

2. *Ветошкин А.Г.* Надежность технических систем и техногенный риск: Учеб. пос. / А.Г. Ветошкин. – Пенза: Изд-во Пенз. гос.ун-та, 2003. – 155 с.
3. *Лисиченко Г.В.* Методологія оцінювання екологічних ризиків / Г.В. Лисиченко, Г.А. Хміль, С.В. Барбашев. – О. : Астропринт, 2011. – 368 с.
4. *Лисиченко Г.В.* Природний, техногенний та екологічний ризики: аналіз, оцінка, управління / Г.В. Лисиченко, Ю.Л. Забулонов, Г.А. Хміль. – К. : Наук. думка, 2008. – 542 с.
5. Моніторинг і методи вимірювання параметрів навколишнього середовища : навч. посібник / В.М. Ісаєнко, Г.В. Лисиченко, Т.В. Дудар [та ін.]. – К. : Вид-во Нац. авіа. ун-ту «НАУ-друк», 2009. – 312 с.
6. *Попов О.О.* Методи аналізу ризиків в екології / О.О. Попов // Збірник наукових праць ІПМЕ ім. Г.С. Пухова НАН України. – 2013. – Вип. 69. – С. 19-28.
7. *Попов О.О.* Підходи до організації та ведення комплексного радіоекологічного моніторингу наземних екосистем у районах розташування АЕС / О.О. Попов // Збірник наукових праць ІПМЕ ім. Г.С. Пухова НАН України. – К. – 2013. – Вип. 68. – С. 11-18.
8. *Семенов А.А.* Основи теорії надійності: Навчальний посібник / А.А. Семенов, В.Г. Мелкумян. – К.: КМУЦА, 1998. – 84 с.
9. *Хенли Э.Дж.* Надежность технических систем и оценка риска / Э.Дж. Хенли, Х. Кумамото. – М. : Машиностроение, 1984. – 528 с.
10. *Яцишин А.В.* Методы и технологии анализа рисков для здоровья на основе данных мониторинга / А.В. Яцишин, І.П. Каменева, О.О. Попов, В.О. Артемчук // Матеріали ІV Міжнародної науково-технічної конференції «МОДЕЛІРОВАНИЕ-2012», – Київ, 16-18 мая 2012 г. – С. 469–473.

*Поступила 12.10.2015р.*

УДК 004.942:53.05:617.735

Г.Б. Цуприк, м. Тернопіль  
Л.М. Щербак, м. Київ

## **ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОГЕРЕНТНОСТІ ВИБІРКИ БІОСИГНАЛУ В ІНФОР МАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНІЙ БІОМЕДИЧНІЙ СИСТЕМІ**

**Abstract.** We propose an approach for synchronization of subsamples of biosignals from the general sample. The main aim of the synchronization directed for achieving good coherent filtration of biosignals. Algorithms of test, synchronization, and coherent filtering were developed, approved and presented. Results used for automation of information-analytical biomedical systems are used in active examines of bioobject when its response has stochastic durations.

### **Вступ**

При контролі функціонального стану, діагностиці, керуванні функціями біоб'єкту тощо все більшого використання знаходять методи активних

електрофізіологічних досліджень. Зокрема, ефективним тоді є використання тестового подразнення біооб'єкту світлом низької інтенсивності (з інформаційним впливом на біооб'єкт) [1, 2]. Тенденція до зниження рівня інтенсивності світла пояснюється створенням більш комфортних умов роботи з біооб'єктами (зниження рівня інвазивності впливу, підвищення інформативності) і дає можливість отримати значно більшу кількість реалізацій відгуку біооб'єкту, однак відношення його потужності до потужності шумів знижується [3]. Тому виникає необхідність в статистичній обробці відгуку. Оскільки крім того зростає початкова, прихована (латентна) частина відгуку біооб'єкту на подразнення [4], значення якої стохастичні, змінюються при кожному тестовому подразненні, то оцінювання статистик постає проблематичним.

