

МЕТОДИКА ВИЗНАЧЕННЯ ХАРАКТЕРНИХ ТОЧОК РЕОГРАМ ЗА ВЕЙВЛЕТ-ПРЕДСТАВЛЕННЯМ

© Совин Я.Р., Хома В.В., 2007

Запропоновано метод визначення основних характерних точок реограми, що ґрунтується на неперервному вейвлет-перетворенні і дає змогу спростити саму процедуру, забезпечивши при цьому стійкість до різного роду шумів та спотворень, які виникають в процесі реєстрації. Наведено результати дослідження методу на зразкових реограмах, а також за умови дії характерних завод.

The method of determination of main characteristic points of reogram, that is based on continuous wavelet-transformation is in-process offered, and which allows to simplify procedure providing here firmness to the different sort of noises and distortions which arise up in the process of registration. The results of research of method are resulted on exemplary reogram, and also on condition of action of characteristic hindrances.

1. Постановка проблеми та аналіз останніх досліджень

Реографія – один із перспективних методів дослідження серцево-судинної системи, що ґрунтується на вимірюванні зміни опору ділянки тіла (ΔR) внаслідок пульсових коливань кровонаповнення. За формою зареєстрованої кривої, яка називається реограмою, оцінюють стан серцево-судинної системи. Під час розроблення програмного забезпечення для реокардіографічних моніторингових систем та діагностичних комплексів гостро відчувається проблема автоматичної розмітки реоциклів [1, 2]. Лише здійснивши розмітку реоциклу та виділивши на реограмі так звані характерні точки, можна визначити амплітудно-часові параметри реосигналу, за якими надалі обчислити фізіологічні показники та діагностичні індекси.

За реальних умов реєстрація реограм супроводжується дією численних завод як внутрішнього, так і зовнішнього походження. Для підвищення достовірності розпізнавання характерних точок реограми застосовують попередню обробку реосигналу, що містить фільтрацію, диференціювання, згладження об'ємної та диференційної реограми, певні нелінійні перетворення, обчислення порогових значень, виділення інтервалів, на яких розміщені характерні точки. Щоб забезпечити одержання диференційної реограми, що особливо чутлива до завод і шумів, та зберегти часові співвідношення в реосигналі, застосовують цифрові нерекурсивні фільтри високих порядків з лінійною фазочастотною характеристикою. Відомі алгоритми розпізнавання характерних точок передбачають послідовний пошук екстремумів на відкритих інтервалах. Програмна реалізація таких алгоритмів відзначається великою кількістю розгалужень та умовних операторів, що істотно збільшує час оброблення та унеможливає їх застосування в портативних моніторингових пристроях, які працюють в реальному часі та мають обмежену обчислювальну потужність. Серед головних вимог, що ставляться до алгоритмів визначення характерних точок, є надійність автоматизованої розмітки з урахуванням варіабельності форми реосигналу та стійке функціонування в умовах дії різного роду завод і шумів. Сукупність цих факторів робить особливо актуальним розроблення простих алгоритмів, які б мінімізували попереднє оброблення та дали б змогу спростити ресурсо-затратний пошук і ручне маркування характерних точок.

Традиційні методи вимірювання часових параметрів біосигналів на прикладі електрокардіографічного (ЕКГ) сигналу описано в роботах [3, 6, 9]. Більшість методів працюють в часовій області і передбачають етап попередньої обробки, що містить процедури лінійної фільтрації вхідного сигналу

(переважно фільтрами ФНЧ і ФВЧ), поліноміальне згладжування, нелінійне перетворення (піднесення до певного степеня, інтегрування сигналу в ковзному вікні та ін.), обчислення порогів для детектора рівня сигналу, за допомогою якого визначається положення характерних точок. Практична реалізація таких методів зіштовхується з певними труднощами, насамперед із надзвичайною варіабельністю форми кардіокомплексів, що утруднює процедури розпізнавання, та наявністю численних дрібних (часткових) максимумів, які маскують справжній максимум. Часткові максимуми іноді властиві самому сигналу, але переважно зумовлюються вони впливом шумів. Труднощі, що виникають під час розмітки ЕКГ-сигналу, характерні також при роботі з реосигналами.

Значний інтерес з погляду локалізації характерних точок реограми становить використання її спектральних характеристик в тому чи іншому базисі. Основним недоліком перетворення Фур'є та деяких інших спектральних методів в задачах виявлення і розпізнавання ключових діагностичних характеристик реосигналів є неможливість точного визначення положення часових компонент в сигналі через відсутність прив'язки до осі часу. У зв'язку з цим вейвлет-перетворення має значну перевагу, оскільки дає змогу виділити локальні особливості реосигналу за рахунок подання реограми у часо-частотному просторі [8, 10, 11].

