

**Білошицька О.К.**

Національний технічний університет України  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»

## АНАЛІЗ ТА ОЦІНЮВАННЯ НЕЛІНІЙНИХ ХАРАКТЕРИСТИК ЕПІЛЕПТИЧНИХ ЕЕГ-СИГНАЛІВ

*У статті досліджується застосування показника Херста й показників складності під час дослідження нормальної постійної динаміки головного мозку та гіперсинхронності. Показано, що стан спокою характеризується високою розмірною складністю й відносно низьким і нестійким рівнем синхронізації нейронних мереж, а епілептичні напади – сильною нелінійною динамікою. Також отримані значення показника Херста й показників складності відрізняються при нормальному та патологічному станах, що може допомогти дослідникам у розробленні ефективних методів прогнозування епілептичних нападів і запобігання їм.*

**Ключові слова:** нелінійна динаміка, ЕЕГ, епілепсія, показник Херста, складність, метод архівації.

**Постановка проблеми.** Епілепсія являє собою групу розладів, які характеризуються рецидивуючими пароксизмальними електричними розрядами кори головного мозку, що призводять до переривчатих порушень функції мозку. Для більшості пацієнтів напади починаються випадково, раптово й неочікувано без яких-небудь попередніх зовнішніх ознак. Такий непередбачуваний характер нападів може призвести до раптових і неочікуваних травм або навіть і смерті.

Точні механізми, які лежать в основі епілепсії, залишаються недостатньо зрозумілими, хоча в сучасній патофізіологічній теорії припускають, що основною причиною є ненормальна діяльність нейронної системи. Під час візуального аналізу ЕЕГ можна спостерігати неспецифічну графіку, але це може зробити лише досвідчений спеціаліст у цій галузі. Проте нещодавні застосування нелінійної динаміки під час дослідження ЕЕГ показали досить цікаві результати при різних станах людини – під час сну, під час патологічних станів, зокрема під час оперативного втручання та при хворобі Альцгеймера. Припущено, що дослідження нелінійності в галузі епілептології може бути обґрунтовано на трьох основних рівнях: нейрофізіологічному (нелінійні динамічні властивості нейронних систем), клінічному (динамічна природа і флуктуація симптомів) і концептуальному (психотичні симптоми як провал стійкості нелінійних мозкових систем). Один із підходів до застосування нелінійних методів до аналізу ЕЕГ

полягає в оцінюванні показника Херста й визначенні складності ЕЕГ-сигналу [1].

**Аналіз останніх досліджень і публікацій.** Нелінійний аналіз ЕЕГ виявився доволі корисним під час порівняння різних фізіологічних станів. Дуже часто зустрічаються дослідження діяльності головного мозку за допомогою кореляційної розмірності. Підтверджено, що значення кореляційної розмірності вище під час вирішення творчих завдань, ніж під час психічного розслаблення. Низькі значення кореляційної розмірності виявлені в здорових чоловіків у стані неспання, а ще нижчі значення продемонстровані в пацієнтів із хворобою Альцгеймера. Також у клінічних умовах застосування кореляційної розмірності корисне в пацієнтів із хворобою Паркінсона та хворих на шизофренію [2].

Незважаючи на широке застосування кореляційної розмірності, виявлено обмеження нелінійних підходів до аналізу часових рядів. Зокрема, виникає запитання: чи містять часові ряди ЕЕГ нелінійні властивості? Щоб перевірити це, розроблено методи контролю для перевірки нелінійності. За допомогою методу сурогатного тестування даних виявлені ознаки нелінійної динаміки в здорових пацієнтів, у пацієнтів із хворобою Паркінсона та в пацієнтів, які не сплять. Для пацієнтів із шизофренією результати в галузі нелінійності ЕЕГ до цього часу непереконаливі [2].

Під час дослідження пацієнтів із шизофренією використовувалися два підходи: оцінювався

вплив когнітивного завдання на динаміку мозку, а також порівнювалася складність мозку пацієнтів із шизофренією і здорових осіб. Основні результати: активність головного мозку характеризувалася збільшенням значень кореляційної розмірності під час активних станів (очі розплющені, підрахунок значень уперед і назад) порівняно з вихідним станом спокою (заплющені очі) у здорових осіб. Це збільшення не спостерігалось в пацієнтів із шизофренією. Більше того, групове порівняння показало значне підвищення значень кореляційної розмірності в пацієнтів порівняно з контролем. Крім того, перевірено наявність нелінійної динаміки, підтверджено переважання нелінійності в ЕЕГ здорових осіб і пацієнтів із шизофренією, а також доведено наявність нелінійності в ЕЕГ пацієнтів з іншими захворюваннями [3].

