

5. Висновки

Отримані результати дають змогу зробити такі висновки:

- ЧФП з ДЗЗ і із змінною розрядністю забезпечують кращі метрологічні характеристики порівняно з ЧФП з ДЗЗ і з використанням ДД;
- ЧФП на базі НС забезпечують менші похибки перетворення, ніж пристрої на базі ДП.

1. Лопачак О.М., Максимович В.М., Сторонський Ю.Б. Пристрої для компенсації мертвого часу детекторів іонізуючого випромінювання / Вісн. НУ "Львівська політехніка". №433. 2001. – С. 41-47. 2. V.Dudykevych, V.Maksymovych. Quick Number-Pulse Processing in Systems for Image Analysis and Formation // Metody i technika przetwarzania sygnalow w pomiarach fizycznych // Materialy XI międzynarodowego seminarium metrologow, Rzeszow, 1998., С.64–71. 3. V.Dudykevych, A.Gorpeniuk, V.Maksymovych, O.Viter. Metrological Expedience of Different Types Feedback Use in Number-Pulse Functional Converters // Metody i technika przetwarzania sygnalow w pomiarach fizycznych. Materialy XI międzynarodowego seminarium metrologow, Rzeszow, 1998., С.59–63. 4. Максимович В.М. Логарифмічні перетворювачі число-імпульсного коду на нагромаджуючому суматорі із змінною розрядністю // Вісник ДУ "Львівська політехніка" N366, 1999. – С. 107-112. 5. Гаврилюк М.А., Мороз Л.В. Число-импульсный функциональный преобразователь, А.с. СССР, № 1022160, Бюл. 21, 1983. 6. Дудыкевич В.Б., Мороз Л.В. Логарифмический преобразователь, А.с. СССР, № 1037248, Бюл. 31, 1983. 7. Дудыкевич В.Б., Максимович В.М. Устройство для извлечения квадратного корня. А.с. СССР, № 1290309, Бюл. 6, 1987. 8. Дудыкевич В.Б., Максимович В.М. Устройство для извлечения квадратного корня. А.с. СССР, № 1388856, Бюл. 14, 1988. 9. Витер А.С., Галамай Т.Г., Дудыкевич. Устройство для извлечения квадратного корня. А.с. СССР, № 564633, Бюл. 25, 1977.

УДК 621.317.73

Я.Р. Совин

Національний університет "Львівська політехніка",
кафедра автоматики та телемеханіки

АЛГОРИТМИ ПРИДУШЕННЯ ДИХАЛЬНОЇ ЗАВАДИ В РЕОГРАФІЧНИХ СИСТЕМАХ

© Совин Я.Р., 2004

Запропоновано три алгоритми придушення дихальної завади в реографічних сигналах: алгоритм фільтрації в частотній області з використанням ДКП, алгоритм, що базується на вейвлет-апроксимації та сплайн-апроксимації за характерними точками на реограмі. Наведено результати тестування алгоритмів на зареєстрованих сигналах та рекомендації щодо вибору їх параметрів.

In work three algorithms of suppression of a respiratory handicap in reography signals are offered. The algorithm of a filtration in frequency areas with use DCT, algorithm that is based on wavelet- approximation and also spline-approximation on characteristic points on reogramm. The results of testing of algorithms on the registered signals that of the recommendation concerning a choice of their parameters.

Постановка проблеми

Одним з перспективних інструментальних методів неінвазивного дослідження гемодинамічних параметрів серцево-судинної системи є імпедансна плетизмографія (реографія), в основу якої покладена реєстрація зміни опору (імпедансу) живої тканини струму високої частоти. Щоб сповна використати потенційні можливості методу, потрібне розроблення нових сучасних засобів інструментальної діагностики та вдосконалення їх програмно-алгоритмічного забезпечення.

Алгоритми оброблення реосигналів повинні надійно функціонувати в умовах впливу характерних завод технічного та біологічного походження, головними із яких є: мала амплітуда корисного сигналу на тлі постійної складової, яка домінує, дрейф ізолінії, спричинений диханням та рухами пацієнта, недостатня якість контакту електрод–шкіра, шуми вимірювальної схеми, мережева завада. Труднощі усунення дихальної хвилі з реограми, пов'язані як із близькістю їх спектрів, так і із їх нестаціонарним характером, вимагали донедавна затримки дихання під час обстеження, що неприпустимо в системах моніторингу параметрів кардіодинаміки [1], крім того, затримка дихання призводить до похибок оцінки стану системи кровообігу, оскільки викликає значні гемодинамічні збурення, а у хворих з вираженою серцево-легеневою недостатністю не дозволяється взагалі [2]. Отже, нині існує об'єктивна потреба в розробленні алгоритмів уникнення негативного впливу дихальної завади, що функціонують в режимі реального часу з використанням сучасних досягнень в галузі цифрового оброблення сигналів.

