

Математична модель векторної ЕЕГ у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів

*Лупенко С.А. докт. техн. наук, проф., Буцїй Р.А.,
(Інститут телекомунікацій і глобального інформаційного простору Національної академії наук України,
E-mail: lupenko.san@gmail.com, romanbutsiy@gmail.com)*

Анотація. У роботі запропоновано та обґрунтовано нову математичну модель векторної ЕЕГ у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, яка завдяки врахуванню стохастичності та циклічності, змінності ритму багатовимірних функцій розподілу, початкових, центральних та змішаних моментних функцій досліджуваних сигналів, має ефективні статистичні засоби дослідження широкого класу характеристик векторної ЕЕГ.

Ключові слова: нейроінтерфейс, ЕЕГ, ВСІ, вектор циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів.

Відомо, що ефективність функціонування неінвазивних нейроінтерфейсів може оцінюватися точністю (достовірністю, надійністю) та обчислювальною складністю відповідних алгоритмів опрацювання векторного ЕЕГ. Не зважаючи на існування багатьох підходів, математичних моделей, методів та програмно-апаратних засобів опрацювання ЕЕГ сигналів в неінвазивних нейроінтерфейсних системах, точність виявлення та розпізнавання класу ментальних керуючих сигналів оператора ВСІ [1] залишається низькою.

У цьому контексті одним із можливих шляхів підвищення показників точності та зниження обчислювальної складності [2, 3] алгоритмів функціонування такого класу систем є проведення комплексного дослідження структури та характеристик векторного електроенцефалографічного сигналу з метою селекції інформативних ознак в векторному ЕЕГ-сигналі

для конкретних операторів, що з однієї сторони буде впливати на підвищення точності функціонування нейроінтерфейсних систем, а з іншої, за рахунок відкидання не інформативних характеристик, знижуватиме рівень обчислювальної складності алгоритмів функціонування таких систем.

Вперше нами розроблено математичну модель векторної ЕЕГ у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів. Вектор $\Theta_N(\omega, t)$ випадкових процесів $\{\xi_i(\omega, t), i = \overline{1, N}, \omega \in \Omega, t \in R\}$ називається вектором циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів (а самі процеси називаються циклічними ритмічно пов'язаними випадковими процесами), якщо існує така функція $T(t, n), t \in R, n \in Z$, яка задовольняє умови (1) - (3) функції ритму і для будь-якого t_1, \dots, t_k з множини роздільності вектора $\Theta_N(\omega, t)$ k -вимірних випадкових векторів $\{\xi_{i_1}(\omega, t_1), \xi_{i_2}(\omega, t_2), \dots, \xi_{i_k}(\omega, t_k)\}$ та $\{\xi_{i_1}(\omega, t_1 + T(t_1, n)), \xi_{i_2}(\omega, t_2 + T(t_2, n)), \dots, \xi_{i_k}(\omega, t_k + T(t_k, n))\}, i_1, \dots, i_k = \overline{1, N} \in$ стохастично еквівалентними в широкому розумінні для всіх $n \in Z$ і для всіх $k \in N$.

Функція $T(t, n), t \in R, n \in Z$ називається функцією ритму, якщо вона має такі властивості:

$$1. \quad \begin{cases} T(t, n) > 0 (T(t, 1) < \infty), t \in R, \text{ if } n > 0, \\ T(t, n) = 0, t \in R, \text{ if } n = 0, \\ T(t, n) < 0, t \in R, \text{ if } n < 0; \end{cases} \quad (1)$$

2. для будь-яких $t_1 \in R$ і $t_2 \in R$, для яких $t_1 < t_2$, і для функції $T(t, n)$ виконується строга нерівність:

$$T(t_1, n) + t_1 < T(t_2, n) + t_2, \forall n \in Z \quad (2)$$

3. функція $T(t, n)$ є найменшою за модулем ($|T(t, n)| \leq |T_\gamma(t, n)|$) серед усіх таких функцій $\{T_\gamma(t, n), \gamma \in N\}$, які задовольняють (1) і (2), а саме:

$$|T(t, n)| = \min_{\gamma \in N} |T_\gamma(t, n)|, \gamma \in N, t \in R, n \in Z. \quad (3)$$