В медичній практиці використовують морфологічні параметри біосигналів від біооб'єкту, оскільки вони найбільш наочно віддзеркалюють для спеціаліста медичного профілю його стан [5]. Суттєві обмеження на швидкість оцінювання параметрів біосигналів від біооб'єкту з потрібною достовірністю викликають необхідність застосування інформаційних технологій його виконання. При чому, вимога представлення біосигналу у власному просторі (у просторі траєкторій — змін морфологічного параметру біосигналу з часом чи просторовою координатою) залишається незамінною (через наочність такого представлення). Якість біомедичного дослідження, його ефективність потребують високої роздільної здатності, точності вимірювання морфологічних параметрів біосигналів від біооб'єкту. Їх досягнення супроводжується потребою врахування стохастичності, не стаціонарності поведінки виміряних траєкторій біосигналів та спеціального їх опрацювання – оцінювання. Типовою процедурою оцінювання є усереднення (когерентна фільтрація) – оцінювання моменту першого порядку функції розподілу імовірності значень траєкторії біосигналу [5]. Це регламентується медичною статистикою (як і моментів вищого порядку, аж до четвертого - через існування наочної інтерпретації їх). Проте, природна нестаціонарність біосигналів вимагає спеціальних заходів забезпечення когерентності й відгуків для підвищення точності оцінювання та достовірності вибору їх оцінки. На практиці застосовується інтерактивні процедури, зокрема синхронізація до фаз перфузії (ритмики серця) тощо. Це значно ускладнює як апаратну так і програмну реалізацію оцінювання і разом з тим й експлуатацію системи.

Таким чином, оскільки наочність візуальних методів аналізу біомедичних даних є вищою, то задача автоматизації функціональних можливостей в сфері візуального аналізу даних за рахунок спрощення попередньої обробки є актуальною.

### **Постановка задачі**

Провести дослідження автоматизованого забезпечення когерентності між вже отриманими реалізаціями біосигналу. Навести відповідні результати

дослідження, зокрема:

- біосигнали попередньо підготувати (синхронізувати),
- обґрунтувати вибір критерію когерентності, та
- розробити алгоритм тестування та верифікації методів її досягнення.

### Вирішення задачі

При розробленні біотехнічних систем пріоритетним є наявність математичної моделі досліджуваного біооб'єкту або біосигналу від цього біооб'єкту. За тестове використовують подразнення короткої тривалості. Відгук  $x_{dl}(t)$  на таке подразнення є коливного зі заспокоєнням характеру

$$s_r(mT_d) = \exp(-\alpha mT_d) \sin(2\pi mT_d / \mu), \quad (1)$$

прихованого на початку

$$x_{dl}(t) = \begin{cases} s_l(t), & 0 < t \leq \tau \\ s_r(t), & \tau < t < \Theta \end{cases}, \quad (2)$$

де  $\tau$  — тривалість прихованого відгуку,  $\Theta$  — тривалість відгуку. Тут, і далі  $t \hat{=} mT_d$ ,  $m = \overline{1, \text{int}(\Theta/T_d)}$ ,  $T_d$  — період дискретизації,  $\mu$  — кількість відліків на період коливань. Оскільки інформативнішими є малоінтенсивні подразнення біооб'єкту, то починають проявлятися шуми  $n(t)$  спостереження, але виникає необхідність виконання серії  $k = \overline{1, K}$  експериментів:

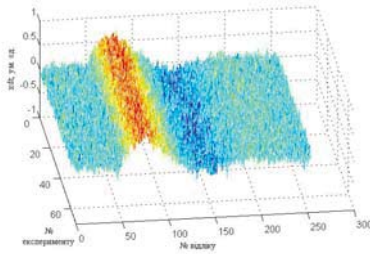
$$x_k(t) = \begin{cases} s_l(t) + n_k(t), & 0 < t \leq \tau_k \\ s_r(t) + n_k(t), & \tau_k < t < \Theta \end{cases}, \quad (3)$$

де шуми і час затримки коливань випадкові, нормальні, відповідно, процес і величина, з математичними сподіваннями та дисперсіями  $m_n$ ,  $\sigma_n$ , й  $m_\tau$ ,  $\sigma_\tau$ .

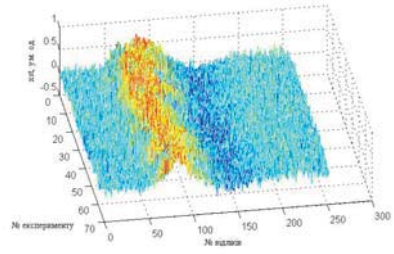
При комп'ютерному тестовому моделюванні значення  $\tau_k \equiv \text{int}(\tau_k/T_d)$  визначаються програмно і відомі (наприклад, Matlab-функцією `poimrnd(m, \sigma)`). Для експериментальних біосигналів параметр  $\tau_k$  невідомий, вони некогерентні, і значення  $\tau_k$  визначає цю некогерентність для вибірок з ансамблю відгуків. Тому середнє значення по ансамблю є не тільки зміщеною, але й неслухною і неефективною оцінкою біосигналу й вимагає покращення. У даній роботі наведено результати відповідного імітаційного моделювання.