Аналіз останніх досліджень

У [3] для придушення дихальної хвилі запропоновано використати алгоритм адаптивної цифрової фільтрації сигналу реограми. Розроблений цифровий нерекурсивний смуговий фільтр, синтезований за методом найменших квадратів з використанням вікна Ланцоша для зменшення ефекту Гіббса. Вибір нерекурсивного фільтра пояснюється вимогою лінійності фазочастотної характеристики для збереження часових співвідношень в сигналі. Порядок фільтра, який забезпечує задовільну якість амплітудно-частотної характеристики, становить 600 (1201 коефіцієнтів). Алгоритм передбачає перерахунок коефіцієнтів з метою адаптації смуги пропускання. Налаштування фільтра здійснюється за спектром потужності сигналу електрокардіограми (ЕКГ). Максимум спектра потужності в фізіологічному діапазоні частот задає центральну частоту фільтра, а ефективна ширина піка потужності за рівнем математичного очікування – ширину смуги пропускання. Використання алгоритму на практиці обмежене декількома чинниками. По-перше, реалізація фільтрів такого порядку доцільна лише в комп'ютеризованих діагностичних системах, а в автономних та портативних пристроях моніторингу параметрів гемодинаміки ускладнюється тим, що деякі коефіцієнти досягають 10^{-5} , що зумовлює малу точність при поданні в обмеженому форматі у пам'яті мікропроцесора чи мікроконтролера. По-друге, відсутні вказівки на те, як часто повинні перераховуватися коефіцієнти, а сам перерахунок вимагає великого обсягу обчислень: швидке перетворення Фур'є сигналу ЕКГ, знаходження нових коефіцієнтів за складними формулами та власне фільтрація. Також слід відзначити велику тривалість встановлення фільтра (при частоті дискретизації 400 Гц – 3 секунди), що веде до зменшення кількості придатних для аналізу кардіоциклів. На думку авторів, практичне використання запропонованого алгоритму в імпедансній моніторинговій системі потребує подальшого розвитку.

В імпедансному кардіографі SORBA CIC-1000 (фірма SORBA Medical Systems, США) для зменшення впливу дихальної завади використовують усереднення за ансамблем реограми з синхронізацією за максимумом R-зубця ЕКГ. Середня тривалість інтервалів усереднення становить 10–20 секунд з кількістю кардіоциклів 8–15 [4]. Цей алгоритм дає змогу отримати лише усереднені в часі параметри гемодинаміки, що є вагомим обмеженням, враховуючи все більший інтерес до методик аналізу покардіоциклової (beat-to-beat) динаміки показників кровообігу. Схожі підходи реалізовані в амбулаторній моніторинговій системі AMS (Нідерланди), амбулаторному імпедансному моніторі АІМ–8 (США) та мікропроцесорному реоаналізаторі РА5–01 [5, 6, 7]. В сучасних реографічних системах, схема яких описана в [8], таких, як, наприклад, комп'ютерний медичний поліграф "Пневмокард", для боротьби з дихальною завадою використовують програмно реалізовані ФВЧ.

Завдання досліджень

Метою статті є розроблення алгоритмів, придатних для практичного використання в реографічній апаратурі різноманітного призначення, які б дали змогу отримувати сигнали реограми із задовільним усуненням дрейфу ізолінії, що зумовлений процесами дихання.

Виклад основного матеріалу

Для тестування алгоритмів використовували базу даних реограм, що входить до складу інтегрованого інформаційно-діагностичного реокомплексу "Реоніт". Для введення аналогового сигналу в комплексі використовують 12-розрядний АЦП з частотою дискретизації 250 Гц.

Алгоритм фільтрації в частотній області

Зафіксовану реограму можна розглядати як результат накладання двох складових: пульсового коливання кровонаповнення, яке дає інформацію про діяльність серцево-судинної системи та коливання, зумовленого процесами дихання, який розглядають як заваду, а виділення корисної інформації зводиться до задачі фільтрації. На рис. 1 наведено типовий сигнал реограми, в якому чітко видно квазіперіодичні коливання, зумовлені диханням пацієнта. Сигнал дихального дрейфу ізолінії являє собою низькочастотне коливання з періодом 4 – 6 с і частотним діапазоном до 1,5 Гц [9], частотний діапазон реосигналу становить від 0,5 до 10–15 Гц. Оскільки частотні діапазони обидвох складових перекриваються, використання лінійних фільтрів з фіксованими параметрами є неефективним. Отже, усунення дихальної завади, з позицій фільтрації, зводиться до придушення в сигналі частот у певній смузі, ширина якої адаптивно змінюється відповідно до змін спектра сигналу та дихальної компоненти.