Про перспективність вейвлет-обробки біомедичних сигналів, що дає кращі результати порівняно з традиційними методами свідчать роботи [4–7]. Вейвлет-перетворення застосовується для детектування QRS-комплексів в ЕКГ-сигналах і передовсім це стосується ідентифікації R-зубця, потрібного для розрахунку RR-інтервалів. Побудовані на основі вейвлет-перетворення алгоритми шляхом розкладу сигналу на частотні смуги і застосуванню певних логічних правил забезпечують високу точність визначення серцевих скорочень. Треба зазначити, що задача детектування QRS-комплексів в ЕКГ-сигналах має якісний, а не кількісний характер і полегшується тим, що R-зубець яскраво виражений, а частотні діапазони корисного сигналу і завад достатньо рознесені.

2. Задачі досліджень

Забезпечення високої оперативності реографічного обстеження вимагає мінімізувати кількість фізіологічних показників і найбільш прийнятних методик їх визначення. Одним з найважливіших реографічних показників є ударний об'єм крові (УОК), кількісна оцінка якого в реальному часі дає змогу об'єктивно визначати стан пацієнта, ефективність хірургічного, фізіотерапевтичного та фармакологічного лікування [1]. У статті запропоновано методику визначення характерних точок реограми для розрахунку УОК за її вейвлет-представленням, що характеризується відносно невисокою обчислювальною складністю, низькою чутливістю до шумів і прийнятною для практики точністю розмітки реограм.

Для цього потрібно встановити зв'язок між діагностично важливими амплітудно-часовими параметрами і спектральним складом реосигналу, що і є предметом досліджень в даній роботі.

Запропонована методика апробування на реальних реограмах, одержаних за допомогою інтегрованого інформаційно-діагностичного реокомплексу "Реоніт" при частоті дискретизації 250 Гц і розрядності АЦП 12 біт.

3. Методика розрахунку ударного об'єму крові та особливості реографічного сигналу

Для розрахунку параметрів кровообігу застосовують контурний аналіз реограми та її першої похідної (диференційної реограми), який містить пошук характерних точок на вказаних кривих.

УОК визначається за формулою:

$$УОК = \rho \frac{l^2}{R_0^2} A_{диф} T_{виг}, \quad (1)$$

де ρ – густина крові (150 Ом·см); l – відстань між вимірювальними електродами (см); R_0 – базовий опір (Ом); $A_{диф}$ – амплітуда диференційної (похідної) реограми (Ом/с); $T_{виг}$ – період вигнання крові, що визначається від початку реоциклу $T_{ноч}$ (точка перетину диференційною реограмою ізолінії) до першого мінімуму після максимуму похідної (див. рис. 1).

Відстань між вимірювальними електродами l та базовий опір R_0 приймаються сталими за час реєстрації реограми, тому знаходження УОК зводиться до визначення $A_{\text{диф}}$, $T_{\text{виг}}$ та $T_{\text{поч}}$. У багатьох випадках реограма реєструється разом з ЕКГ-сигналом, який дає змогу визначити початок реоциклу $T_{\text{поч}}$ за початком QRS-комплексу.

