

МЕТОД ОПТИМАЛЬНОЇ ФІЛЬТРАЦІЇ ІМПУЛЬСНИХ ЗАВАД ПІД ЧАС ТЕЛЕМОНІТОРИНГУ РИТМІКИ СЕРЦЯ

The problem for confidence and automotive artifacts filtration under removed monitoring of heart variability rhythmic has been resolved. A method for synthesis of the transfer function of a filter was developed. Characteristics of confidence of an electro cardio signals with rhythm variability is represented in cardio center and was reconstructed in the frame of the electro cardio signal computational model on a base of transmitted electro cardio signal morphological parameters is defined and discussed.

Розв'язано задачу достовірного, автоматичного фільтрування імпульсних завад під час телемоніторингу ритміки роботи серця. Наведено метод синтезу характеристик фільтра. Означено характеристики вірогідності відображеного у кардіоцентрі електрокардіосигналу (ЕКС) з варіабельною ритмікою, побудованого в рамках комп'ютерної моделі ЕКС за переданими його морфологічними параметрами.

Характеристики варіабельності серцевої ритміки (ВСР) є важливими, інтегральними показниками стану серцево-судинної системи та психоемоційного стану людини [8]. Тому в медичній практиці набув поширення їх моніторинг. Зокрема, особливого значення набув автоматичний віддалений тривалий мобільний моніторинг ВСР [4, 9]. Але забезпечити повною мірою автоматичність і мобільність достовірного моніторингу ВСР не вдається через сукупний вплив на його результат завад від електродів для відбору ЕКС та завад у каналі мобільного радіозв'язку, який у цьому випадку необхідно застосовувати.

У системі віддаленого мобільного автоматичного моніторингу ВСР відібраний від пацієнта ЕКС у передавачі системи мобільного зв'язку, який пацієнт постійно носить на собі, піддається кодуванню, і отриманим кодом модулюється носівне коливання. У приймачі, що розташований у віддаленому від пацієнта кардіоцентрі, виконується демодуляція і декодування прийнятого радіосигналу та оптимальна фільтрація отриманої після декодування суміші ЕКС зі завадами, що є у каналі передачі радіосигналу. Визначення характеристик ВСР здійснюється у кардіоцентрі автоматично, шляхом спеціальної обробки оцінки ЕКС [5].

Для спрощення апаратури, яку носить на собі пацієнт, в [1] було розглянуто застосування системи мобільного телефонного зв'язку при автоматичному телемоніторинзі ВСР. У цьому випадку виконується передача послідовності значень RR-інтервалів (однієї з морфологічних характеристик ЕКС), перетвореної у послідовність тональних імпульсів з прямокутною обвідною. Для узгодження з такою системою зв'язку застосовано оптимальну фільтрацію суміші цих імпульсів зі завадами каналу.

У системі віддаленого автоматичного моніторингу ЕКС задачу зменшення рівня завад каналу зв'язку (аж до усунення їх впливу) можна розв'язати шляхом визначення усіх морфологічних (амплітудо-часових) параметрів ЕКС у портативному реєстраторі пацієнта і передачі кодів отриманих чисел з наступним відновленням ЕКС у кардіоцентрі за прийнятими кодами.

Проте завади від електродів портативного реєстратора ЕКС, закріплених постійно на пацієнтові, у всіх розглянутих випадках залишаються погано відфільтрованими. Особливо значимий вплив на результат моніторингу ВСР зумовлюють так звані індустріальні завади.

У цій статті наведено метод цифрової обробки ЕКС для усунення індустріальних завад при автоматичному телемоніторингу характеристик ВСР. Цей метод можна застосувати й для усунення інших завад.

© Б. І. Яворський, В. П. Забитівський, 2009

Постановка та метод розв'язування задачі. Завади є евентуальними, імпульсними завадами. У медичній практиці кардіолог розпізнає їх шляхом візуального аналізу електрокардіограми (ЕКГ) [2]. Задача автоматичного усунення завад близька за змістом до відомих задач обробки суміші сигналу зі шумом й розв'язується методом ковзного середнього (очевидно, тоді виконується низькочастотна фільтрація, *авт.*), а також методами виконання узгодженої чи оптимальної фільтрації [10]. Проте умова розв'язуваної у цій статті задачі ускладнена – необхідно не тільки автоматично виділити зі суміші з завадою ЕКС, але й вирішити, є виділений сигнал нормою для пацієнта чи ні. Подібні задачі розв'язуються методами статистичної теорії вибору рішення (приняття рішення – *рос.*, *make decision* – *англ.*) [3].