Щоб вивчити можливості застосування фільтрації для розв'язання поставленої задачі, дослідимо детальніше спектр реограми. Для отримання гладких і статистично стійких спектральних оцінок необхідно використання методів усереднення. Низька частота досліджуваних сигналів вимагає аналізу на великому інтервалі часу, щоб отримати хорошу роздільну здатність. Як метод спектрального аналізу було вибрано метод Уелча, який добре зарекомендував себе на практиці [10]. Розмір вибірки становив 5000 відліків, при розмірі сегмента 1000 і перекритті сегментів 500. Розділення за частотою становило 0,05 Гц. Дані згладжувалися вікном Ханна. Отримані спектри для трьох пацієнтів подано на рис. 2.

Дослідження набору зареєстрованих реограм показали, що спектр дихальної завади представлений першим піком на спектральній характеристиці, а за ширину можна прийняти частоту від 0 Гц до частоти першого мінімуму.

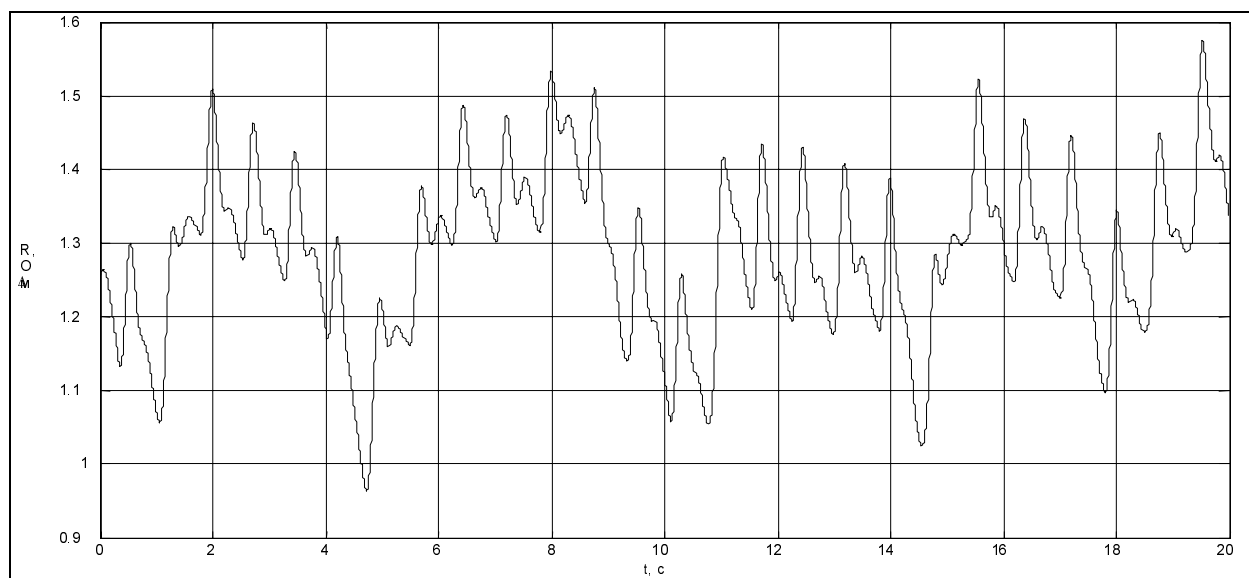


Рис. 1. Сигнал реограми з дихальною завадою

Безпосереднє використання цифрового фільтра, як було показано вище, пов'язане з певними проблемами. Тому розроблений алгоритм базується на здійсненні фільтрації в частотній області. На

першому кроці переходять до частотного подання сигналу, на другому відсікають зайві частоти і, нарешті виконують зворотне перетворення в часову область. Дуже зручним на практиці для цих потреб виявилось дискретне косинусне перетворення (ДКП), оскільки воно не призводить до появи комплексних коефіцієнтів, просте при реалізації з погляду обчислень і для нього, як і для дискретного перетворення Фур'є, існують швидкі алгоритми. Одночасно ДКП дає змогу розв'язувати такі задачі, як відфільтрування високочастотних шумів з високою якістю одержання першої похідної реограми. Спектр ДКП для сигналу реограми на рис. 1 подано на рис.3. Відсутність методів усереднення в ДКП приводить до спектра з великою кількістю спектральних піків, і не дає змоги встановити їх належність до дихальної чи пульсової складової.

Отже, функціонування алгоритму зводиться до оцінки за спектром потужності реограми граничної частоти $f_{гр}$, в межах якої зосереджена основна енергія дихальної завади, знаходження коефіцієнтів ДКП, які потрапляють в смугу від $f_{гр}$ до максимальної частоти реограми $f_{макс}$, решта коефіцієнтів приймають такими, що дорівнюють нулю і просто не розраховують, та обчислення зворотного ДКП.

Максимальну частоту реограми бажано брати з деяким запасом (15 – 25 Гц), щоб врахувати індивідуальну варіабельність реографічних кривих для різних пацієнтів.

Розмір сегмента N для ДКП пов'язаний з кроком за частотою Δf виразом

$$\Delta f = \frac{f_d}{2N},$$

де f_d – частота дискретизації.