На рис. 1 наведено ансамблі відгуків (2) та (3) з  $K=64$  для  $m_\tau = 50$ ,  $\sigma_\tau = 0$  - (а) та  $\sigma_\tau = 10$  - (б), і  $m_n = 0$ ,  $\sigma_n = 0.1$ .

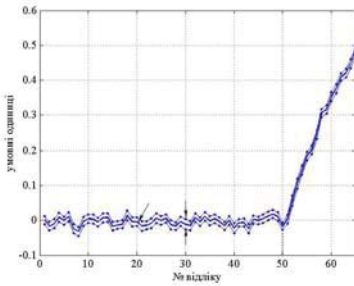
На рис. 2 наведено графіки когерентних оцінок математичних сподівань та відповідних їм середньоквадратичних відхилень початкових частин відгуків біооб'єкту на низько інтенсивне подразнення.



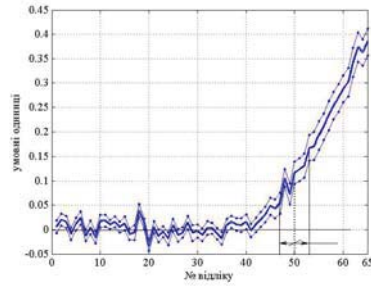
(a)



(б)

Рис. 1. Графіки ансамблів (2) та (3) для  $K=64$ -х експериментів

(a)



(б)

Рис. 2. Графіки оцінок математичних сподівань та середньоквадратичних відхилень ансамблів відгуків біооб'єкту на низько інтенсивне подразнення (2) та (3)

В таблиці 1 наведено оцінки середнього середньоквадратичного відхилення (4) математичного сподівання та дисперсії  $m_x$ ,  $\sigma_x$  ансамблів для когерентного (2) та стохастичного (3) відгуків біооб'єкту на низько інтенсивне подразнення.

$$m_\sigma = \frac{1}{\text{int}(\Theta/T_d)} \sum_m \sqrt{\sigma_x(mT_d)}, \quad (4)$$

Аналіз графіків показує, що когерентній оцінці математичного сподівання некогерентного ансамблю вибірок властиве більше середньоквадратичне відхилення (4) ніж для ансамблю когерентних вибірок, причому збільшення кількості вибірок не ефективно для покращення цієї оцінки.

В [6] наведено метод підвищення ефективності когерентного оцінювання побудований на концептуальній підставі забезпечення синхронності реалізацій вибірки шляхом досягнення симетрії ансамблю відносно площини, яка розділяє ансамбль на два рівних за кількість вибірок ансамблі. Критерієм досягнення симетрії вибрано функціонал типу  $F(\hat{m}_x, \hat{\sigma}_x)$ , зокрема, за функціонал можна використати вираз (4). Тоді

досягненням симетрії є мінімізація

$$\arg \min_{\substack{\forall k, i \rightarrow |x_k(j_{\min})| < h_i, \\ J_{ki} = J_{\min}}} F(\widehat{m}_x, \widehat{\sigma}_x), \quad (5)$$

де  $h_i$  — деяке порогове значення відгуку біооб'єкта на низькоінтенсивне подразнення.

Для автоматизованого опрацювання ансамблю відгуків можна побудувати низку евристичних алгоритмів їх синхронізації з різної складності та ефективності. Наприклад, при апріорно відомих значеннях  $\{\tau_{jk|_{\min}}, \tau_{jk|_{\max}}\}$ , прямим підбором для кожного з  $j = \overline{1, J}$  біосигналів ансамблю такі значення  $\tau_{jk} \in \{\tau_{jk|_{\min}}, \tau_{jk|_{\max}}\}$ , при яких середнє значення середньоквадратичного відхилення (3) оцінки математичного сподівання буде мінімальним. Складність такої синхронізації є  $O(2^{\text{int}(\log_2 J) + \log_2 \text{int}(\tau_{jk|_{\max}} - \tau_{jk|_{\min}})})$  типу. Цей алгоритм можна поширити на кожне з коливань відгуку біооб'єкта (зокрема, на підставі різного їх біологічного генезису), а також удосконалити шляхом обґрунтування методу підбору інтервалів  $\{\tau_{jk|_{\min}}, \tau_{jk|_{\max}}\}_K$ ,  $K \in \overline{1, 2, 3, \dots}$  та критерію  $F$  його завершення.