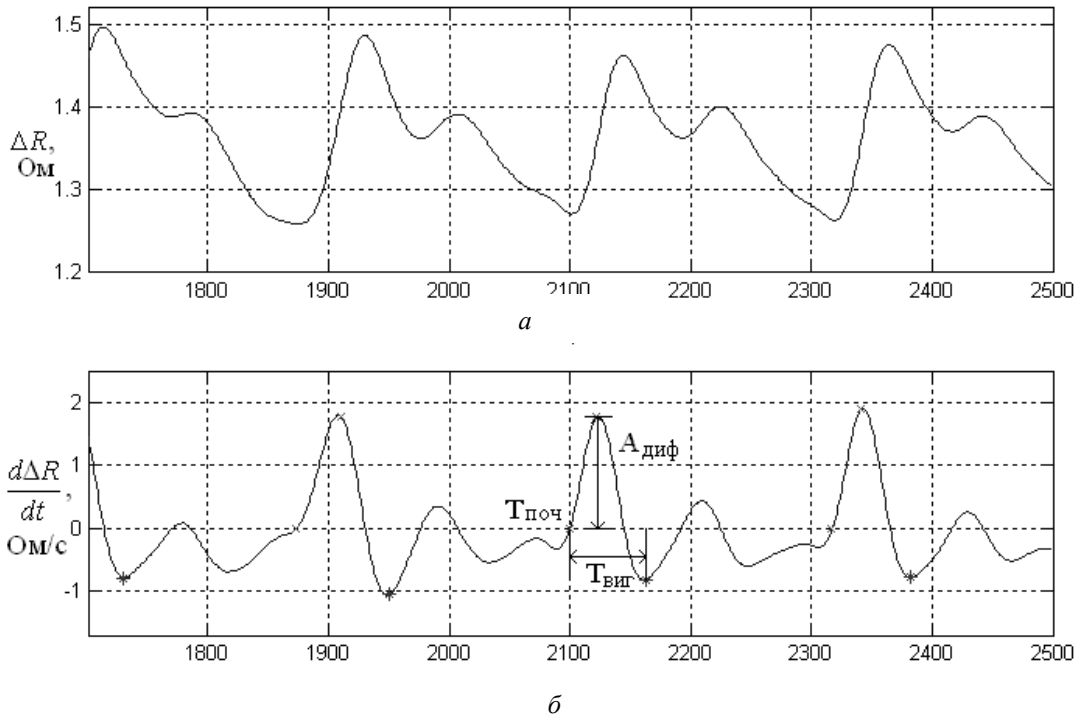


Рис. 1. Реограма (а) та її похідна (б)

Зафіксовану за реальних умов реограму можна розглядати як результат накладання двох складових: пульсового коливання кровонаповнення, яке несе інформацію про діяльність серцево-судинної системи, та квазіперіодичних коливань, зумовлених диханням пацієнта, що розглядається як завада. Дихальний дрейф ізолінії являє собою низькочастотне коливання з періодом 4÷6 секунд і частотним діапазоном до 1,5 Гц. Енергетичний спектр реосигналу зосереджений у смузі від 0,5 до 10÷15 Гц. Крім дихальної завади, у реосигналі присутні завади зумовлені паразитним імпедансом контакту «електрод-шкіра» пацієнта, електромагнітними наводками та внутрішніми шумами реоапаратури.

4. Вейвлет-представлення реосигналу

У неперервному вейвлет-перетворенні (НВП) коефіцієнти вейвлет-розкладу $C(a, b)$ сигналу $s(t)$, які відповідають масштабному коефіцієнту a і зсуву b , визначаються виразом

$$C(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} s(t) \cdot \overline{\Psi\left(\frac{t-b}{a}\right)} dt, \quad (2)$$

де Ψ – часо-частотна функція вейвлета, яка є ядром інтегрального перетворення.

Оскільки зареєстрований сигнал $s(t)$ є цифровим, то у виразі (2) є кусково-стала функція у вигляді:

$$s(t) = s(n\Delta t) = s_n, \text{ при } t \in [n\Delta t, (n+1)\Delta t].$$

Параметр b пробігає значення з кроком Δt [11]. Для підсилення локальних особливостей як сигнал $s(n\Delta t)$ доцільно використати не самі відліки реограми, а їх першу різницю, тобто

$$s(n\Delta t) = r((n+1)\Delta t) - r(n\Delta t),$$

де $r(n\Delta t)$ – відліки реосигналу.

У частотній області спектри багатьох вейвлетів нагадують сплеск із піком на середній частоті ω_0 , а вейвлет-коефіцієнти можна розглядати як результат фільтрації сигналу певним смуговим фільтром, який адаптивно змінює свої характеристики, з умовною центральною частотою $f_a = \frac{\omega_0}{2\pi a} f_d$. У результаті перетворення вейвлет-коефіцієнти відповідають компонентам реограми на певному часовому відрізку і у відповідній смузі частот. Вид і параметри вейвлету вибирали експериментально, у результаті остаточно було вибрано вейвлет Гаусса 5-го порядку.

На рис. 2 наведено вейвлет-спектрограму, яка подає значення коефіцієнтів $C(a, b)$ у площині частота-час і дає змогу простежити залежність між значеннями вейвлет-коефіцієнтів та особливостями реограми.