Як показали дослідження, щоб забезпечити функціонування алгоритму без помітних спотворень пульсових коливань, розрізняльна здатність за частотою повинна становити не менше ніж 0,05 Гц, що відповідає розміру сегмента 2500. Так, наприклад, $f_{гр}$ для сигналу, зображеного на рис. 1, становить 0,95 Гц, максимальну частоту приймемо такою, що становить 15 Гц. Кількість коефіцієнтів ДКП, що потрапляють в цю смугу і які необхідно розрахувати, становить 281.

Результат оброблення реограми цим алгоритмом подано на рис. 4.

Перевагами алгоритму, як було сказано вище, є можливість виконання всіх операцій попереднього оброблення реограм у межах одного функціонального перетворення – ДКП.

Недоліками алгоритму є блокувий характер алгоритму та неможливість отримання інформації про граничну частоту реограми безпосередньо зі спектра ДКП.

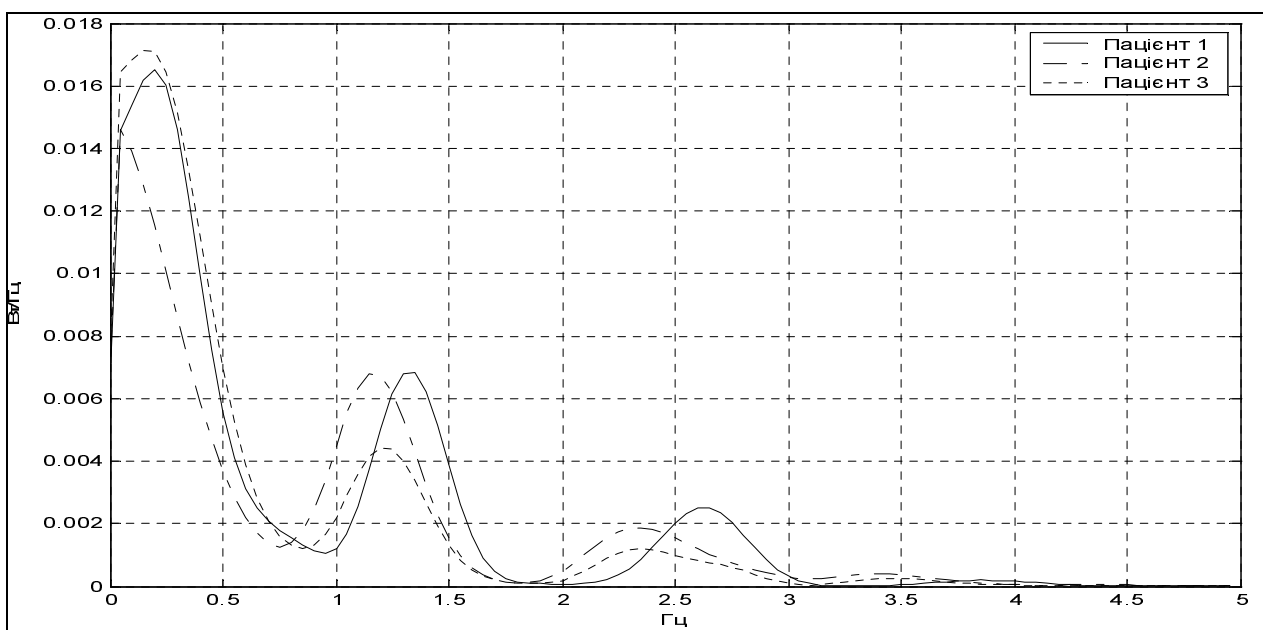


Рис. 2. Спектри реосигналів, отримані методом Уелча

Алгоритм вейвлет-апроксимації дихальної завади

Одним з перспективних підходів до оцінки кривої дихання є використання вейвлет-перетворення. Вейвлет-перетворення дає змогу розкласти сигнал на дві складові – грубу (коефіцієнти апроксимації AC_j) і уточнювальну (деталізуючі коефіцієнти DC_j) [11]. Подання сигналу за допомогою розкладу на ці складові називається декомпозицією сигналу на рівні j . Слід очікувати, що при певному рівні декомпозиції груба складова, яка містить здебільшого інформацію про низькочастотні компоненти сигналу, буде хорошим наближенням для дихальної завади. Рівень декомпозиції та тип вейвлета вибрано експериментально. Дослідження показали, що оптимальним рівнем декомпозиції для подання дихальної завади є 7. Вдається достатньо добре розділити низькочастотну дихальну криву AC_7 та пульсові коливання (рис. 4). Як тип вейвлета вибрано Добеші 15-го порядку (db15) з огляду на існування швидких алгоритмів дискретного вейвлет-перетворення для цієї сім'ї.