**Постановка завдання.** Періоди між нападами характеризуються випадковими перехідними хвилями (ізолювані гострі піки, круті хвилі, комплекси пік-хвиля). Динаміка періоду, що передують нападу, досить складна. Кількість задіяних нейронів у цей час варіюється від десятків до тисяч. Навіть для одного й того ж пацієнта тривалість переходу від спокою до нападу в ділянці кори мозку, що при цьому задіяна, не є постійною. Період нападу являє собою тривалі ділянки поліморфних форм різної амплітуди й частоти, комплексів піків і гострих хвиль, ритмічної гіперсинхронності або електроенцефальної неактивності, які спостерігаються протягом часу, що перевищує середню тривалість цих аномалій у період між нападами [4].

Амплітуда піків не завжди однозначно визначає епілептичний напад. Тим не менше ці піки неважко відрізнити від артефактів: вони мають помітну загострену форму та ритмічний характер. Варто також зазначити, що в більшості випадків патологічні патерни ЕЕГ не замінюють у повному обсязі нормальну активність: вони з'являються тільки періодично, в деяких ділянках голови або проявляються на загальному фоні [5].

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

**Виклад основного матеріалу дослідження.** Реєстрація ЕЕГ відбувалася за стандартною методикою – міжнародною схемою відведень «10-20». Дані ЕЕГ реєструвалися за допомогою 16-канального телеметричного електроенцефало-

графа Expert з відеомоніторингом ТОВ «Компанія Tredex» з верхнім граничним фільтром 30 Гц, постійною часу 0,1 с і частотою дискретизації 400 Гц. Обстеження проводилося в затемненому звукоізоляційному кабінеті. Пацієнти знаходилися в положенні напівлежачи на спеціалізованому кріслі [6].

Дослідження проводилися у відділенні функціональної діагностики серцево-судинної системи та ультразвукового дослідження серцево-судинної системи консультативно-діагностичного центру Державної наукової установи «Науково-практичний центр профілактичної та клінічної медицини» Державного управління справами. Усі пацієнти надали добровільну згоду на проведення дослідження.

Загалом увесь запис ЕЕГ тривав 9 хвилин. Реєструвалася фонові ЕЕГ та основні функціональні проби: очі заплющені, очі розплющені, фотостимуляція на різних частотах, гіпервентиляція. Для візуального оброблення та отримання цифрових даних використовувалося програмне забезпечення ExpertNet.

Досліджено 22 добровольці: 14 дітей віком до 18 років і 8 дорослих, яким у ході діагностичного дослідження та консультативних висновків установлено діагноз G40 Епілепсія.

Отримані ЕЕГ-сигнали проаналізовані разом із лікарями з медичного погляду, заповнено протоколи досліджень і зроблено висновки про функціональні й морфологічні особливості динаміки досліджуваних осіб, про характер і вираженість патології.

Для подальшого дослідження сигналів методами нелінійної динаміки дані про сигнали з відведень структуровані так, що для кожного пацієнта наявні відокремлені стадії, які характеризують такі функціональні стани кори головного мозку:

- норма (міжепілептичні періоди, в яких відсутні прояви патологічної активності);
- преіктальний (період, що характеризується появою помітних відхилень від нормального стану);
- іктальний (наявні характерні прояви патологічної активності мозку);
- постіктальний (загасання патологічної активності).

Показник Херста (H) являє собою оцінку автономності й кореляційних властивостей, які виявлені у фізіологічних сигналах. Показник Херста використовується для оцінювання наявності або відсутності довгострокової залежності

і її ступеня в часовому ряді. Завдяки своїй стійкості, цей параметр широко застосовується в аналізі часових рядів складних систем. Він містить мінімум припущень про досліджувану систему й дає змогу ввести класифікацію часових рядів залежно від власного значення [4]. Алгоритм обчислення показника Херста складається головним чином з визначення співвідношення  $R/S$ , де  $R$  – розмах значень,  $S$  – стандартне відхилення значень, дані параметри розраховуються для різних поділів сигналу.

За результатами досліджень, показник Херста показує, що нормальна мозкова діяльність людини не корелює в природі, тоді як епілептичні сигнали характеризуються антикореляцією. Значення показника Херста починають зменшуватися протягом преіктального періоду й надалі без суттєвих змін до початку епілептичного нападу, де він досягає мінімальних значень.