Появу завад спричиняють індустриальні електромагнітні поля (синусоподібні завади з частотою 50...60 Гц від електромережі та імпульсні завади від перетворювачів чи потужних комутаторів), тремор м'язів (шумоподібні високочастотні флуктуації потенціалу), поганий контакт електродів (низькочастотні дихальні, рухові завади – дрейф нуль-лінії) [2]. Завади останнього типу значно зменшуються шляхом удосконалення конструкції електродів [11] та низькочастотною фільтрацією [6]. Шумоподібні завади зменшують високочастотною [6] або адаптивною фільтрацією [7]. Для усунення індустриальних завад застосовують вузькосмугову фільтрацію [6].

У портативному реєстраторі найбільш доцільно застосовувати цифрові фільтри для усунення завад усіх типів. Такі фільтри можливо проектувати зі складними функціями передачі, у тому числі й переналаштовуваними, адаптивними, що досить вигідно при автоматичному телемоніторинзі.

Синтез характеристик фільтру. У частотній області вираз суміші $Y(s)$ відібраного з електродів електрокардіосигналу $S(s)$ та завади $N(s)$ набуває вигляду:

$$Y(s) = S(s) + N(s), \quad (1)$$

де $s = j2\pi f$, f – частота, $j = \sqrt{-1}$. Зауважимо, що під час автоматичного віддаленого моніторингу у формулі (1) відомим є лише $Y(s)$. Для оцінювання $S(s)$ за відомою сумішшю $Y(s)$ потрібно виконувати її обробку фільтром з функцією передачі $H(s)$:

$$\hat{S}(s) = H(s) \cdot Y(s), \quad (2)$$

Цю характеристику фільтра потрібно визначати під час моніторингу весь час, на заданих інтервалах часу Δt .

З (1) видно, що для ЕКС у нормі його спектр $S_v(s)$, отриманий шляхом дослідження здорового пацієнта, відібраного в режимі віддаленого автоматичного моніторингу з електродів на здоровому пацієнтові, суміш на кожному i -му інтервалі часу Δt дорівнює

$$Y_i(s) = S_v(s) + N_i(s). \quad (3)$$

Тоді з (3) спектр завади набуває вигляду

$$N_i(s) = Y_i(s) - S_v(s). \quad (4)$$

За виразами (2, 4) можна визначити характеристики фільтра для кожного інтервалу часу Δt :

$$H_i(s) = \frac{\hat{S}_i(s)}{Y_i(s)} = \frac{S_v(s)}{Y_i(s)} = \frac{Y_i(s) - N_i(s)}{Y_i(s)} = 1 - \frac{N_i(s)}{Y_i(s)} \quad (5)$$

Аналіз виразу (5) показує, що, з одного боку, коли завада відсутня ($N_i(s)=0$), то фільтр має “одиничну” функцію передачі, а з іншого боку – фільтр “не відрізняє” завади від патології, що висуває задачу оцінювання вірогідності норми у характеристиці ВСР, отриманій автоматично при віддаленому моніторингу.

Особливості методу та визначення вірогідності результатів. Нагляд за пацієнтом проводиться методом послідовного, тривалого відбору ЕКС на інтервалі часу Δt , значення якого визначають вимогами практики з врахуванням особливостей дослідження пацієнта і можуть бути переналаштовані, залежно від змін цих вимог. Фільтрацію можна не виконувати, якщо за (4) $\|N_i(s)\|^2 \leq \varepsilon$, де ε – деякий поріг, значення якого визначають вимоги практики. Оскільки (4) відображає не тільки наявність завади, але й наявність інформативних змін у досліджуваному ЕКС, то, якщо

$$\|N_i(s)\|^2 > \varepsilon, \quad (6)$$

необхідно вирішувати, наскільки вірогідною є поява завади. Задачу, яка виникає у разі виконання умови (6), вирішено в рамках статистичної теорії вибору рішення [3]. На підставі застосування відомих результатів цієї теорії, а саме, про властивість функцій розподілів розпізнаваних випадкових процесів бути “перпендикулярними”, і що таку властивість мають гаусові функції, а також те, що гаусові випадкові процеси повністю представляються у рамках спектрально-кореляційної теорії, покладено, що функції $N_i(s)$ є випадковими гаусовими процесами $N_{i0}(s)$ для завади та $N_{i1}(s)$ для патології, їх розподіли та умовні розподіли відповідних гіпотез визначено попередніми дослідженнями. Тоді можна побудувати критерій достовірності та статистику для вибору рішення про характер результату фільтрації. Для вибору рішення досліджено застосування критерію Неймана–Пірсона, коли задається значення ймовірності P_f помилкового вибору, за її значенням визначають поріг h , а звідси й значення ймовірності P_d рішення про наявність $N_{i1}(s)$.