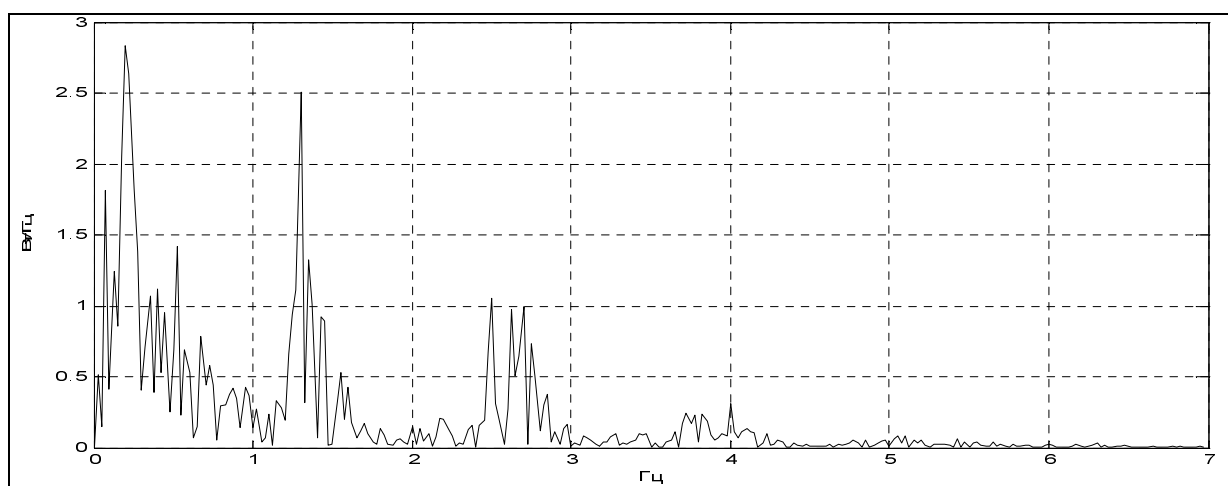


Рис. 3. Спектр ДКП реограми

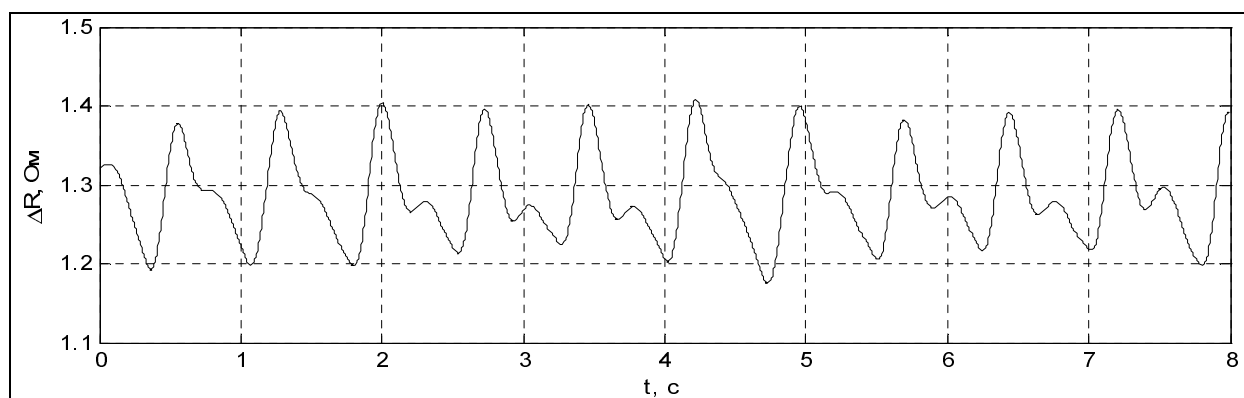


Рис. 4. Реограма, отримана після зворотного ДКП

Алгоритм вилучення дихальної завади зводиться до поділу сигналу реограми на сегменти та обчислення на основі вейвлет-перетворення коефіцієнтів апроксимації A_7 . Відмінність між зафіксованою реограмою та апроксимувальною кривою (рис. 5) розглядається виключно як коливання кровонаповнення (рис. 6). Якщо кількість вибірок сигналу не перевищує 10 тисяч, від поділу на сегменти можна відмовитись. Тестування алгоритму на реальних реограмах з бази даних показало, що мінімальний розмір сегмента повинен становити 1500–2000 вибірок.

Перевагами цього алгоритму є: можливість поєднання операцій апроксимації дрейфу ізоляції та очищення реограми від решти завад на основі вейвлет-перетворення. Для функціонування алгоритму не потрібна додаткова інформація про спектр завади; саме вейвлет-перетворення оперує з дійсними числами, а швидкі алгоритми ДВП кардинально зменшують обсяги обчислень.

Недоліками є блокова структура алгоритму, що призводить до затримок на 5–10 с, потрібних для накопичення і оброблення сигналу, відносна складність обчислень, і мала гнучкість у виборі параметрів.

