

АВТОМАТИЗАЦІЯ ТА УПРАВЛІННЯ МЕХАНІКО-ТЕХНОЛОГІЧНИМИ СИСТЕМАМИ ТА КОМПЛЕКСАМИ

УДК 519.7:616.8

*О. К. БІЛОШИЦЬКА, Т. А. КЛИМЕНКО***ДОСЛІДЖЕННЯ ПОКАЗНИКІВ ЕПІЛЕПТИЧНИХ ЕЕГ-СИГНАЛІВ ЗА ДОПОМОГОЮ МЕТОДІВ НЕЛІНІЙНОЇ ДИНАМІКИ**

Горизонт прогнозування поведінки нелінійних динамічних систем досить незначний. Доведено, що епілептичні напади характеризуються збільшенням хаотичної складової, отже завчасне виявлення тенденцій до такого збільшення дозволяє прогнозувати розвиток патологій та погіршення стану людини. В даній роботі розглядаються методи нелінійної динаміки, які дозволяють точно охарактеризувати періоди діяльності мозку при епілепсії. Для аналізу ЕЕГ-сигналів використовувалися показник Херста та фрактальна розмірність. Результати отриманих досліджень можуть бути використані в подальшому для побудови моделі прогнозування нападів епілепсії за допомогою ЕЕГ.

Ключові слова: нелінійна динаміка, ЕЕГ, R/S-аналіз, показник Херста, фрактальна розмірність.

Горизонт прогнозирования поведения нелинейных динамических систем достаточно незначительный. Доказано, что эпилептические приступы характеризуются увеличением хаотичной составляющей, следовательно, своевременное выявление тенденций к такому увеличению позволяет прогнозировать развитие патологии и ухудшение состояния человека. В данной работе рассматриваются методы нелинейной динамики, которые позволяют точно охарактеризовать периоды деятельности мозга при эпилепсии. Для анализа ЭЭГ-сигналов использовались показатель Херста и фрактальная размерность. Результаты полученных исследований могут быть использованы в дальнейшем для построения модели прогнозирования приступов эпилепсии с помощью ЭЭГ.

Ключевые слова: нелинейная динамика, ЭЭГ, R/S анализ, показатель Херста, фрактальная размерность.

Biological systems are complicated structures and reveal the specific features that refer to the chaotic behavior. Being the quantity reflection of brain activity, EEG contains components that refer to neither periodic signal nor to the artifacts. The evidence of such chaotic features significantly increase during the epileptic seizures that are not predictable and rather dangerous for patients. The horizon of prognosis for nonlinear dynamical systems is limited and this fact evokes the need for complicated approach for solving the task of timely detection of pathological activity in brain. In our work we used two methods of nonlinear dynamic: Hurst exponent and fractal analysis in order to define whether they can be used to distinguish stages of epileptical activity. Hurst exponent estimates the tendency of further behavior and fractal dimension reflects the system complexity. Both this parameters highly correlate with the chaotic behavior. The results demonstrate significant difference for periods of EEG with epilepsy and this parameters can be used for further enhancement of EEG analysis.

Keywords: nonlinear dynamics, EEG, RS analysis, Hurst exponent, fractal dimension.

Вступ. Складність, а також різноманіття форм і проявів епілепсії викликає великий науковий інтерес і необхідність в комплексному підході до її дослідження. Одним із важливих етапів цього дослідження є виділення паттернів різних періодів перебігу хвороби. Для їх якісного вивчення та порівняння необхідно з високою точністю виділяти ці періоди. Виявлення епілептичної активності в сигналах ЕЕГ шляхом візуального сканування записів є виснажливим і трудомістким процесом. Крім того, для цього завдання необхідно залучати кваліфікованого фахівця. Комп'ютерний метод детекції різних періодів епілептичної активності в сигналах ЕЕГ поліпшував би діагностику епілепсії і дозволив би швидко отримувати правильно відсортовані дані для подальших досліджень.