Значення порогу визначають для ймовірності заданої помилки P_f та за математичним сподіванням M_0 і дисперсією V_0 значення $\|N_{i0}(s)\|^2$, визначених під час статистичних досліджень, за виразом

$$h = \sqrt{V_0} \Phi^{-1}(1 - P_f) + M_0, \quad (7)$$

де $\Phi(\cdot)$ – інтеграл імовірності.

Залежність ймовірності P_d від математичного сподівання M_1 та дисперсії V_1 значення $\|N_{i0}(s)\|^2$ (характеристика достовірного відбору ЕКС) визначають за виразом

$$P_d = 1 - \Phi\left(\frac{h - M_1}{V_1}\right). \quad (8)$$

Результат імітаційного комп’ютерного моделювання. Дослідження виконано за допомогою комп’ютерної моделі ЕКС (R. Losad, Copyright 1988-2002, The MathWorks Inc., Revision: 1.1.6.1). Програма, в подальшому іменована ECG, генерує PQRST-цикл ЕКС шляхом кусково-лінійної апроксимації його шаблону, заданого векторами значень амплітуд A та тривалостей D PQRST-циклу ЕКС:

$$A_i(D_i) = \{A_1(D_1), A_2(D_2), \dots, A_i(D_i), \dots, A_k(D_k)\}, \quad (9)$$

де i – номер компоненту вектора; k – кількість компонентів вектора.

Потрібний ЕКС задається програмно через компоненти вектора $A(D)$ – параметрами кожного PQRST-циклу. Компоненти вектора цих параметрів, значення періоду дискретизації ЕКС (наприклад, у мсек) та масштаб динамічного діапазону його значень (мВ) визначались з врахуванням форми ЕКС та відповідних характеристик деякого ношеного пристрою його відбору. Досліджено ЕКС з варіабельною ритмікою, генерований програмою, що містить такі дані: довжину ЕКС, задану кількістю PQRST-циклів T , параметри варіабельності, що визначають довжину RR-інтервалів та цикл генерування послідовності RR-інтервалів, у якому

міститься програма-генератор ЕКС ECG. Довжина кожного RR-інтервалу задається генератором випадкових чисел з нормальним розподілом, реалізованим функцією *normrnd* програмного середовища Matlab, параметрами якої є фіксоване значення дисперсії σ та математичне сподівання μ , визначене виразом:

$$\mu_n = ML + AS \cdot \sin(2 \cdot \pi \cdot n / T_k), \quad (10)$$

де ML – математичне сподівання RR-інтервалу; AS – амплітуда варіабельності RR-інтервалу; T_k – період варіабельності RR-інтервалу; n – порядковий номер RR-інтервалу.

До отриманого ЕКС накладались завади імпульсного характеру. Наприклад, завада – прямокутний імпульс.

Програма для синтезу функції передачі фільтра завади на біжучому ЕКС у разі виконання умови (6) реалізована за алгоритмом: проводиться Фур'є перетворення норми ЕКГ – $S_v(s)$ та біжучої ЕКГ – $Y(s)$, синтез функції передачі фільтра $H(s)$ згідно з (5), фільтрація біжучої ЕКГ згідно з (2) з метою отримання спектра $S(s)$ шуканого ЕКС із усуненою завадою та зворотне Фур'є перетворення $S(s)$. Пряме та зворотне Фур'є перетворення виконували функціями *fft* та *ifft* відповідно програмного середовища Matlab.