Сумісна k -вимірна функція розподілу $F_{k_{\xi_1, \dots, \xi_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k)$ має рівність:

$$F_{k_{\xi_1, \dots, \xi_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1, \dots, t_k) = F_{k_{\xi_1, \dots, \xi_k}}(x_1, \dots, x_k; t_1 + T(t_1, n), \dots, t_k + T(t_k, n)), \quad (4)$$

$$i_1, \dots, i_k = \overline{1, N}, t_1, \dots, t_k \in W, n \in Z, k \in N.$$

Також враховуючи, що кожен цикл векторної ЕЕГ може бути розбитий на зону активності (коли оператор здійснює ментальну керуючу дію) та пасивності (коли ментальна керуюча дія оператора є відсутньою), то математична модель є уточнена та подана у вигляді такої структури:

$$\xi_i(\omega, t) = \sum_{m \in Z} \sum_{k=1}^2 \tilde{\xi}_{i,m,k}(\omega, t) = \sum_{m \in Z} (\tilde{\xi}_{i,m,1}(\omega, t) + \tilde{\xi}_{i,m,2}(\omega, t)), \quad (5)$$

$$\omega \in \Omega, t \in R, i = \overline{1, N}$$

Для зони пасивності:

$$\tilde{\xi}_{i,m,1}(\omega, t) = \xi_i(\omega, t) \cdot I_{W_{m,1}}(t), \omega \in \Omega, t \in R, i = \overline{1, N}, m \in Z. \quad (6)$$

Для зони активності:

$$\tilde{\xi}_{i,m,2}(\omega, t) = \xi_i(\omega, t) \cdot I_{W_{m,2}}(t), \omega \in \Omega, t \in R, i = \overline{1, N}, m \in Z, k = \overline{1, 2}. \quad (7)$$

З метою підвищення ефективності функціонування неінвазивних нейроінтерфейсів запропоновано нову математичну модель векторної ЕЕГ у вигляді вектора циклічних ритмічно пов'язаних випадкових процесів, яка має ефективні статистичні засоби дослідження широкого класу характеристик векторної ЕЕГ, з метою виявлення найбільш чутливих до ментальних впливів конкретного оператора ВСІ [4]. Зважаючи на те, що ця математична модель цілісно описує не лише сигнал із однієї локальної ділянки поверхні голови людини, а синхронно зареєстровану їх сукупність, враховуючи їх спільну ритмічну структуру, то на базі цієї моделі є змога проводити сумісний статистичний аналіз сигналів, що уможливорює врахування, інтеграцію даних, які отримані від різних ділянок поверхні голови оператора ВСІ.

Список використаних джерел

1. Open Source Brain-Computer Interfaces [Електронний ресурс] – Режим доступу до ресурсу: <https://openbci.com/>.

2. Butsiy R. Comparative analysis of neurointerface technologies for the problem of their reasonable choice in human-machine information systems / Roman Butsiy, Serhii Lupenko // Scientific Journal of TNTU. — Tern. : TNTU, 2020. — Том 4. — № 100. — С. 135–148.

doi: https://doi.org/10.33108/visnyk_tntu2020.04.135

3. R. Butsiy, S. Lupenko and A. Zozulya “Comprehensive justification for the choice of software development tools and hardware components of a multi-channel neurointerface systems,” 2021 IEEE 16th International Conference on Computer Sciences and Information Technologies (CSIT), Том 1, 2021.

doi: <https://doi.org/10.1109/CSIT52700.2021.9648788>

4. Butsiy, R., Lupenko, S. Comparison of Modern Methods of Classification of EEG Patterns for Neurointerface Systems. In: Yang, XS., Sherratt, S., Dey, N., Joshi, A. (eds) Proceedings of Seventh International Congress on Information and Communication Technology. Lecture Notes in Networks and Systems, 2022. — Том 465. — Springer, Singapore

doi: https://doi.org/10.1007/978-981-19-2397-5_32