View metadata, citation and similar papers at core.ac.uk

brought to you by CORE

provided by Electronic archive of Ternopil National Ivan Puluj Technical University

Цуприк Г. Забезпечення когерентності вибірки біосигналу в інформаційно-аналітичній біомедичній системі / Г. Цуприк, Л. Щербак // Вісник ТНТУ — Тернопіль : ТНТУ, 2015. — Том 77. — № 1. — С. 275-282. — (Математичне моделювання. Математика. Фізика).

УДК 004.942:53.05:617.735

Г. Цуприк; Л. Щербак, докт. техн. наук

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

ЗАБЕЗПЕЧЕННЯ КОГЕРЕНТНОСТІ ВИБІРКИ БІОСИГНАЛУ В ІНФОРМАЦІЙНО-АНАЛІТИЧНІЙ БІОМЕДИЧНІЙ СИСТЕМІ

Резюме. *Запропоновано спосіб синхронізації однорідних біосигналів в їх ансамблі. Основною метою синхронізації є забезпечення автоматизованого якісного когерентного оцінювання біосигналу. Розроблено, апробовано та представлено алгоритми тестування, синхронізації та когерентної фільтрації усередненням. Результати використано для автоматизації інформаційно-аналітичних біомедичних систем та застосовано в активних експериментах, коли відгук біооб'єкта носить нестаціонарний стохастичний характер.*

Ключові слова*: біооб'єкт, біосигнал, відгук, синхронізація, когерентна фільтрація, достовірність, ефективність.*

H. Tsupryk, L. Scherbak

PROVIDING THE COHERENCE OF BIOSIGNAL SYSTEM IN INFORMATION ANALYTICAL BIOMEDICAL

Summary. *For controlling and diagnosing of functional state, for correction functions of biological object the method of electrophysiological active research of this object often use. In particularly the use of low level light intensity (LLLI) for stimulation of biological object (information influence on biological object) is effective enough. The tendencies to reduce of light intensity is caused by necessity as comfortable conditions for biological object so and (in concordance with Weber-Fechner's law) increasing informativeness of response of that biological object. However, the ratio of response power to the noise power (RRN) is decreasing strongly after that. Decreasing intensity of stimulation is causing increasing of the initial (latent) part of the response of bio-object. In addition, the length of latent parts responses are stochastic. Therefore, there is a need of statistical estimation ensemble of these responses with aim to improve RRN. The standard method estimating of the response is the averaging of the responses, estimating the moment of first order of probability distribution function of values the responses. Estimating statistical characteristics of the response of bioobject on to LLLI stimulation using statistical processing of ensemble of the responses is the problem. Using interactive synchronization procedures, and synchronization automation by using perfusing blood or by heart rhythm greatly complicates both hardware and software.*

In this paper are given results of researching and using special measures for taking in attention the nonstationarity of ensemble. Ensuring the samples coherence in ensemble for improving accuracy and the confidence level of the sample estimate is discussed. Methods automate synchronization of biosignal's samples in their an ensemble are presented. Are developed algorithms of synchronization, coherent filtration and statistical tests, these are approbated and presented. The main aim of the researches directed for providing conditions coherent filtering of biosignals, has been achieved. Results are used for automation of information-analytics biomedical systems active explorations of bioobject when its response is stochastic.

Key words: *bioobject, biosignal, response, synchronization, coherent filtration, confidence, efficiency.*

Вступ. При контролі функціонального стану, діагностиці, керуванні функціями біооб'єкта тощо все більшого використання набувають методи активних електрофізіологічних досліджень. Зокрема, ефективним тоді є використання тестового подразнення біооб'єкта 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) й дає можливість отримати значно

більшу кількість реалізацій відгуку біооб'єкта, однак відношення його потужності до потужності шумів знижується [3]. Тому виникає необхідність у статистичному опрацюванні відгуку. Оскільки крім того зростає початкова, прихована (латентна) частина відгуку біооб'єкта на подразнення [4], значення якої стохастичні, змінюються при кожному тестовому подразненні, то оцінювання статистик постає проблематичним.