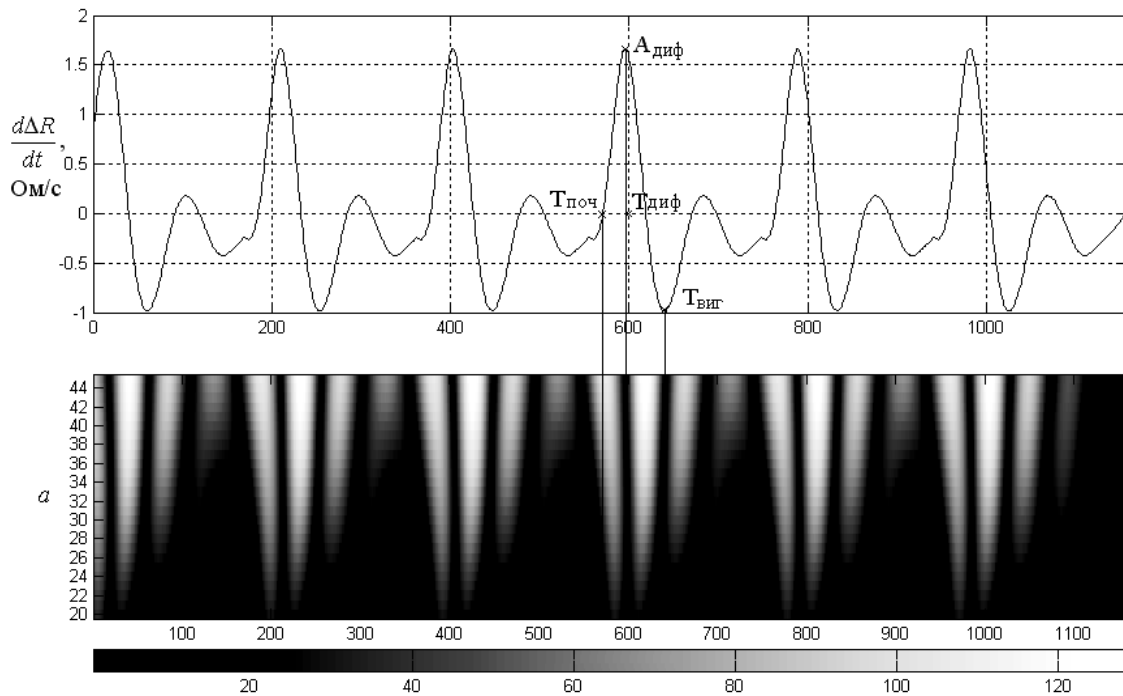


Рис. 2. Вейвлет - спектрограма зразкового реосигналу

Внизу вейвлет-спектрограми розташовані коефіцієнти з малими значеннями масштабу a , які дають детальну картину сигналу (високі частоти), а зверху – з великими номерами, які дають грубу картину сигналу (низькі частоти). При цьому відтінок відповідної області спектрограми визначає значення відповідного коефіцієнта в даний момент часу. Вейвлет-спектрограма чітко виділяє такі особливості сигналу, як максимуми і мінімуми диференційної реограми, зміну знаків похідної і т. ін. Чим яскравіше виражена особливість сигналу, тим сильніше вона виділяється на спектрограмі, тому характерні точки розташовані за такою послідовністю: $T_{диф}$, $T_{виг}$, $T_{поч}$.

Центральна частота вейвлету Гаусса 5-го порядку становить 0,5 Гц, відповідно смуги частот на вейвлет-спектрограмі при частоті дискретизації 250 Гц та зміни масштабу $a = 20 \div 45$ відповідають діапазону 6,25-2,78 Гц. Із рис. 2 видно, що точки $T_{диф}$, $T_{виг}$ відповідають моментам перетину вейвлет-коефіцієнтами осі абсцис в області значень масштабного коефіцієнта $a = 35 \div 45$. Момент початку реоциклу $T_{поч}$ локалізується в області значень масштабного коефіцієнта $a = 20 \div 25$ і також відповідає точкам перетину вейвлет-коефіцієнтами осі абсцис.

Дані на рис. 3 та рис. 4 підтверджують встановлені закономірності між відповідними вейвлет-коефіцієнтами та положенням характерних точок реосигналу (на рис. 3, 4 зірочками позначено проекції характерних точок, визначені в часовій області для зразкових реограм, на вісь абсцис).

Крім того, з рис. 4 видно, що вплив шумів на реограму практично не відображається на відповідних вейвлет-коефіцієнтах і, отже, на точності розмітки реограми.