Аналіз літературних даних та постановка проблеми. ЕЕГ є одним з найбільш інформативних показників локальних і загальних фізіологічних та патологічних змін функціонального стану мозку людини, наприклад, таких як епілепсія [1]. Епілепсія – розлад центральної нервової системи, що характеризується періодичним і раптовим збільшенням електричної активності кори головного мозку [2]. Сигнали ЕЕГ, записані безпосередньо перед і під час приступу, містять паттерни, які відрізняються від ділянок ЕЕГ здорової людини.

Періоди між приступами характеризуються випадковими перехідними хвилями (ізолювані гострі

піки, круті хвилі, комплекси пік-хвиля). Динаміка періоду, що передує нападу, досить складна. Кількість задіяних нейронів у цей час варіюється від десятків до тисяч [3]. Навіть для одного і того ж пацієнта тривалість переходу від спокою до нападу і області кори мозку, що при цьому задіяні, не є постійними. Період нападу являє собою тривалі ділянки поліморфних форм різної амплітуди і частоти, комплексів піків і гострих хвиль, ритмічної гіперсинхронності або електроенцефальної неактивності, які спостерігаються протягом часу, що перевищує середню тривалість цих аномалій в період між нападами [2].

Амплітуда піків не завжди однозначно визначає епілептичний напад. Тим не менш, ці піки не важко відрізнити від артефактів: вони мають помітну загострену форму та ритмічний характер [4]. Слід також зазначити, що у більшості випадків патологічні паттерни ЕЕГ не замінюють в повному обсязі нормальну активність: вони з'являються тільки періодично, в деяких областях голови, або проявляються на загальному фоні [2].

Завдання, пов'язані з автоматичним аналізом ЕЕГ епілептиків, можна розділити на три основні групи: визначення нападу, прогноз нападу і визначення місця локалізації нападу. Для всіх цих завдань базовим є вибір параметрів, що відображають відмінності в системі.

© О. К. Білошицька, Т. А. Клименко. 2017

Ціль та задачі дослідження. Теорія нелінійної динаміки ґрунтується на концепції хаосу і широко використовується в багатьох сферах, включаючи медицину і біологію. Традиційні методи аналізу сигналів, наприклад, оцінка спектру, припускають що сигнали стаціонарні, але на практиці це не так, оскільки такі основні параметри як амплітуда і частота сигналу є змінними характеристиками [4]. Нестационарні явища представлені в ЕЕГ зазвичай у вигляді перехідних процесів, таких як різкі хвилі, піки або піко-хвильові періоди, які особливо характерні для епілепсії [2].

Таким чином, в структурі ЕЕГ крім регулярних складових у вигляді відомих ритмів, можна виявити хаотичну складову, яка не є шумом, а відображає нелінійну динаміку функціонального стану мозкових структур, тобто детермінований хаос [5].

Виділення параметрів, які тим чи іншим чином характеризують певний період ЕЕГ – процес, що формує базу для будь-якої подальшої комп'ютерної обробки сигналу. Доведено, що сигнали електричної активності мозку, окрім періодичних складових, можуть описуватися й параметрами детермінованого хаосу. Епілептичні напади характеризуються ще більшою вираженістю таких процесів. Епілепсія – не єдина патологія, що проявляється збільшенням амплітуди піків та їх загостренням на ЕЕГ, інколи напади можуть бути непомітними і не мати фізичних рухових проявів чи не супроводжуватися різким порушенням нормального сигналу. Таким чином, відстежувати лінійні параметри системи не є досить надійним у випадку класифікації таких сигналів. Досвід зарубіжних вчених продемонстрував, що модель, побудована на параметрах нелінійної динаміки, показує точність класифікації близько 95 % [6].

Детермінований хаос відіграє важливу роль як ефективний інструмент для характеристики сигналів. Хоч і сигнали ЕЕГ вважаються хаотичними, існують закономірності, які самі по собі не стосуються змінних параметрів і можуть бути використані в їх характеристиці [4, 7]. Ряд нелінійних параметрів сьогодні широко використовується для аналізу і опису ЕЕГ-сигналу: максимальний показник Ляпунова, кореляційна розмірність, фрактальна розмірність, показник Херста, ентропія, кількісний аналіз повторень [8].