Алгоритм сплайн-апроксимації дихальної завади

Основна ідея запропонованого алгоритму зводиться до виділення на реограмі характерних точок, через які проходить апроксимувальний поліном, що описує криву дихання, а різниця між поліномом та реальною реограмою розглядається як пульсові коливання кровонаповнення. Як характерні (опорні) точки були вибрані моменти перетину похідною реограми осі часу, що відповідає початку реоциклу. До полінома поставлено такі вимоги:

- ✓ гладкість першої похідної, оскільки методика визначення параметрів гемодинаміки передбачає диференціювання різницевого сигналу реограми;
- ✓ відсутність викидів у точках стику двох поліномів;
- ✓ малі пульсації між опорними точками;
- ✓ простота знаходження коефіцієнтів та обчислення значень апроксимувальної функції.

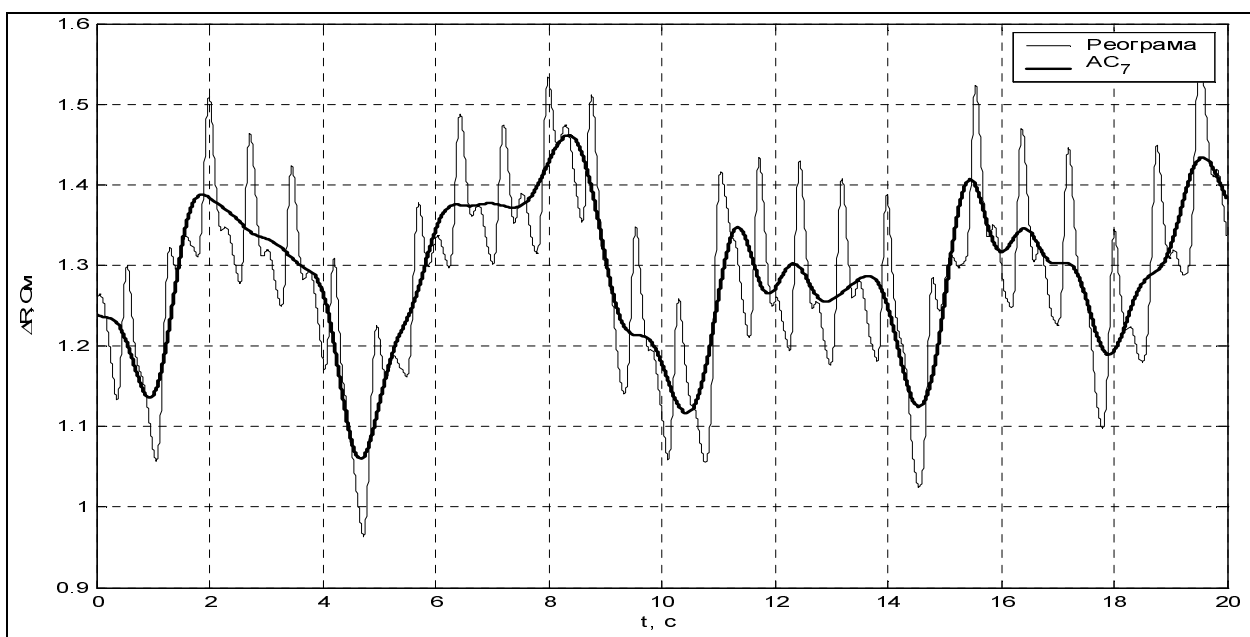


Рис. 5. Вейвлет-апроксимація дихальної завади

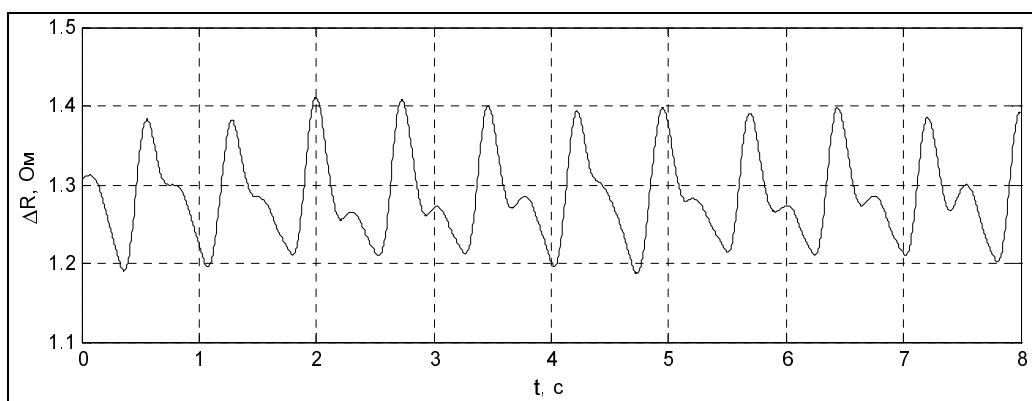


Рис. 6. Реограма, отримана за методом вейвлет-апроксимації

Найповніше цим вимогам відповідає кубічний сплайн. Для точнішої апроксимації різких викидів та переходів і зменшення пульсацій, будуючи поліном, використовують ще одну точку (допоміжну), яка лежить посередині прямої, що з'єднує дві характерні точки (рис. 7).