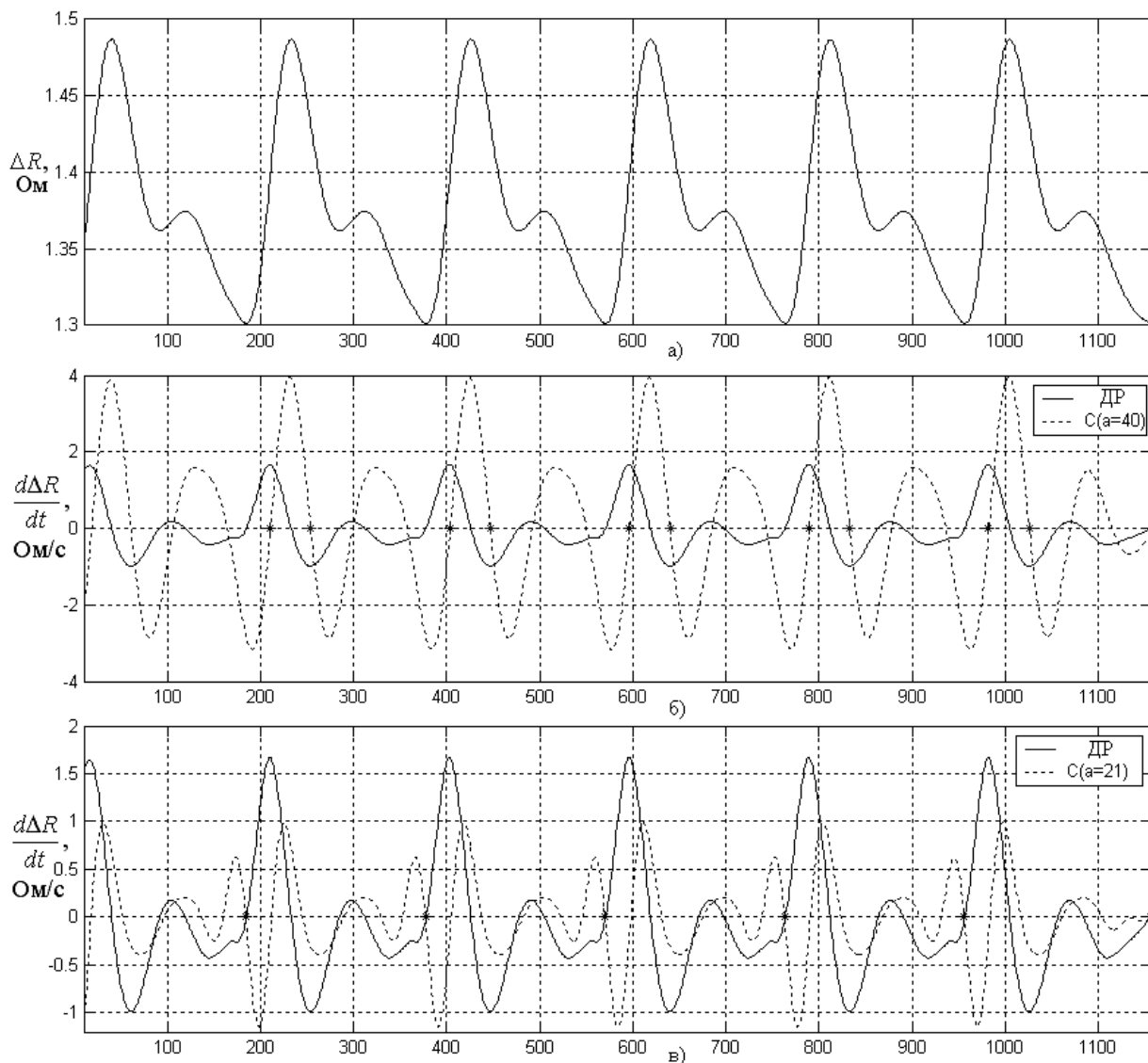


Рис. 3. Реограма (а) та її вейвлет-коефіцієнти $C(40, b)$ (б) і $C(21, b)$ (в) на тлі диференційної реограми зразкового сигналу

Для встановлення оптимальних значень масштабу при визначенні характерних точок в реальних умовах реєстрації реосигналу та зіставлення одержаних результатів з результатами традиційного підходу було сформовано 10 фрагментів зразкових реограм тривалістю 4–5 реоциклів та 5 фрагментів завод, зокрема дихальну, які накладались на зразкові реосигнали (рис. 4, б). Так було одержано загалом 50 різних фрагментів реограм і на кожному з них проводилась ідентифікація характерних точок традиційним контурним аналізом у часовій області та на основі аналізу вейвлет-коефіцієнтів для значень масштабу $a = 20 \div 45$.

На рис. 5 наведено графіки середніх абсолютних відхилень (у вибірках) між положеннями характерних точок, визначених за зразковими реограмами та зашумленими реограмами за запропонованою методикою. Оскільки максимумам диференційної реограми ($T_{диф}$) і моментам завершення періоду вигнання крові ($T_{виг}$) відповідають найбільш швидкі зміни реосигналу, то при вейвлет-репрезентації цим моментам відповідають найвищі частоти, а тому для ідентифікації точок

$T_{диф}$ і $T_{виг}$ доцільно вибрати значення масштабу $a = 40$. І навпаки, оскільки початок реоциклу ($T_{поч}$) збігається із нульовим значенням реограми, то його ідентифікацію доцільно проводити за вейвлет-коефіцієнтами з відносно низьким індексом $a = 21$ (див. рис.5). Отже, аналізуючи моменти перетину ізолінії коефіцієнтами $C(40, b)$, можна встановити точки максимального кровонаповнення та закінчення періоду вигнання крові, а за моментами перетину ізолінії коефіцієнтами $C(21, b)$ – точки початку реоциклу.