Матеріали та методи дослідження патологічних сигналів ЕЕГ. Показник Херста використовується для оцінки наявності або відсутності довгострокової залежності і її ступеня в часовому ряді [9]. Він містить мінімум припущень про досліджувану систему і дозволяє ввести класифікацію часових рядів в залежності від власного значення [10, 11].

Значення показника Херста знаходиться в межах від 0 до 1. При значеннях від 0,5 до 1 часовий ряд демонструє трендостійку поведінку, тобто, якщо ряд зростає або убуває, то з ймовірністю тим більшою, чим показник H , він буде зберігати цю тенденцію деякий час у майбутньому. Показник $H=0,5$ вказує на незалежність значень ряду. Діапазон від 0 до 0,5 відповідає антиперсистентним рядам: якщо система демонструє зростання в попередній період, то з

ймовірністю тим більшою, чим менше показник H , в наступному періоді відбудеться спад.

Проведені дослідження [12] продемонстрували зміну показника Херста при різних сигналах ЕЕГ. Показник Херста показує, що нормальна мозкова діяльність людини не корелює в природі, тоді як епілептичні сигнали характеризуються антикореляцією.

Фрактальна розмірність – це потужний інструмент для виявлення перехідних процесів. Він може бути використаний для вимірювання просторової складності біологічних сигналів. Проаналізувавши розмірності ЕЕГ, дослідники прийшли до висновку, що епілептичні напади є станом із зниженою розмірністю в порівнянні з нормальним станом хворих на епілепсію [3].

Вхідна база складається з даних про 22 пацієнтів, яким у ході діагностичного дослідження був встановлений діагноз за міжнародним класифікатором хвороб (МКХ-10) G40 Епілепсія: 14 дітей (до 18 років) та 8 дорослих. База містить наступні дані:

- вік пацієнта
- дата запису ЕЕГ
- діагноз, встановлений лікарем
- дані про сигнали з 16 відведень.

Дані про сигнали з відведень структуровані наступним чином: для кожного пацієнта наявні відокремлені стадії, що характеризують функціональний стан кори головного мозку [13]:

- норма (міжепілептичні періоди, в яких відсутні прояви патологічної активності);
- перед нападом (період, що характеризується появою помітних відхилень від нормального стану);
- напад (наявні характерні прояви патологічної активності мозку);
- після нападу (загасання патологічної активності).

Сигнали дискретизовані з частотою 200 Гц, значення представлені у мкВ.

Результати дослідження динамічних особливостей нормальних та патологічних станів на ЕЕГ. Алгоритм обчислення показника Херста складається головним чином з визначення співвідношення R/S , де R – розмах значень, S – стандартне відхилення значень, параметри розраховуються для різних поділів сигналу.

Даний алгоритм був реалізований за допомогою мови програмування Python з використанням наступних бібліотек: math, NumPy, Pandas, SciPy.

Отримані усереднені значення показника Херста не співпадають з теоретичними відомостями. Причиною такому може бути те, що напади епілепсії, як і більшість патологій головного мозку, локалізовані в певній зоні кори півкуль і таким чином вони не рівномірно проявляються у всіх відведеннях. Усереднюючи показники по відведенням, ми отримуємо середні значення, що в цілому відображають стан системи (показник Херста майже у всіх випадках знаходиться в інтервалі від 0.35 до 0.5), проте не дають відомостей про різницю між періодами. З урахуванням цього подальші порівняння ми проводили окремо для кожного сигналу, не усереднюючи значення по відведенням (рис. 1).