Розроблений алгоритм уможливує роботу в реальному масштабі часу із затримкою лише в один кардіоцикл. Візуальний аналіз результатів, отриманих для різних алгоритмів (рис. 8), дає змогу стверджувати, що сплайн-апроксимація забезпечує найкраще придушення дихальної завади.

Висновки

Метод сплайн-апроксимації завдяки простоті та хорошим характеристикам при роботі в режимі on-line є найперспективнішими з погляду використання в портативних реографічних модулях та моніторах. Методи фільтрації в частотній області та вейвлет-апроксимації дають змогу комплексно розв'язувати задачі попередньої обробки реосигналів і становлять інтерес передовсім для комп'ютеризованих діагностичних систем.

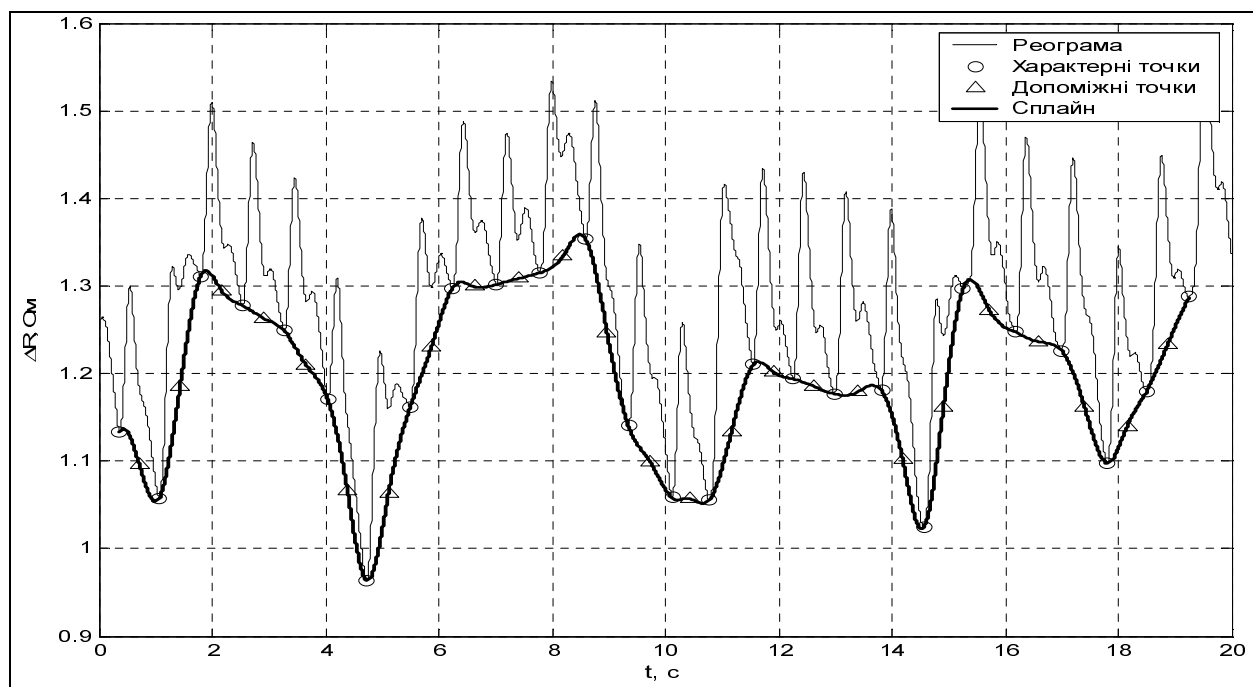


Рис. 7 Сплайн-апроксимація дихальної завади

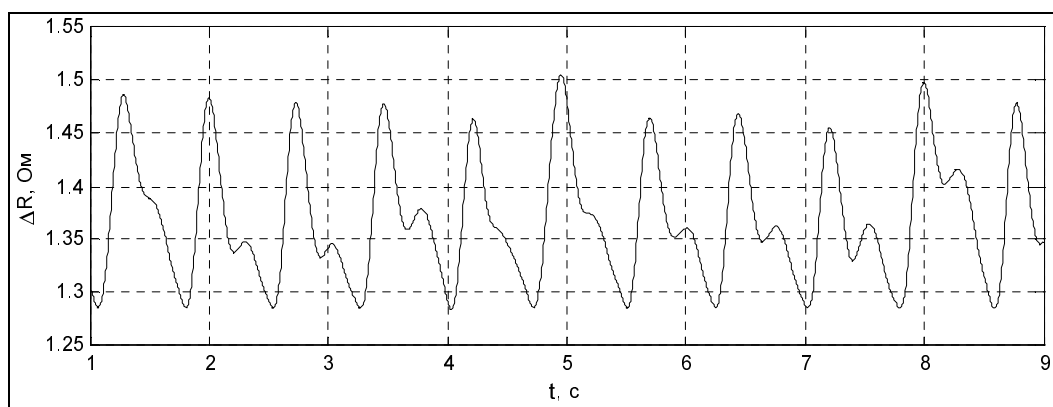


Рис. 8. Реограма, отримана за алгоритмом сплайн-апроксимації

1. Козлов И.И., Овсяник В.П., Сантоцкая Я.Ю., Игнатенко Е.В. Автоматизированная система для оценки состояния периферической гемодинамики // *Мед. техника.* № 3. 1989. С.29–35. 2. Литвяков А. Помехоустойчивый транзисторный реограф // *Здравохранение Белоруссии.* № 2, 1975. С.71–73. 3. Зубенко В.Г., Будейкин А.Е., Медведев О.С., Морозов А.А., Сергеев И.К., Щукин С.И. Исследование насосной функции сердца малых лабораторных животных // *Биомедицинская радиоэлектроника.* № 9, 2000. С.6–12. 4. Varney J. *An Introduction to Transthoracic Electrical*

Bioimpedance R-Wave Triggered Ensemble Averaging. // RTea™ Reference Note, Rev.2.0, 04/2003. 5. Ambulatory Monitoring System. User Manual V1.2, 1998. 6. The AIM-8 Monitor and AIM_HOST System. Bio-Impedance Technology, Inc. 2001. 7. Одинец Г. Алгоритм автоматизированной обработки реосигналов // Мед. техника. № 2, 1988. С.29–32. 8. Аксёнов Е.В., Ветвицкий Е.В., Котов С.В., Плотников А.В., Прилуцкий Д.А., Селищев С.В. Системы сбора и обработки электрофизиологической информации на основе сигма-дельта аналого-цифрового преобразования // Биомедицинская радиоэлектроника. № 12. 2001. С.47–55. 9. Реография. Импедансная плетизмография / Под ред. Г.И. Сидоренко. – Минск, 1978. 10. Марпл С.Л., мл. Цифровой спектральный анализ и его приложения. М., 1990. 11. Дьяконов В., Абраменкова И. MATLAB. Обработка сигналов и изображений. Специальный справочник. СПб., 2002.

УДК 681.326

І.М. Ковела, П.В. Рудяк, В.М. Іванюк
Національний університет “Львівська політехніка”
кафедра автоматика та телемеханіки