Період перед нападом називають критичним, і саме в цей момент велика ймовірність передбачити напад за показником Херста. Аналіз цього параметра дає змогу не тільки відрізнити епілептичний період від нормального, а й виявити помітні змін в преіктальному та постіктальному

періодах. Перед нападом показник зменшується, а одразу після нападу – збільшується. У періодах норми значення параметра майже не змінюються. Такі результати характерні для сигналів з усіх відведень, що локалізовані в зоні нападу. Отже, дослідження ще раз підтверджують антикореляційність та антиперсистентність сигналів електричної активності головного мозку, а показник Херста може бути використаний для класифікації періодів сигналу ЕЕГ й короткочасного прогнозу.

Існує безліч методів оцінювання складності поведінки часових рядів. Метод Лемпеля-Зіва-Уелча (LZW) – це універсальний метод стиснення даних без утрати. В основі цього методу лежить алгоритм кодування на основі словника. Лінійний метод визначення складності заснований на підрахунку кількості повторів буквених пар у закодованій послідовності та заміні найбільш поширених пар новим значенням. Для зручності застосовують таблиці, рядки і стовпчики яких містять однакові значення, що наявні в сигналі. Складність системи визначається відношенням довжини сигналу до та після архівації.

Метод архівації LZ являє собою алгоритм для стиснення даних без утрат. Цей алгоритм є

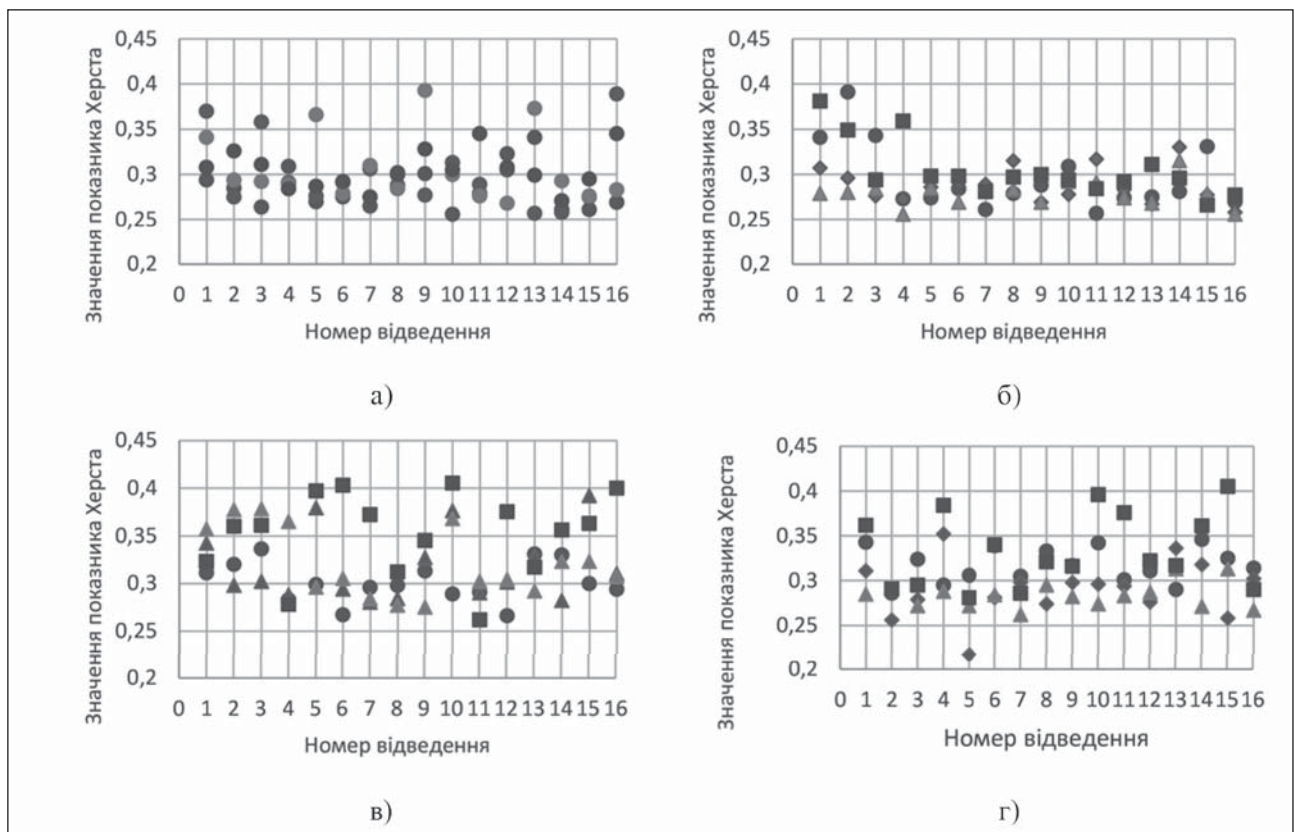


Рис. 1. Значення показника Херста для різних станів і різних вікових категорій: а) хлопчик, 2 роки; б) хлопчик, 12 років; в) жінка, 35 років; г) жінка, 54 роки