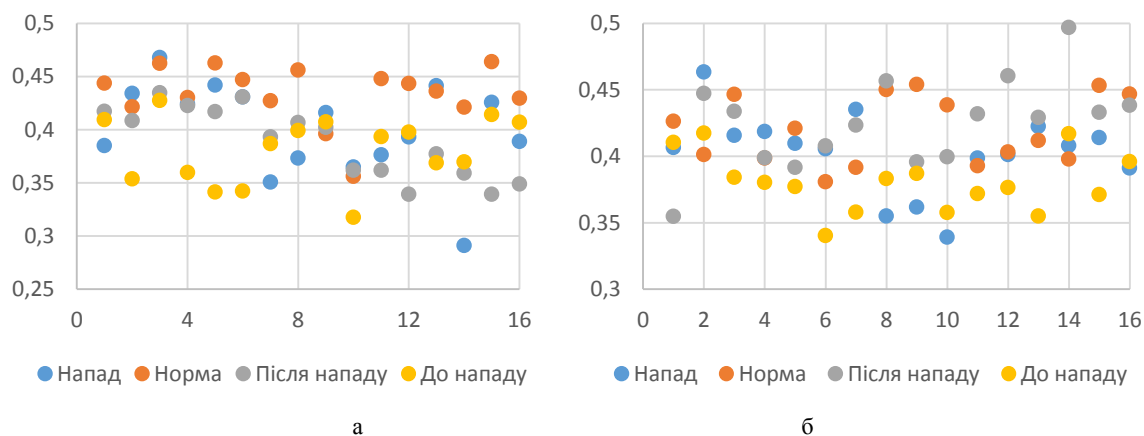


Рис. 1 – Залежність значення показника Херста від відведення по різних періодам: а – дитина, б – дорослий

На графіках можемо бачити, що найнижчі значення показника Херста, як правило, відповідають періодам нападу та перед нападом. Значення норми та після нападу є більшими.

Для розрахунку фрактальної розмірності використовуємо метод Box Counting. Визначаємо довжину сторони площі, в межах якої знаходиться аттрактор $L = x_{max} - x_{min}$, де x_{max} та x_{min} – відповідно максимальне та мінімальне значення сигналу.

Квадрат зі стороною L , який займає аттрактор системи, починаємо ділити, зменшуючи кожен сторо-

ну відповідно у 2, 4, 8, 16 та 32 рази. Зменшуючи сторону квадрату r , та відповідно збільшуючи кількість квадратів, що тепер покриває площу з аттрактором ми для кожного значення довжини сторони квадрату рахуємо кількість непустих квадратів. Будуємо логарифмічну залежність $\ln(N_i)$ від $\ln(1/r_i)$, де r_i – розмір сторони квадрата, N_i – кількість непустих квадратів при такій довжині

За допомогою написаного алгоритму на мові Python була оброблена база даних ЕЕГ і отримано відповідні результати (рис. 2).

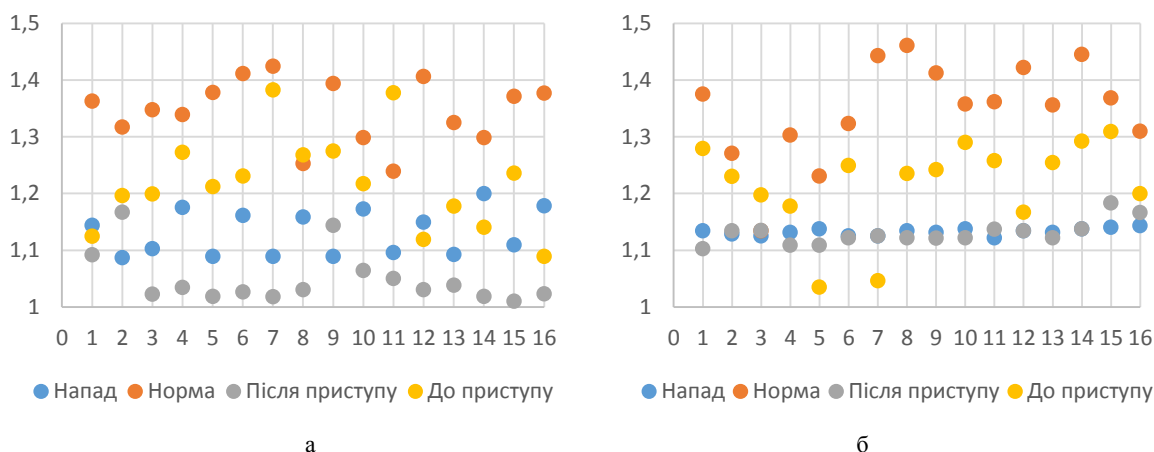


Рис. 2 – Залежність значення фрактальної розмірності від відведення по різних періодам: а – дитина, б – дорослий

На графіках можемо бачити, що періоду норми відповідають найбільші значення фрактальної розмірності, значення для нападу знаходяться значно нижче. Значення до нападу помітно коливаються на обох графіках, досягаючи майже однакового із нормою рівня у випадку для дитини.