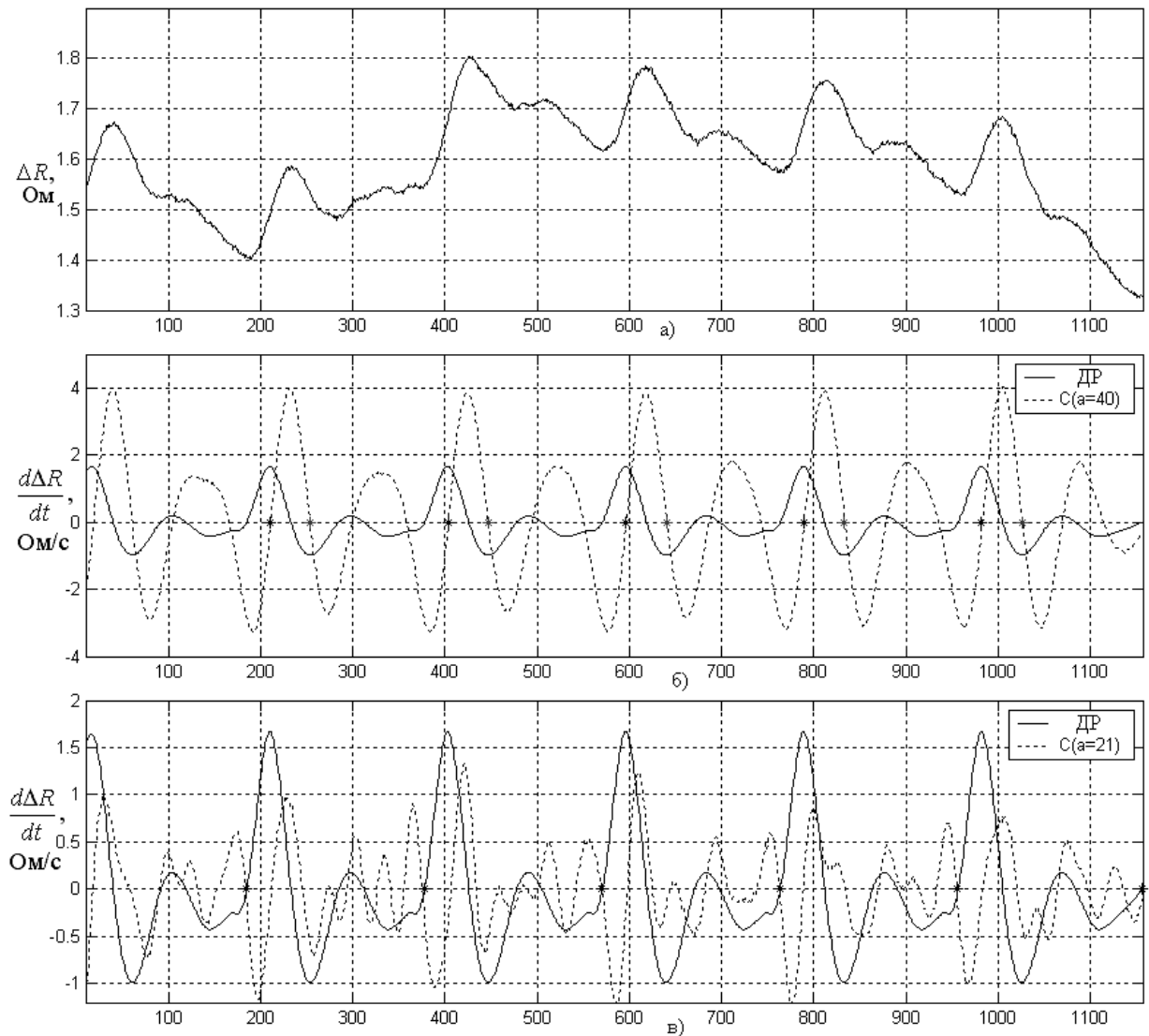


Рис. 4. Зашумлена реограма (а) та її вейвлет-коефіцієнти $C(40, b)$ (б) і $C(21, b)$ (в) на тлі диференційної реограми зразкового сигналу

Точність ідентифікації характерних точок зашумлених реограм за контурним аналізом із застосуванням попередніх процедур усунення дрейфу ізолінії, фільтрації, згладжування і диференціювання навіть дещо нижча, ніж при безпосередньому (без будь-якої попередньої обробки) використанні запропонованої методики на основі вейвлет-коефіцієнтів. Це можна пояснити тим, що характерні точки за вейвлет-коефіцієнтами визначають у тих частотних діапазонах, де вплив завад і шумів зведений до мінімуму (див. таблицю).