СИНТЕЗ АСР З ЦИФРОВИМ ПІ-РЕГУЛЯТОРОМ ЗА ЗАДАНИМИ ЗАПАСАМИ СТІЙКОСТІ ЗА МОДУЛЕМ ТА ФАЗОЮ

© Ковела І.М., Рудяк П.В., Іванюк В.М., 2004

Запропоновано спосіб поширення відомого методу розрахунку неперервних систем за заданими запасами стійкості за модулем та фазою на системи з цифровим ПІ-регулятором. Наведені приклади, що підтверджують ефективність цього способу.

It is proposed a way of propagation of a well known method of designing of continuous systems with determined gain and phase margin tuning on systems with digital PI-controller. There are presented examples that proof efficiency of this method.

Як відомо, стійкість є необхідною умовою працездатності системи регулювання. Необхідність запасу стійкості зумовлена тим, що під час експлуатації динамічні характеристики промислових об'єктів регулювання, а часто також інших функціональних елементів можуть істотно змінюватися. Це необхідно й через обмежену точність математичного опису динамічних характеристик об'єктів та інших елементів системи. Отже, запас стійкості є запасом на ступінь зміни та ступінь невизначеності динамічних характеристик системи. Тому вирішення питання про необхідний запас стійкості системи повинен базуватися на інформації про діапазон зміни і точність математичного опису динамічних характеристик ланок системи.

Розраховуючи промислові АСР як критерії запасу стійкості, зазвичай використовують кореневий m або частотний M показники коливності. Ці критерії дають змогу виділити всередині області стійкості деяку підобласть, яка більшою чи меншою мірою відповідає новій області стійкості у найпростішому випадку, коли зміна динамічних характеристик призводить до зменшення області стійкості по всіх координатних осях. Проте вони ніяк не зв'язані з інформацією про зміни динамічних характеристик ланок системи і тому їх застосування при розв'язанні задачі про запас стійкості може призвести як до невиправданого завищення, так і до заниження запасу стійкості в системі. Особливості та недоліки цих критеріїв як критеріїв запасу стійкості досліджені, зокрема, у [1], де показано, що вони не завжди є об'єктивними. Цим пояснюється доцільність застосування методів розрахунку параметрів систем, які ґрунтуються на прямих оцінках запасу стійкості за модулем та фазою.

Запас стійкості за модулем A_m визначає смугу частот, які пропускає система, і допустимі варіації коефіцієнта підсилення, а запас за фазою ϕ_m характеризує інтенсивність згасання