Обговорення результатів дослідження нелінійних показників функціонування нейронної мережі головного мозку. Алгоритми розрахунку параметрів були запрограмовані із використанням мови та бібліотек Python 2.7. Отримані в ході обробки данні зберігаються у новій базі та можуть бути використані для подальших досліджень. Аналізуючи отриманні результати, бачимо, що вони відповідають теоретичним відомостям та відображають особливості функціонування системи головного мозку при такій патології як епілепсія. Також можна стверджувати,

що при аналізі певних параметрів слід уникати усереднень значень по відведенням через нерівномірність проявів патологічної активності в усіх відділах головного мозку.

Обчислені значення фрактальної розмірності різняться для кожного періоду, що підтверджується однією з теорій синергетики – чим простіший сигнал, тим більші значення фрактальної розмірності.

Висновки. В результаті дослідження було обрано параметри нелінійної динаміки, які дозволяють точно охарактеризувати періоди діяльності мозку при епілепсії. За допомогою запрограмованих алгоритмів обчислення отримано базу з даними про нелінійні параметри ЕЕГ та в ході аналізу результатів виявлено деякі закономірності для подальшого використання цієї інформації для побудови моделі класифікації

періодів сигналу ЕЕГ. Отриману базу можна доповнювати результатами підрахунку ще деякими параметрами нелінійної динаміки.

Таким чином, аналізуючи електроенцефалограму методами нелінійної динаміки, ми можемо говорити про системні процеси, які відбуваються в головному мозку, та прогнозувати своєчасне виявлення епілептичних нападів.

Список літератури:

1. Душенин, Д. Ю. Численное моделирование нелинейной динамики ЭЭГ на основе мезоскопической модели мозговых нейронов [Электронный ресурс] / Д. Ю. Душенин // Технологический институт Южного федерального университета в г. Таганроге. – 2013. – 11 с. – Режим доступа: <http://docplayer.ru/38680213-Chislennoe-modelirovanie-nelineynoy-dinamiki-eeeg-na-osnove-mezoskopicheskoy-modeli-mozgovykh-neuronov-d-yu-dushenin.html>
2. Epilepsy – Histological, Electroencephalographic and Psychological Aspects [Text] / Ed: D. Stevanovic. – 2012. – doi: [10.5772/1194](https://doi.org/10.5772/1194)
3. Acharya, U. R., Vinitha Sree, S., Swapna, G., Martis, R. J., Suri, J. S. (2013). Automated EEG analysis of epilepsy: A review [Text] / U. R. Acharya, S. Vinitha Sree, G. Swapna, R. J. Martis, J. S. Suri // Knowledge-Based Systems. – 2013. – № 45. – P. 147–165. doi: [10.1016/j.knsys.2013.02.014](https://doi.org/10.1016/j.knsys.2013.02.014)
4. Sanei, S. EEG Signal Processing [Text] / S. Sanei, J. A. Chambers. – John Wiley & Sons Ltd, 2007. – 313 p. doi: [10.1002/9780470511923](https://doi.org/10.1002/9780470511923)
5. Койчубеков, Б. К. Особенности нелинейной динамики ээг в различных возрастных группах [Текст] / Б. К. Койчубеков, М. А. Сорокина, В. И. Паушев // Международный журнал экспериментального образования. – 2013. – № 4-2. – С. 68–72.
6. Keller, K. Ordinal Patterns, Entropy, and EEG [Text] / K. Keller, A. Unakafov, V. Unakafova // Entropy. – 2014. – № 16 (12). – P. 6212–6239. doi: [10.3390/e16126212](https://doi.org/10.3390/e16126212)
7. Patil, M. Analysis of EEG signal for detection of Epilepsy Seizure [Text] / M. Patil, B. Khadse // IJETSAS. – 2014. – № 14-219. – P. 416–420.
8. Білошицька, О. К. Нелінійна динаміка як інструмент прогнозування патологічних змін на електроенцефалограмі [Текст] / О. К. Білошицька // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Механіко-технологічні системи та комплекси. – 2016. – № 50 (1222). – С. 79–83. – Режим доступу: <http://mtsc.khpi.edu.ua/article/view/99891/95089>
9. Natarajan, K. Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states [Text] / K. Natarajan, U. R. Acharya, F. Alias, T. Tiboleng, S. K. Puthusserypady // BioMedical Engineering OnLine. – 2004. – № 3 (1). – P. 7. doi: [10.1186/1475-925x-3-7](https://doi.org/10.1186/1475-925x-3-7)
10. Гаязова, Н. Т. Стохастическая оценка скорости патологического тремора человека с помощью показателя Херста [Текст] / Н. Т. Гаязова, Р. Р. Зарипов // Вестник ТГПУ. – 2008. – № 4 (15). Режим доступа: <https://cyberleninka.ru/article/v/stokhasticheskaya-otsenka-skorosti-patologicheskogo-tremora-cheloveka-s-pomoschyu-pokazatelya-hersta>
11. Калущ, Ю. Показатель Херста и его скрытые свойства [Текст] / Ю. А. Калущ, В. М. Логинов // Сибирский журнал промышленной математики. – 2002. – № 4. – С. 29–37.
12. Nurujjaman, M. Comparative study of nonlinear properties of EEG signals of normal persons and epileptic patients [Text] / M.