На рис. 1 наведено графіки, отримані в результаті роботи програми синтезу фільтра, які ілюструють результат фільтрації імпульсної завади. На рис. 1, а відображено ЕКС у нормі $S_v(s)$ (крива 1), який використано для побудови функції передачі $H(s)$ фільтра згідно з (5), результат накладання імпульсної завади (крива 2) та фільтрації ЕКС $S_v(s)$ (крива 3). На рис. 1б наведено результат фільтрації деякого біжучого ЕКС $Y_i(s)$ (крива 2) з варіабельною ритмікою у нормі. За формою цей ЕКС дещо відрізняється від еталонного, проте у статистичному сенсі ця відмінність незначна, тобто характеристика варіабельності, наприклад, спектральна густина потужності ритмокардіограми чи її математичне сподівання та дисперсія, у цьому сенсі не більші за значення визначеного за виразом (7) порогу.

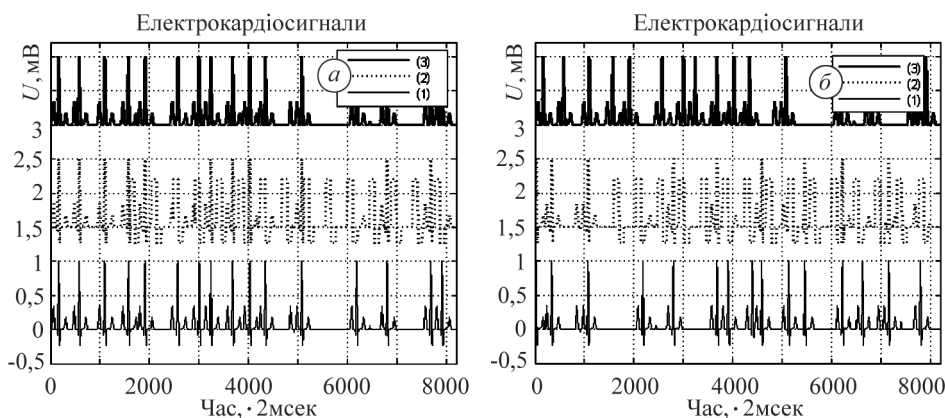
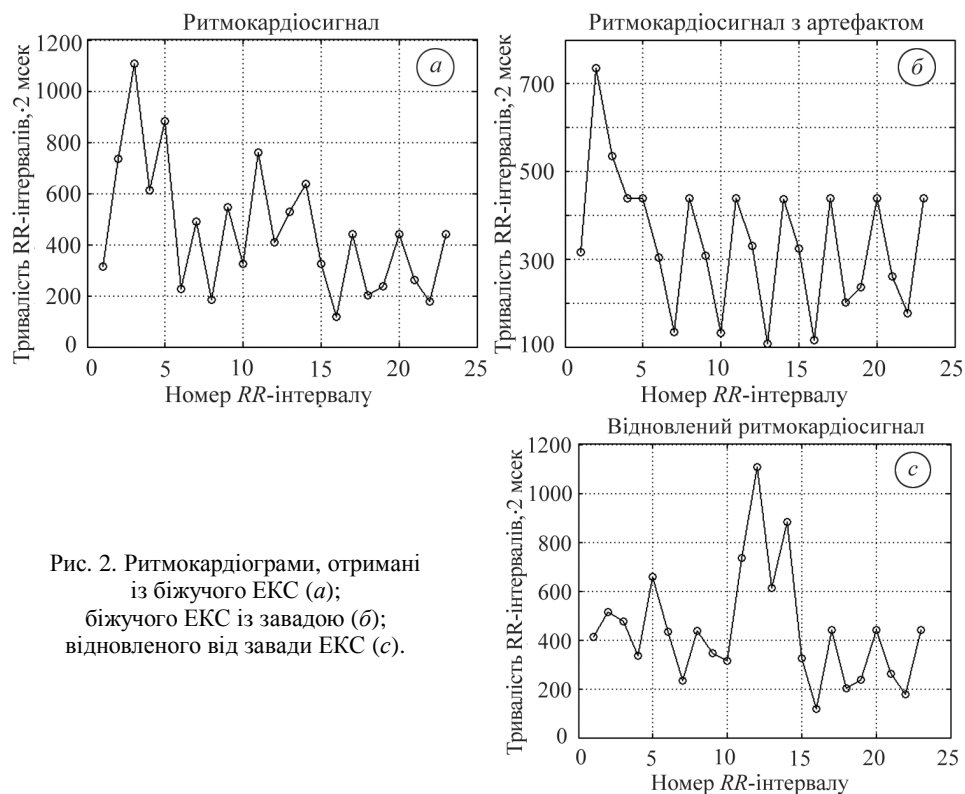


Рис. 1. Ілюстрація роботи оптимальної фільтрації ЕКС у нормі (а) та деякого біжучого ЕКС (б); 1 – генерований ЕКС $S(s)$; 2 – ЕКС із завадою $Y(s)$; 3 – результат фільтрації завади.