**Порівняння точності визначення положення характерних точок
для зашумлених реограм у часовій області та вейвлет-аналізом**

	Контурний аналіз у часовій області			За вейвлет-коефіцієнтами		
	$T_{поч}$	$T_{диф}$	$T_{виг}$	$T_{поч}$	$T_{диф}$	$T_{виг}$
Середня абсолютна похибка визначення положення характерних точок, відліки	3.70	0.94	1.44	1.27	0.48	1.08
Середньоквадратичне відхилення середньої абсолютної похибки визначення положення характерних точок, відліки	3.90	0.81	1.23	1.03	0.59	0.65

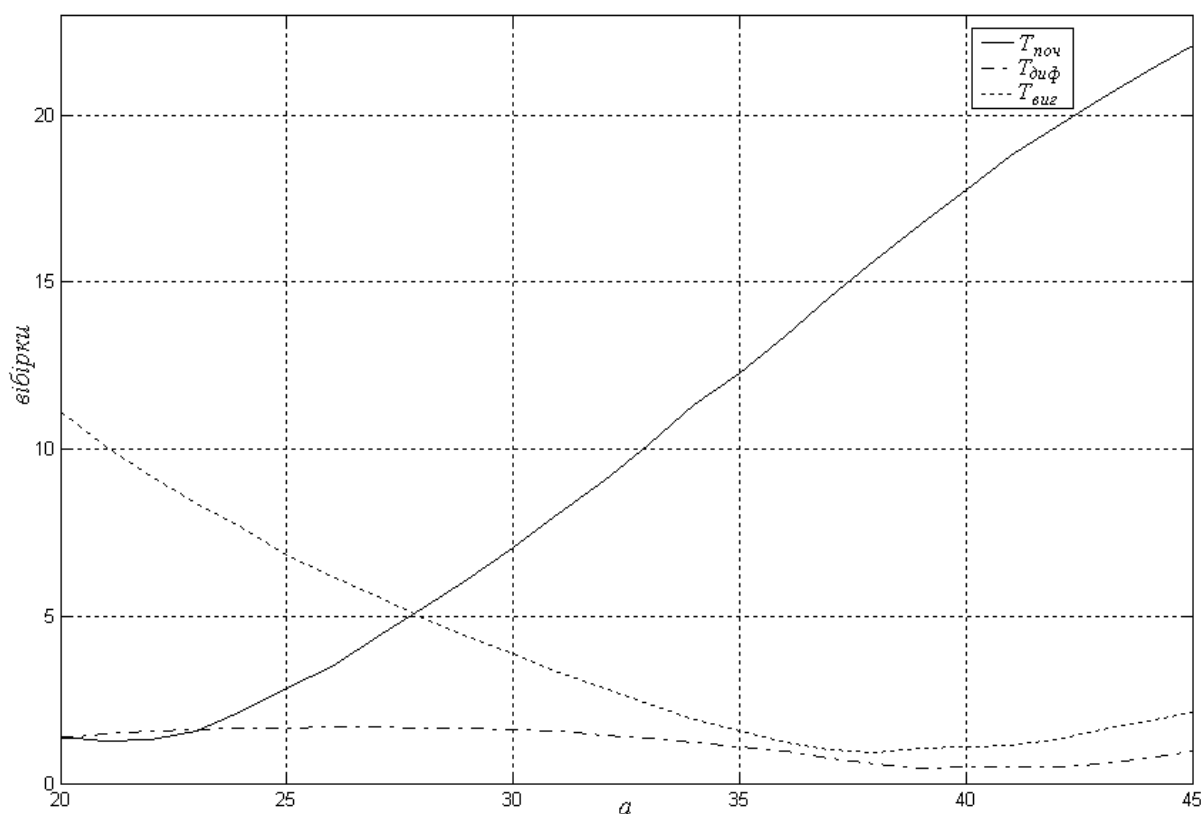


Рис. 5. Середнє абсолютне відхилення між характерними точками зразкових та зашумлених фрагментів реограм

Висновки

Вейвлет-перетворення є потужним інструментом оброблення і аналізу реосигналів. Як показали проведенні дослідження, за допомогою вейвлет-перетворення можна формалізувати процедуру ідентифікації характерних точок реограм, що дасть змогу відмовитись від ручної розмітки реограм із притаманними їй суб'єктивними помилками. Крім того, інваріантність до впливу завад вибраних вейвлет-коефіцієнтів дасть змогу проводити високоточну розмітку реограми навіть за умов дії численних завад, що суттєво зменшує обсяги обчислень на попередню обробку і створює сприятливі передумови для розроблення портативних пристроїв з прийнятними вимогами до обчислювальної потужності та енергоспоживання.