Nurujjaman, R. Narayanan, A. S. Iyengar // Nonlinear Biomedical Physics. – 2009. – № 3 (1). – P. 6. doi: [10.1186/1753-4631-3-6](https://doi.org/10.1186/1753-4631-3-6)

13. Доля, В. К. Вплив інформаційного навантаження на параметри основної діяльності водіїв (збуджувальні процеси) [Текст] / В. К. Доля, І. П. Енглезі, І. А. Афанасьєва // Східно-Європейський журнал передових технологій. – 2011. – № 1/2 (49) – С. 65–68. – Режим доступу: <http://journals.urau.ua/eejet/article/view/1887/1782>

Bibliography (transliterated):

1. Dushenin, D. Ju. (2013). Chislennoe modelirovanie nelinejnoj dinamiki jejeg na osnove mezoskopicheskoy modeli mozgovykh neuronov. Tehnologicheskij institut Juzhnogo federal'nogo universitet a v g. Taganroge, 11. Available at: <http://docplayer.ru/38680213-Chislennoe-modelirovanie-nelineynoy-dinamiki-eeeg-na-osnove-mezoskopicheskoy-modeli-mozgovykh-neuronov-d-yu-dushenin.html>
2. Stevanovic, D. (Ed.). (2012). Epilepsy - Histological, Electroencephalographic and Psychological Aspects. doi: [10.5772/1194](https://doi.org/10.5772/1194)
3. Acharya, U. R., Vinitha Sree, S., Swapna, G., Martis, R. J., Suri, J. S. (2013). Automated EEG analysis of epilepsy: A review. Knowledge-Based Systems, 45, 147–165. doi: [10.1016/j.knsys.2013.02.014](https://doi.org/10.1016/j.knsys.2013.02.014)
4. Sanei, S., Chambers, J. A. (2007). EEG Signal Processing. John Wiley & Sons Ltd, 313. doi: [10.1002/9780470511923](https://doi.org/10.1002/9780470511923)
5. Koichubekov B. K. Sorokyna, M. A. Pashev V. Y. (2013). Osobennosti nelyneinoi dynamiky eeg v razlychnykh vozrastnykh hruppakh. International Journal of Experimental Education, 4-2, 68–72.
6. Keller, K., Unakafov, A., Unakafova, V. (2014). Ordinal Patterns, Entropy, and EEG. Entropy, 16 (12), 6212–6239. doi: [10.3390/e16126212](https://doi.org/10.3390/e16126212)
7. Patil, M., Khadse, B. (2014). Analysis of EEG signal for detection of Epilepsy Seizure. IJETSAS, 14-219, 416–420.
8. Biloshytska, O. K. (2016). Nonlinear Dynamics as Instruments for Prediction of Pathological Changes in the Electroencephalogram. Bulletin of NTU “KhPI”. Series: Mechanical-technological systems and complexes, 50 (1222), 79–83. Available at: <http://mtsc.khpi.edu.ua/article/view/99891/95089>
9. Natarajan, K., Acharya U, R., Alias, F., Tiboleng, T., Puthusserypady, S. K. (2004). Nonlinear analysis of EEG signals at different mental states. BioMedical Engineering OnLine, 3 (1), 7. doi: [10.1186/1475-925x-3-7](https://doi.org/10.1186/1475-925x-3-7)
10. Haiazova N. T. Stokhasticheskaia otsenka skorosty patolohycheskoho tremora cheloveka s pomoshchiu pokazatelya Khersta / N. T. Haiazova, R. R. Zarypov. // Vestnyk THHPU. – 2012. – #4.
11. Kalush Yu. Pokazatel Khersta y eho skrytye svoystva / Yu. Kalush, V. Lohynov. // Sybyrskiy zhurnal yndustrialnoi matematyky. – 2002. – #4. – S. 29–37.
12. Nurujjaman, M., Narayanan, R., Iyengar, A. S. (2009). Comparative study of nonlinear properties of EEG signals of normal persons and epileptic patients. Nonlinear Biomedical Physics, 3 (1), 6. doi: [10.1186/1753-4631-3-6](https://doi.org/10.1186/1753-4631-3-6)
13. Dolia, V. K., Enhlezi, I. P., Afanasieva, I. A. (2011). Vplyv informatsii noho navantazhennia na parametry osnovnoi diialnosti vodiiv (zbudzhualni protsesy). Eastern-European Journal of Enterprise Technologies, 1 (2 (49)), 65–68. Available at: <http://journals.urau.ua/eejet/article/view/1887/1782>