На рис. 2 наведено приклад ритмокардіограм (РКГ), отриманих для ЕКС, наведених на рис. 1б. РКГ на рис. 2б отримана з ЕКС з імпульсними завадами, де останні помилково визначались як QRS-комплекси. Тому така РКГ непридатна для подальшого аналізу та діагностики. За формою РКГ (а) дещо відрізняється від РКГ (с), проте у статистичному сенсі ця відмінність незначна, тобто характеристика варіабельності, наприклад, спектральна густина потужності РКГ, у цьому сенсі не більша за значення визначеного за виразом (7) порогу.



Вирази (7) та (8) і їхні параметри можна інтерпретувати й у термінах, що стосуються не ЕКС, а і його РКГ, чи спектральної густини потужності РКГ. Тоді, наприклад, математичне сподівання M_0 і дисперсія V_0 стосуються середньої спектральної густини потужності ритмокардіограми (с), а математичне сподівання M_1 і дисперсія V_1 – ритмокардіограми (а).

ВИСНОВОК

Оскільки завади є лінійно незалежними, некорельованими детермінованими величинами, то наведений метод дає можливість синтезувати характеристики цифрового фільтра для автоматичного усунення завад усіх типів, що важливо для телемоніторингу. Означені характеристики вірогідності дають змогу прогнозувати вірогідність відображеного у кардіоцентрі ЕКС з варіабельною ритмікою, побудованого в рамках комп'ютерної моделі ЕКС за переданими параметрами ритмокардіограми. Якщо статистика вірогідності більша за поріг, то це означає, що появився ЕКС з характеристикою варіабельності його ритміки, відмінною від еталонної.

Дослідження виконували за темою “Розроблення методів ідентифікації і верифікації математичних моделей сигналів при побудові медичних систем телемоніторингу та діагностики”, номер держреєстрації 0108U001110.

1. *Бачинський М.* Врахування впливу каналу зв'язку у системі мобільного моніторингу ритміки серцевих скорочень // Відбір та обробка інформації. – 2006. – № 25 (101). – С. 137–142.
2. *Орлов В.* Руководство по электрокардиографии. 3-е изд. – М: ООО “Медицинское информационное агентство”, 2003. – 528 с.

3. *Пугачев В.* Статистические методы в технической кибернетике. – М.: Сов. радио, 1971. – 192 с.
4. Automated wavelet arrhythmia analysis for on-line GPRS mobile telemedicine ECG monitorin / E. Kail, S. Khor, K. Fugedi, et. al // Eur. Heart J. – 2005. – Vol. 26 (Suppl.). – P. 20.
5. *Chen X.* Cellular Phone Based Online ECG Processing for Ambulatory and Continuous Detection. – Режим доступа: <http://www.cinc.org/Proceedings/2007/pdf/0653.pdf>
6. *Holl B.* Digital filtration of artifacts in ECG. – Режим доступа: <http://www.urel.feec.vutbr.cz/ra2008/archive/ra2004/abstracts/105.pdf>
7. *Lee J.* Design of an Adaptive Filter with a Dynamic Structure for ECG Signal Processing. – Режим доступа: http://www.ijcas.org/admin/paper/files/IJCAS_v3_n1_pp.137-142.pdf
8. *Malik M.* Heart Rate Variability: Standards of Measurement, Physiological Interpretation, and Clinical Use. – Режим доступа: <http://circ.ahajournals.org/cgi/content/full/93/5/1043>
9. *Sack S.* A novel Tele-ECG system for event recording and emergencies in cardiovascular patients // Abstract of the ESC Congress. – 2004. – P. 385.
10. *Smith S.* The Scientist and Engineer's Guide for Digital Signal Processing / W. Steven. – Smith; California Technical Publishing, 1997. – 626 p.
11. *Tong D. A.* Adaptive reduction of motion artifacts in the electrocardiogram / D. A. Tong, K.A. Bartels, K.S. Honeyager // IEEE EMBS/BMES Proc., 2nd Joint EMBS/BMES Conference. Houston, TX, USA, 2:1403-1404, 2002, 23-26

Тернопільський державний технічний університет імені Івана Пулюя

*Одержано
22.05.2008*