Алгоритм автоматизованого визначення індексу для синхронізації адитивної суміші вибірок та нормального шуму наведено на рис. 3, де позначено:

1 — ввести дані, несинхронні вибірки  $\{x_{kj}, k = \overline{1, K}, j = \overline{1, J}\}$ ,  $k=1$ ;

2 — оцінити математичне сподівання  $m_x$  та дисперсії  $\sigma_x$ ;

3 — визначити значення порогу  $v$  (значення функціоналу  $F(\bullet)$ );

4 — вибрати реалізацію біосигналу  $k$ -го експерименту;

5 —  $j=1$ ;

6 — визначити метрику  $\rho = \|x_{kj} - v\|$  попередньо обґрунтованої норми

простору функцій, якими моделюється біосигнал  $x_{kj}$ ;

7 — порівняти значення метрики з порогом,  $\rho < v$ ;

8 —  $j=j+1$ ;

9 — запам'ятати значення  $j_k$ ;

10 — перевірити  $k > K$ ;

11 —  $k=k+1$ ;

12 — завершити аналіз.

На першому кроці оцінюється некогерентний сигнал, який отримується послідовним продовженням вибірок з ансамблю, когерентним фільтром:

$$\hat{s}(m) = \sum_{k=1}^K x_k(m)h(k), \quad (6)$$

де  $m = 1, \overline{\text{int}(\Theta/T_d)}$ ,  $h(k) \cong 1/K$ .

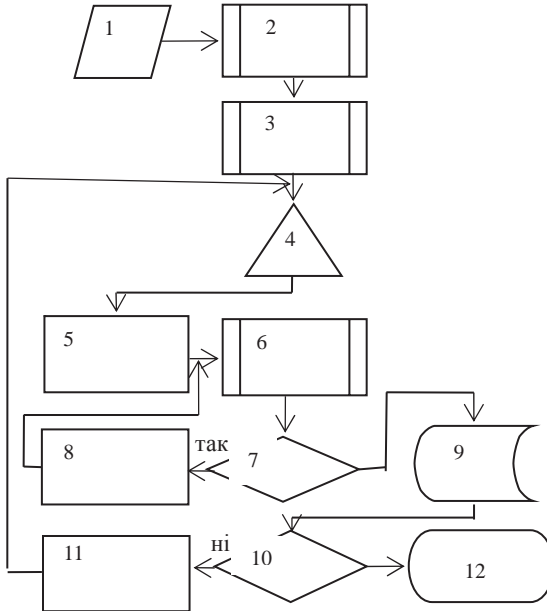


Рис. 3. Блок-схема алгоритму визначення індексу синхронізації відгуків

На другому етапі виконується синхронізація вибірок з ансамблю біосигналів:

$$\hat{x}_k(j) = x_k(j + J_k - 1), j = \overline{1, J - J_k}, \quad (7)$$

$$\hat{x}_k(i) = x_k(i - J + J_k), i = \overline{J - J_k + 1, J}. \quad (8)$$

Алгоритм автоматизованої синхронізації вибірок з ансамблю біосигналів з нормальним розподілом ймовірностей його значень наведено на рис. 4, де позначено:

1 — ввести ансамбль  $\{J_k, k = \overline{1, K}\}$  несинхронних вибірок з ансамблю біосигналів,  $k=1, i=J-J_k+1, j=1, J$ ;

2 — виконати (6);

3 —  $j=j+1$ ;

4 —  $j > J - J_k$ , ні- перейти на 2;

5 — виконати (7, 8);

6 —  $i=i+1$ ;

7 —  $i > J$ , ні- перейти на 5;

8 —  $k=k+1$ ;

9 —  $k > K$ , так- перейти на 11;

10 —  $i=J-J_k+1, j=1$ ;

11 — завершити.

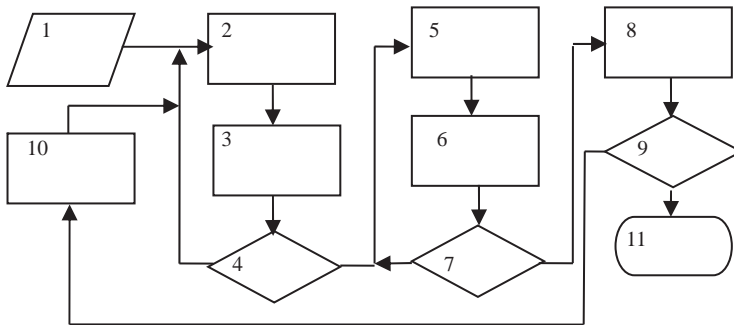


Рис. 4. Блок-схема алгоритму автоматизованої синхронізації вибірок з ансамблю біосигналів

Для  $J=256$ ,  $K=128$ ,  $m_n=0$ ,  $\sigma_n=0.1$ ,  $m_\tau=50$ ,  $\sigma_\tau=10$ ,  $\alpha=0.02$  синхронізація за алгоритмом, наведеним на рис. 4 покращує значення (4), див Табл. 1.