У медичній практиці використовують морфологічні параметри біосигналів від біооб'єкта, оскільки вони найбільш наочно віддзеркалюють для спеціаліста медичного профілю його стан [5]. Суттєві обмеження на швидкість оцінювання параметрів біосигналів від біооб'єкта з потрібною достовірністю викликають необхідність застосування інформаційних технологій його виконання. Причому, вимога представлення біосигналу у власному просторі (у просторі траєкторій – змін морфологічного параметра 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'єкта. Їх досягнення супроводжується потребою врахування стохастичності, нестаціонарності поведінки виміряних траєкторій біосигналів та спеціального їх опрацювання – оцінювання. Типовою процедурою оцінювання є усереднення (когерентна фільтрація) – оцінювання моменту першого порядку функції розподілу ймовірності 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 оцінювання. На практиці застосовуються інтерактивні процедури, зокрема синхронізація до фаз перфузії (ритміки серця) тощо. Це значно ускладнює як апаратну, так і програмну реалізацію оцінювання і разом з тим й експлуатацію системи.

Мета роботи. Автоматизація функціональних можливостей у сфері візуального аналізу даних за рахунок спрощення попереднього опрацювання.

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;
- розробити алгоритм тестування та верифікації методів її досягнення.

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

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

прихованого на початку

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

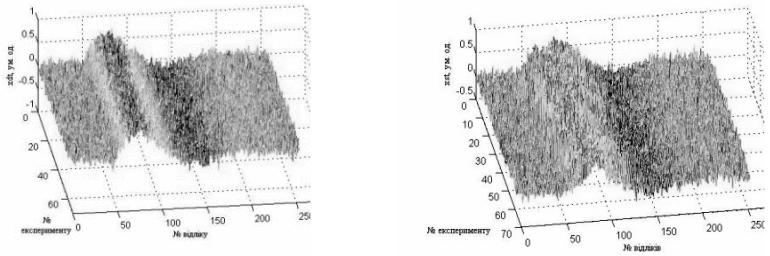
де τ – тривалість прихованого відгуку; Θ – тривалість відгуку. Тут і далі $t \hat{=} mT_d$, $m = \overline{1, \text{int}(\Theta / T_d)}$; T_d – період дискретизації; μ – кількість відліків на період коливань. Оскільки інформативнішими є малоінтенсивні подразнення біооб'єкта, то починають проявлятися шуми *n(t)* спостереження, але виникає необхідність виконання серії $k = \overline{1, K}$ експериментів (подразнень). Тоді

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

де шуми і час τ_k затримки коливань випадкові, нормальні, відповідно з математичними сподіваннями та дисперсіями m_n, σ_n, й m_τ, σ_τ.

При комп'ютерному тестовому моделюванні значення $\tau_k \equiv \text{int}(\tau_k / T_d)$ визначаються програмно й відомі, наприклад, Matlab-функцією normrnd(m, σ). Для експериментальних біосигналів параметр τ_k невідомий, вони некогерентні, й значення τ_k визначає цю некогерентність для вибірок з ансамблю відгуків. Тому середнє значення за ансамблем є не тільки зміщеною, але й неслушною та 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 $m_n = 0$, $\sigma_n = 0.1$.

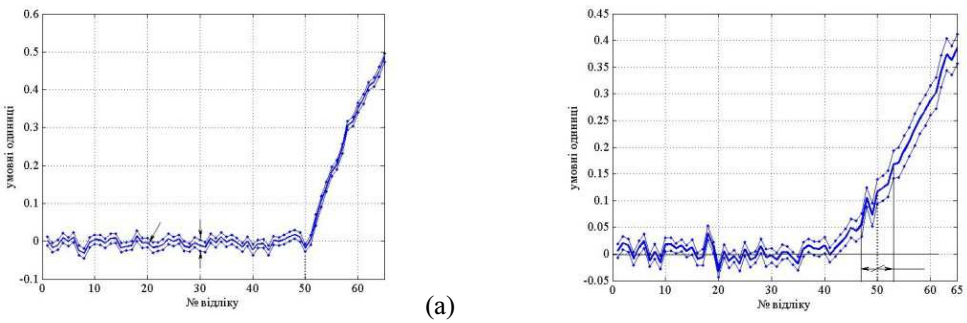


(а) (б)