Надійшла (received) 12.05.2017

Бібліографічні описи / Библиографические описания / Bibliographic descriptions

Дослідження показників епілептичних ЕЕГ-сигналів за допомогою методів нелінійної динаміки/ О. К. Білошицька, Т. А. Клименко // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків : НТУ «ХПІ», 2017. – No 19(1241). – С.30–34. – Бібліогр.: 13 назв. – ISSN 2079-5459.

Исследование показателей эпилептических ЭЭГ-сигналов с помощью методов нелинейной динамики/ О. К. Белошицкая, Т. А. Клименко // Вісник НТУ «ХПІ». Серія: Механіко-технологічні системи та комплекси. – Харків : НТУ «ХПІ», 2017. – No 19(1241). – С.30–34. – Бібліогр.: 13 назв. – ISSN 2079-5459.

Analysis of the parameters of EEG signals with epileptic activity using nonlinear methods/ O. Biloshytska,

T. Klymenko//Bulletin of NTU “KhPI”. Series: Mechanical-technological systems and complexes. – Kharkov: NTU “KhPI”, 2017. – № 19 (1241).– P. 30–34. – Bibliogr.: 13. – ISSN 2079-5459

Відомості про авторів / Сведения об авторах / About the Authors

Білошицька Оксана Костянтинівна – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Факультет біомедичної інженерії, асистент кафедри біомедичної інженерії; м. Київ, проспект Перемоги, 37, e-mail: o.biloshytska@kpi.ua.

Клименко Тетяна Андріївна – Національний технічний університет України «Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського», Факультет біомедичної інженерії, студентка кафедри біомедичної інженерії; м. Київ, проспект Перемоги, 37, e-mail: tatyana.klimenko.95@gmail.com

Белошицкая Оксана Константиновна – Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Факультет биомедицинской инженерии, ассистент кафедры биомедицинской инженерии; г. Киев, проспект Победы, 37; e-mail: o.biloshytska@kpi.ua.