зручною оцінкою складності, яка характеризує ступінь упорядкованості чи невпорядкованості просторово-тимчасових патернів [36]. Параметр LZ-складності корелює зі статистичними метриками другого порядку, такими як автокореляція, потужність, спектральна щільність.

Як відомо, постійна активність мозку під час активного стану в здорових дорослих пацієнтів характеризується відносно високим ступенем складності як і у відношенні функціональної мережі, так і у відношенні функціональних джерел. Іншими словами, системи, які взаємодіють із динамічними системами й підсистемами, характерні для нормальної поточної активності мозку, що характеризується відносно слабким рівнем синхронізації між взаємодіючими елементами. Хоч ці взаємодії й слабкі, вони існують і накладають певну структуру на спонтанну динаміку мозку.

Усі порівняння параметрів зроблено для двох груп окремо – діти та дорослі, оскільки структура й функціональність мозку досягає зрілості приблизно у 18 років [7].

На рис. 1 подано графічно отримані значення параметрів показника Херста для різних вікових категорій. По горизонтальній осі відкладено основні 16 відведень: 1 – Fp1; 2 – Fp2; 3 – F3; 4 – F4; 5 – F7; 6 – F8; 7 – T3; 8 – T4; 9 – C3; 10 – C4; 11 – T5; 12 – T6; 13 – P3; 14 – P4; 15 – O1; 16 – O2.

Як показують результати, показник Херста значно нижчий для преіктальних періодів, ніж для постіктальних періодів. Преіктальному та іктальному періодам властиві антиперсистентні властивості, тоді як постіктальному періоду та періоду норми властиві антикореляційні властивості [8].

Складність ЕЕГ-сигналу досліджувалася за допомогою методу архівації LZW. Ступінь ефективності цього алгоритму корелює з вираженістю

