тр. за 2005 г. (Вып.10). Киров: ВятГУ. – 2006. – С. 41-51.
2. Дабровски А. Суточное мониторирование ЭКГ. / А. Дабровски, Б. Дабровски, Р. Пиотрович. – М.: Медпрактика, 2000. – 311 с.
3. Akay M. Wavelet Applications in Medicine / M. Akay // IEEE Spectrum. – 1997. – Vol. 34. – No. 5. – Pp. 50-56.
4. Buckingham T.A. Signal-averaged electrocardiograms in the time and frequency domains. / T.A. Buckingham, C. Thessen, D. Hertweck // American Journal of Cardiology. – 1989. – Vol. 63. – P820-825.
5. Crowe J.A. Wavelet transform as a potential tool for ECG analysis and compression. / J.A. Crowe, N.M. Gibson, M.S. Woolfson, M.G. Somekh // Journal of the Biomedical Engineering. – 1992. – Vol. 14(3). – P268-272.
6. Haberl R. Spectral mapping of the electrocardiogram with Fourier transforms for identification of patients with sustained ventricular tachycardia and coronary artery disease. / R. Haberl, G. Jige, R. Pulter, G. Steinbeck // European Heart Journal. – 1989. – Vol.10. – P316-322.
7. Gyaw T.A. The wavelet transform as a tool for recognition of biosignals. / T.A. Gyaw, S.R. Ray // Biomedical Scientific Instruments. – 1994 – Vol. 30. – P63-68.
8. Meste O. Ventricular Late Potentials characterisation in Time-Frequency Domain by means of a Wavelet Transform. / O. Meste, H. Rix, P. Caminal, N. Thakor // IEEE Transaction on Biomedical Engineering. – 1994. – Vol. 41. – P625-633.
9. Simson M.B. Detection of delayed ventricular activation on the body surface in dogs. / M.B. Simson, D. Euler, E.I. Michelson // American Journal of Physiology. – 1981. – Vol.241. – P363-369.
10. Simson M.B. Use of signal in the terminal QRS complex to identify patients with ventricular tachycardia after myocardial infarction. / M.B. Simson // Circulation. – 1981. – Vol. 64. – P235-242.