Рисунок 1. (а) – графік ансамблю (2), *K*=64-и експерименти, та (б) – це ж, для (3)

Figure 1. Data graph (a, б) are received from formulas (2) and (3); K=64 stimulations

На рис.2 наведено графіки результатів когерентного оцінювання математичних сподівань та відповідних їм середньоквадратичних відхилень початкових частин відгуків біооб'єкта на низькоінтенсивне подразнення.



(а) (б)

Рисунок 2. Графіки оцінювань математичних сподівань та середньоквадратичних відхилень ансамблів відгуків біооб'єкта на низькоінтенсивне подразнення (2) та (3)

Figure 2. Graphs of estimates of mathematical expectation and mean square deviation; ensembles are given on Figure 1

В табл.1 наведено оцінки середнього середньоквадратичного відхилення (4) математичного сподівання та дисперсії m_x, σ_x ансамблів для когерентного (2) та стохастичного (3) відгуків біооб'єкта на низькоінтенсивне подразнення.

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

Аналіз графіків показує, що когерентній оцінці математичного сподівання некогернтного ансамблю вибірок властиве більше середньоквадратичне відхилення (4), ніж для ансамблю когерентних вибірок. Причому збільшення кількості вибірок неефективне 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 кількістю 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

$$\underset{\substack{\forall k,i \to |x_k(j_{\min})| < h_i, \\ J_{ki} = j_{\min}}}{\arg\min} F(\hat{m}_x, \hat{\sigma}_x) \,, \tag{5}$$

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 $\mathrm{O}(2^{\mathrm{int}(\log_2 J) + \log_2 \mathrm{int}(\tau_{jk}|_{\max} - \tau_{jk}|_{\min})})$ 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 $\{\tau_{jk}|_{\min}, \tau_{jk}|_{\max}\}_\kappa$, $\kappa \in 1, 2, 3, \ldots$ та критерію F його завершення.

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

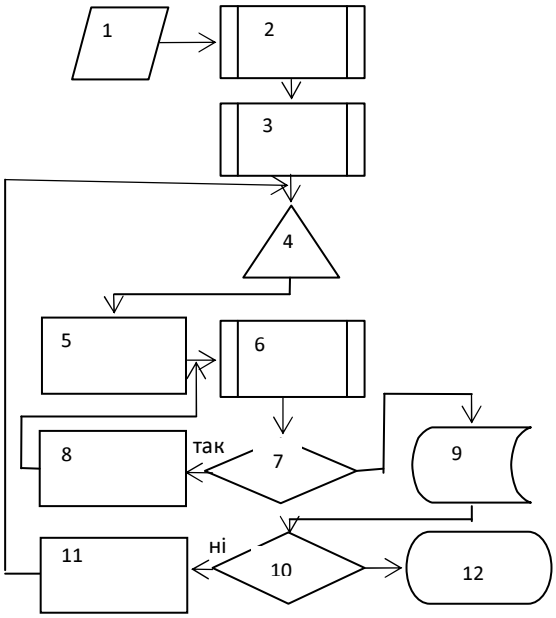


Рисунок 3. Блок-схема алгоритму визначення індексу синхронізації відгуків

Figure 3. Block diagram the algorithm determining synchronization indexes

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 σ_x;

3 – визначити значення порога ν (значення функціонала F(•));

4 – вибрати реалізацію біосигналу *k*-го експерименту;

5 – j=1;

6 – визначити метрику $\rho = \left\| x_{kj} - \nu \right\|$ попередньо обґрунтованої норми простору функцій, якими моделюється біосигнал x_{kj};

7 – порівняти значення метрики з порогом, $\rho < \nu$;

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

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

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

На другому етапі виконується синхронізація вибірок з ансамблю біосигналів

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

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

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_1+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.