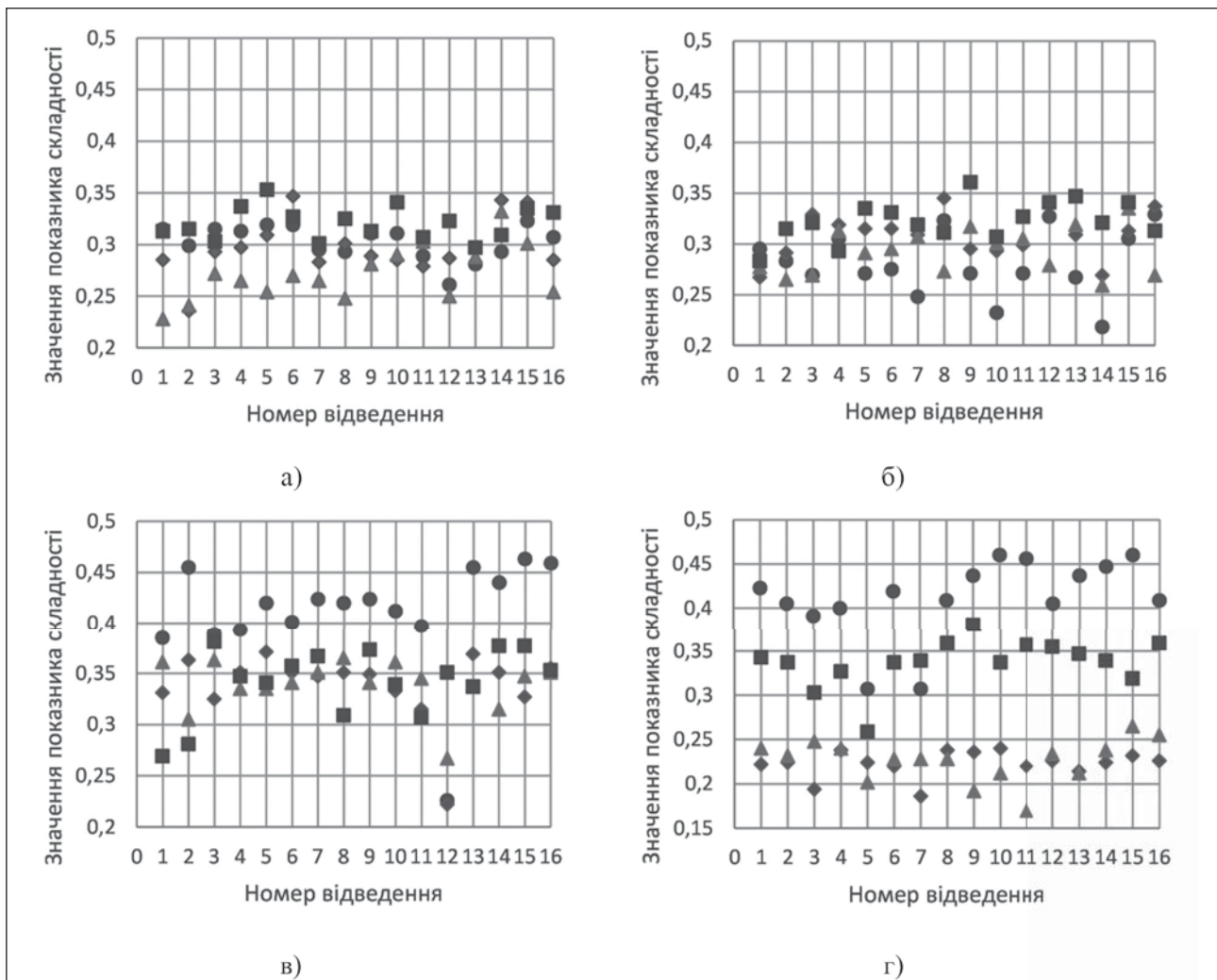


Рис. 2. Значення показника складності сигналу для різних станів і різних вікових категорій: а) хлопчик, 2 роки; б) хлопчик, 12 років; в) жінка, 35 років; г) жінка, 54 роки

проявів епілептичного нападу на ЕЕГ. Проте не при кожному виді епілепсії цей алгоритм є ефективним.

Під час епілептичного нападу спостерігаються значні відмінності в складності сигналу (рис. 2). Для зручності отримані дані показано в однакових граничних межах по вертикальній осі. По горизонтальній осі відкладено основні 16 відведень: 1 – Fp1; 2 – Fp2; 3 – F3; 4 – F4; 5 – F7; 6 – F8; 7 – T3; 8 – T4; 9 – C3; 10 – C4; 11 – T5; 12 – T6; 13 – P3; 14 – P4; 15 – O1; 16 – O2.

За отриманими результатами видно, що складність сигналу змінюється з віком. Зокрема, для дітей характерні високі значення для нормального стану, тоді як для дорослих – для преіктального стану. Нормальний стан характеризується наявністю певних регулярностей у сигналі, про що свідчать дані методу архівації. Складність сигналу знижується задовго (десятки хвилин) до фактичного початку нападу.

Під час дослідження патологічних ЕЕГ-сигналів виявлено, що обчисленні значення параметрів під час нападу суттєво нижчі, ніж при нормальному стані, тому можна зробити висновок, що епілептичні напади можуть бути пов'язані з патологічною «втратою складності». Динаміка викидів піків і хвиль не хаотична.

Перехід від нормального стану до преіктального й від преіктального до іктального, ймовірно, буде пов'язаний з однією або декількома біфуркаціями через зміни в критичних параметрах діяльності.

**Висновки.** Часова динаміка просторового стану спокою є чимось проміжним між випадковістю й упорядкованістю. Патологічна динаміка з аномально високим або низьким рівнем синхронізації, напевно, викликана змінами нейронних мереж у головному мозку. Ці зміни відводять систему від оптимальної динаміки, яка знаходиться

поблизу фазового переходу між низьким і високим рівнями синхронізації.

Під час аналізу ЕЕГ-сигналів поряд із використанням стандартних математичних методів пошук і застосування нових підходів дає змогу отримати нову інформацію про зміни динаміки діяльності головного мозку, а отже, про функціональний стан функціонування нервової системи. Одним із таких підходів є застосування методів нелінійної динаміки, оскільки ЕЕГ-сигнал демонструє не періодичну, а хаотичну динаміку.