Клименко Татьяна Андреевна – Национальный технический университет Украины «Киевский политехнический институт имени Игоря Сикорского», Факультет биомедицинской инженерии, студентка кафедры биомедицинской инженерии; г. Киев, проспект Победы, 37; e-mail: tatyana.klimenko.95@gmail.com

Biloshytska Oksana – National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Faculty of Biomedical Engineering, assistant of department of Biomedical Engineering; Peremogy ave., 37, Kyiv;

Klymenko Tetiana – National Technical University of Ukraine «Igor Sikorsky Kyiv Polytechnic Institute», Faculty of Biomedical Engineering, student of department of Biomedical Engineering; Peremogy ave., 37, Kyiv;

УДК 629.7.615.3

Н. С. АЩЕПКОВА

МОДЕЛЮВАННЯ ТА АНАЛІЗ ТОЧНОСТІ ПОЗИЦІЮВАННЯ МАНІПУЛЯТОРА

Пакет прикладних програм *Mathcad* являється потужною середовищем для рішення наукоємких дослідницьких та інженерних задач. К достоїнствам програмного забезпечення слід віднести широкий вибір вбудованих функцій, інструментів, програмних засобів та зрозумілий наочний інтерфейс.

При проектуванні маніпуляторів необхідно проводити математичне моделювання для уточнення та оптимізації конструкційних та динамічних параметрів. Для розробки і налагодження програми на машинно-орієнтованому мовою потрібна спеціальна підготовка користувача і додаткові витрати часу. Чисельне моделювання з використанням *Mathcad* дозволяє знизити трудомісткість інженерної роботи.

Ключевые слова: точність позиціонування, кінематична схема, полюс схвату, перетворення координат, траєкторія руху.

Пакет прикладних програм *Mathcad* є потужною середовищем для вирішення наукоємних дослідницьких та інженерних задач. До переваг програмного забезпечення слід віднести широкий вибір вбудованих функцій, інструментів, програмних засобів і зрозумілий наочний інтерфейс.

При проектуванні маніпуляторів необхідно проводити математичне моделювання для уточнення і оптимізації конструкційних і динамічних параметрів. Для розробки і налагодження програми на машинно-орієнтованому мовою потрібна спеціальна підготовка користувача і додаткові витрати часу. Чисельне моделювання з використанням *Mathcad* дозволяє знизити трудомісткість інженерної роботи.

Ключові слова: точність позиціонування, кінематична схема, полюс схвату, перетворення координат, траєкторія руху.

The *Mathcad* software package is a powerful environment for solving science-intensive research and engineering tasks. The advantages of software include a wide range of built-in functions, tools, software tools and an intuitive visual interface.

While designing manipulators, it is necessary to perform mathematical modeling to refine and optimize the design and dynamic parameters. To develop and debug a program in a machine-oriented language, special user training and additional time is required. Numerical modeling with the use of *Mathcad* allows to reduce labor intensity of engineering work. In work methods of problems solution of the kinematic analysis of manipulators are considered and the algorithm of the analysis of accuracy of the manipulator by results of mathematical modeling is presented.

The article defines the features of calculating the accuracy of the manipulator positioning when using the *Mathcad* software package. An example of a solution to the problem of analyzing the accuracy of positioning for a six-link manipulator operating in a spherical coordinate system is considered. For this example, the kinematic diagram of the manipulator is presented, the matrices of the coordinate transformation are composed, the coordinates of the grip pole in the reference frame connected with the base are determined, the error of the positioning of the gripper is calculated.

Keywords: accuracy of positioning, kinematic circuit, pole схвату, transformation of coordinates, trajectory of movement.

Вступ. При розв’язанні завдань кінематичного аналізу роботів за допомогою ЕОМ потрібні програми чисельного рішення трансцендентних та диференціальних рівнянь, коефіцієнти яких є функціями часу. Виникає потреба створити методику математичного моделювання та аналізу точності позиціонування схвату маніпулятора у досить поширеному програмному середовищі *Mathcad* [5, 6].

Аналіз літературних даних та постановка проблеми. Маніпулятор виробничого робота можна уявити як відкритий кінематичний ланцюг, тверді ланки якого з’єднані кінематичними парами п’ятого класу [2, 3, 7]. Якщо кінематичний ланцюг не містить внутрішніх замкнутих контурів, то число кінематичних пар n визначає число ступенів рухливості маніпу

© Н. С. Ащепкова. 2017