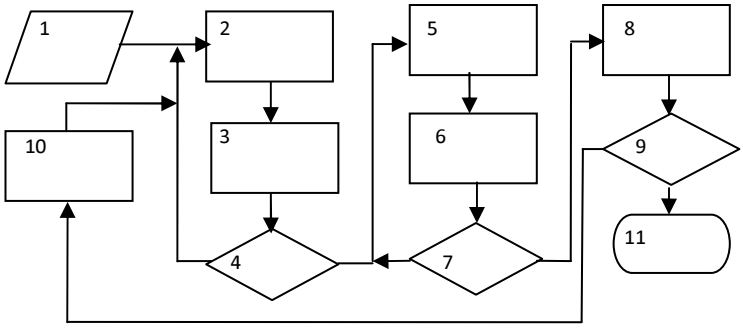


Рисунок 4. Блок-схема алгоритму автоматизованої синхронізації вибірок з ансамблю біосигналів

Figure 4. Block diagram the algorithm for automate synchronize the samples in ensemble biosignals

Для J=256, K=128, m_n=0, σ_n=0.1, m_τ=50, σ_τ=10, α=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 перетворення H(x) Гільберта [7]. Пошук інтервалів виконується тоді по математичному сподіванні фазової характеристики [8]. Складність такої синхронізації визначає складність перетворення H(x).

Висновки. Обгрунтовано, що розв'язання задачі автоматизації візуального аналізу даних активного дослідження біооб'єкта 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 вузькосмугових 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 ґрунтовніший аналіз досліджуваних біооб'єктів.

Conclusion. It is proved that is solution problem automatization visual analysis of data active experiments with stimulation low intensity exists when before analysis ensemble of data is symmetrized.

Before symmetrization of ensemble narrowband signals the Hilbert transform of ensemble is advisable.

In the case when conditions for Hilbert transform are not existing, the numerical methods symmetrizations data of the ensemble of active experiments are useful.

The obtained results give the possibility for computer simulation of the process which provides coherence of samples the biosignal in systems information-analytical-biomedical and allows quality analysis of biological objects.

Список використаної літератури

1. Rojas, J.C. Low-level light therapy of the eye and brain [Text] / J.C. Rojas, F. Gonzalez-Lima // Eye and Brain, 2011, 3. – P.49–67.
2. Пресман, А.С. Электромагнитные поля и живая природа [Текст] / А.С. Пресман. – М.: Наука, 1968. – 288 с.
3. Цуприк, Г.Б. Повышение эффективности электроретинографической системы [Текст] / 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 [Text] / M. Alpern //AMA Arch Ophtalmol. – 1954.– Vol.51, №3. – P.369–374.
5. Armstrong, RA. Statistical guidelines for clinical studies of human vision [Text] / R.A Armstrong, L.N Davies, Dunne MCM & Gilmartin B. // Ophthalmic Physiol. Opt., 2011, 31. – P.123–136.
6. Yavorskyy, B. Application of the Principle of Symmetry for Synchronization of Biosignals in their Sample [Text] / B. Yavorskyy // Modern Problems of Radio Engineering, Telecommunications and Computer Science : 12th International Conference TCSET'2014, February 25 – March 1, 2014.– Lviv-Slavske, 2014. – P.714.
7. Щербак, Л.М. Статистична фазометрія: наукова монографія [Текст] / Л.М. Щербак, Ю.В. Куц. – Тернопіль: видавництво ТНТУ, 2009. – 383с.
8. Щербак Л.М. Застосування перетворення Гільберта у фазометрії [Текст] / Л.М. Щербак, Ю.В. Куц // Технологические системы. – 2004. – №2. – С.50–55.

Отримано 23.03.2015