Патологічні зміни динаміки мозку характеризуються підвищеними та зниженими рівнями синхронізації. Під час епілептичних нападів динаміка мозку характеризується втратою динамічної складності, сильною нелінійністю й підвищеними рівнями синхронізації. Перехід між нормальною, високоактивною й аномальною динамікою має характер біфуркації або є більш поступовим зі зменшенням синхронізації перед нападом. Виникнення біфуркації припускає критичну зміну одного з параметрів управління системою, яке може характеризуватися збудженням окремих нейронів. Залежно від виду нападу динаміка може змінюватися під час епілептичних нападів і зазвичай зменшується по складності до кінця нападу.

Отримані розрахунки даних ЕЕГ хворих з епілепсією показали, що визначені показники відповідають закономірностям, що досліджені в попередніх роботах. Комплексний розрахунок таких параметрів дає змогу кількісно розрізнити періоди епілептичної активності на ЕЕГ, що може бути в подальшому використано для побудови моделей прогнозування та класифікації. Важливість передбачення епілептичних нападів є обґрунтованою: якщо щонайменше ніж за 20 хвилин до того, як розпочнеться напад, пацієнт буде попереджений про нього, то можна встигнути надати медичну допомогу й уникнути поганих наслідків.

#### Список літератури:

1. Nurujjaman M., Narayanan R., Iyengar A. Comparative study of nonlinear properties of EEG signals of normal persons and epileptic patients. *Nonlinear Biomed Phys.* 2009. № 6. P. 1–9. DOI: 10.1186/1753-4631-3-6.
2. Stam C.J. Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG: Review of an emerging field. *Clinical Neurophysiology.* 2005. № 116. P. 2266–2301.
3. Carlino E., Sigaud M., Pollo A., Benedetti F., Mongini T., Castagna F., Vighetti S., Rocca P. Nonlinear analysis of electroencephalogram at rest and during cognitive tasks in patients with schizophrenia. *Psychiatry Neurosci.* 2012. № 37. P. 259–266.
4. Білошицька О.К., Клименко Т.А. Дослідження показників епілептичних ЕЕГ-сигналів за допомогою методів нелінійної динаміки. *Вісник НТУ «ХПІ».* Серія «Механіко-технологічні системи та комплекси». 2017. № 19 (1241). С. 30–34.
5. Acharya U., Sree S. Automated EEG analysis of epilepsy: A review. *Knowledge-Based Systems.* 2013. № 43. P. 147–165.
6. Білошицька О.К. Нелінійна динаміка як інструмент прогнозування патологічних змін на електроенцефалограмі. *Вісник НТУ «ХПІ».* Серія «Механіко-технологічні системи та комплекси». 2016. № 50 (1222). С. 79–83.

7. Койчубеков Б.К., Сорокина М.А., Пашев В.И. Особенности нелинейной динамики ЭЭГ в различных возрастных группах. International Journal of Experimental Education. 2013. № 4. С. 68–72.

8. Patil M., Khads B. Analysis of EEG signal for detection of Epilepsy Seizure. IJETCAS. 2014. № 14. P. 416–420.

### **АНАЛИЗ И ОЦЕНКА НЕЛИНЕЙНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК ЭПИЛЕПТИЧЕСКИХ ЭЭГ-СИГНАЛОВ**

*В статье исследуются применения показателя Херста и показателей сложности при исследовании нормальной постоянной динамики головного мозга и гиперсинхронности. Показано, что состояние покоя характеризуется высокой размерной сложностью и относительно низким и неустойчивым уровнем синхронизации нейронных сетей, а эпилептические припадки – сильной нелинейной динамикой. Также полученные значения показателя Херста и показателей сложности отличаются при нормальном и патологических состояниях, что может помочь исследователям в разработке эффективных методов прогнозирования и предупреждения эпилептических припадков.*

**Ключевые слова:** нелинейная динамика, ЭЭГ, эпилепсия, показатель Херста, сложность, метод архивации.

### **ANALYSIS AND ASSESSMENT OF NON-LINEAR CHARACTERISTICS OF EPILEPTIC EEG SIGNALS**

*The scientific article investigates the use of the Hurst index and the complexity indicators in the study of normal constant brain dynamics and hypersynchronous. High dimensional complexity and relatively low and unstable levels of neural network synchronization characterize the state of tranquility, and epileptic seizures are characterized by “high” level nonlinear dynamics. The Hurst index and complexity indices differ in normal and pathological conditions, which can help researchers, develop effective methods for predicting and preventing epileptic seizures.*

**Key words:** nonlinear dynamics, EEG, epilepsy, Hurst index, complexity, archiving method, LZW.