1. Импедансная реоплетизмография / М.И. Гуревич, А.И. Соловьев, Л.П. Литовченко, Л.Б. Долман. – К.: Наукова думка, 1982. – 176 с. 2. Морозов А.А., Светашев М.Г. Технические аспекты создания реокардиомониторных систем. Новые информационные технологии в медицине

и экологии.: Тез. докл. III Межд. конф. – Украина, Ялта-Гурзуф, 4–13 мая 1997. – С. 88–89. 3. Нагин В.А., Селищев С.В. Особенности реализации алгоритмов выделения QRS-комплексов для ЭКГ-систем реального времени // Мед. техника. – 2001. – № 6. – С. 18–23. 4. Afonso V. X., Tompkins W. J., Nguyen T. Q., Luo S. ECG Beat Detection Using Filter Banks // IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 46, no. 2, February 1999, pp. 192–202. 5. Li C., Zheng C., Tai C. Detection of ECG Characteristic Points Using Wavelet Transforms // IEEE Trans. Biomed. Eng., vol. 42, no. 1, January 1995, pp. 21–28. 6. Cmielowski L., Wilk B. Detekcja zespolow QRS w zakloconym sygnale EKG. Materiały XIII Międzynarodowego Seminarium metrologow, Rzeszow, 2005, str. 45–53. 7. B. Wilk Wybrane przyklady zastosowania transformaty falkowej do przetwarzania sygnalow biomedycznych. Pomiarы Automatyka Kontrola, 2003, nr. 7/8, str. 29–31. 8. Чесноков Ю.В. Вейвлет-анализ медицинских сигналов // Доклады 5-й Международной конференции “Цифровая обработка сигналов и ее применение”. – М.: Инсвязьиздат, 2003. 9. Лебедев В. В., Калантар В. А., Аракчеев А. Г., Корато И. В., Ащекин М. И., Лебедева С. В. Алгоритмы измерения длительности комплексов ЭКГ // Мед. техника. – 1998. – № 5. – С. 6–14. 10. Дьяконов В., Абраменкова И. MATLAB. Обработка сигналов и изображений. Специальный справочник. СПб.: Питер, 2002. – 608 с. 11. Смоленцев Н. К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в Matlab. – М.: ДМК Пресс, 2005.

УДК 681.335 (088.8)

Б.О. Католик, З.Р. Мичуда

Національний університет “Львівська політехніка”,
кафедра комп’ютеризованих систем автоматики

ІНТЕРПОЛЯЦІЙНІ АНАЛОГО-ЦИФРОВІ ПЕРЕТВОРЮВАЧІ З ЛОГАРИФМІЧНОЮ ХАРАКТЕРИСТИКОЮ ПЕРЕТВОРЕННЯ. ОГЛЯД. ЧАСТИНА 1

© Католик Б.О., Мичуда З.Р., 2007

Запропоновано критерії оцінки точності та класифікацію, проведено порівняльний аналіз властивостей та вказано перспективи розвитку інтерполяційних АЦП з логарифмічною характеристикою перетворення.

The criteria of valuation of accuracy and classifications are offered, the comparative analysis of properties is conducted and the prospects of development interpolation ADC with logarithmic characteristic of conversion.

1. Вступ

Одними із найважливіших питань розвитку комп’ютеризованих систем управління та цифрових засобів обробки інформації є розвиток та постійне вдосконалення аналого-цифрових перетворювачів (АЦП) найрізноманітнішого призначення. При цьому на особливу увагу заслуговують логарифмічні АЦП (ЛАЦП) завдяки низці їх відомих переваг [1], серед яких найбільшою є можливість подальшої обробки результату у логарифмічній арифметиці, що дає змогу значно підвищити швидкодію засобів і систем на їх основі, оскільки такі довготривалі операції, як множення та ділення зводяться до швидких операцій додавання та віднімання. Найвищі метрологічні характеристики забезпечують сучасні ЛАЦП на комутованих конденсаторах [1].

З метою підвищення швидкодії та точності в ЛАЦП використовують загальновідомий метод грубого і точного перетворення, в якому діапазон перетворення розбивають на дві ділянки, причому на першій ділянці проводять перетворення з великою похибкою квантування, але швидко, а на другій – уточнюють результат перетворення до заданого значення похибки. ЛАЦП цього типу називають інтерполяційними [1].

Проведений нами огляд показав, що всі відомі на сьогодні інтерполяційні ЛАЦП, – за винятком запропонованих у роботах [1–3], – належать до квазілогарифмічних ЛАЦП (КЛАЦП), –