Таблиця 1

Результат (4) до і після симетрування ансамблю відгуків

Когерентний фільтр когерентного ансамблю (2)	Когерентний фільтр некогерентного ансамблю (3)	Когерентний фільтр симетризованого ансамблю (3)
0.0124	0.0166	0.0123

Для зменшення складності синхронізації вибірок з ансамблю біосигналів визначення характерних інтервалів біосигналу в силу вузькосмуговості відгуку буде доцільним використати представлення його вибірки у вигляді перетворенням  $H(x)$  Гільберта [7]. Пошук інтервалів виконується тоді по математичному сподіванні фазової характеристики [8]. Складність такої синхронізації визначає складність перетворення  $H(x)$ .

### Висновки

Обґрунтовано що вирішення задачі автоматизації візуального аналізу даних активного дослідження біооб'єкту можливе за рахунок попередньої симетризації ансамблю цих даних.

Досліджено, що для спрощення симетризації вузькосмугових сигналів доцільно використати попереднє представлення їх перетворенням Гільберта.

У випадку коли умови для представлення вузько смугових сигналів перетворенням Гільберта не виконуються запропоновано методи числового екстремального пошуку характерних значень даних активного експерименту.

Отримані результати дають можливість для комп'ютерного моделювання процесу забезпечення когерентності вибірок біосигналу в інформаційно-аналітичних біотехнічних системах, що дозволяє проводити ільш ґрунтовний аналіз досліджуваних біооб'єктів.

1. *Rojas J. C., Gonzalez-Lima F.* Low-level light therapy of the eye and brain// *Eye and Brain*, 2011: 3, P.49-67.
2. *Пресман А.С.* Электромагнитные поля и живая природа М.: Наука, 1968.– 288с.
3. *Цуприк Г.Б.* Повышение эффективности электроретинографической системы / Г.Б. Цуприк, Р.А. Ткачук, Б.И. Яворский // *УСиМ.*– 2013.–№4(246).– С.33-40.
4. *Alpern M.* Relation of visual latency to intensity/ *AMA Arch Ophthalmol.*– 1954.– Vol. 51, №3.– P.369-374.
5. *Armstrong RA, Davies LN, Dunne MCM & Gilmartin B.* Statistical guidelines for clinical studies of human vision/ *Ophthalmic Physiol. Opt.*, 2011, 31, P.123-136.
6. *Yavorskyu B.* Application of the Principle of Symmetry for Synchronization of Biosignals in their Sample / *Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science : 12<sup>th</sup> International Conference TCSET'2014, February 25 – March 1, 2014.*– Lviv-Slavske, 2014.– P. 714.
7. *Щербак Л.М.* Статистична фазометрія: наукова монографія / Ю.В. Куц, Л.М. Щербак.– Тернопільський державний технічний університет, 2009.– 383с.
8. *Щербак Л.М.* Застосування перетворення Гільберта у фазометрії / Ю.В. Куц, Л.М. Щербак // *Технологические системы.*– 2004.– №2.– С.50-55.

*Поступила 5.10.2015р.*

УДК 681

И.А. Владимирский, г. Киев.

## **РАЗВИТИЕ МЕТОДОВ ОПРЕДЕЛЕНИЯ ТЕПЛОВЫХ ПОТЕРЬ ЧЕРЕЗ ИЗОЛЯЦИЮ ТРУБОПРОВОДОВ ГОРОДСКИХ СИСТЕМ ЦЕНТРА ЛИЗОВАННОГО ТЕПЛОСНАБЖЕНИЯ**

Представлено методичні можливості, що дозволяють удосконалити отримання достовірних оцінок теплових втрат у системах міського централізованого теплопостачання за рахунок проведення вимірювань теплофізичних параметрів теплоносія в обраних точках теплової мережі.

Представлены методические возможности, позволяющие усовершенствовать получение достоверных оценок тепловых потерь в системах городского централизованного теплоснабжения за счет проведения измерений теплофизических параметров теплоносителя в выбранных точках тепловой сети.

Methodological opportunities which allow improving the reliability of heat losses estimates in municipal district heating are represented. These opportunities are based on the measurement of heat transfer fluid thermophysical parameters in selected points of the heat network.

**Ключові слова:** тепла мережа, теплові втрати.

**Ключевые слова:** тепловая сеть, тепловые потери.

**Keywords:** heat network, heat losses.