

УДК 616.853:517.57:519.21:004.021:004.422.8

Математичне, алгоритмічне та програмне забезпечення комп'ютерної електроенцефалографічної системи для виявлення проявів епілепсії у людини

Хвостівський М. О., Хвостівська Л. В., Бойко Р. Р.

Тернопільський національний технічний університет імені Івана Пулюя

E-mail: hvostivskyi@ukr.net

Розроблено математичне, алгоритмічне та програмне забезпечення у складі комп'ютерної електроенцефалографічної системи, яке базується на обробці ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин як кусково-випадкової послідовності білих шумів та адитивної суми гармонічних функцій різної частоти для виявлення прихованих часових зон прояву епілепсії. В основі методу виявлення епілепсії у людини лежить процедура коваріаційної обробки за допомогою коваріаторів з базисними гармонічними функціями частот діапазону від f_1 до f_2 в межах ковзного вікна, яке переміщується по реалізації ЕЕГ-сигналу тривалістю 24 години. На основі математичного забезпечення (математична модель та метод обробки) розроблено алгоритмічне та програмне забезпечення із застосуванням пакету прикладних програм MATLAB для комп'ютерних електроенцефалографічних систем. За результатами обробки експериментальних даних ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин встановлено, що в часові моменти прояву епілепсії спостерігається збільшення показників середньої потужності коваріації по відношенню до часових моментів без прояву епілепсії. Отже, оцінки коваріаторів ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин кількісно реагують на прояви епілепсії. Для верифікації розробленого математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин у складі комп'ютерної електроенцефалографічної системи згенеровано тестовий сигнал у вигляді суми гармонічних компонент на заданих часових зонах, які є характерними для ЕЕГ-сигналу в часові моменти прояву епілепсії, та білого шуму – на часових зонах без прояву епілепсії. Результати обробки згенерованого тестового сигналу підтвердили коректність виявлення зон прояву гармонічних компонент, які індукують прояв епілепсії.

Ключові слова: ЕЕГ-сигнал; 24 години; епілепсія; математична модель; алгоритм; обробка; коваріатор; програмне забезпечення; Matlab; комп'ютерні електроенцефалографічні системи

DOI: [10.20535/RADAP.2021.84.66-77](https://doi.org/10.20535/RADAP.2021.84.66-77)

Вступ. Постановка задачі

Епілепсія є одним з найбільш поширених хронічних розладів функціонування головного мозку людини, які проявляються через епілептичні напади у вигляді втрати пам'яті (за статистичними даними ВОЗ кількість захворювань у світі складає близько 50 мільйонів людей).

В Україні за даними МОЗ станом на 25 квітня 2020 року зареєстровано близько 100000 хворих на епілепсію, проте за підсумками багатьох фахівців ці показники є заниженими, оскільки багато випадків досі залишаються не діагностованими.

Причинами розвитку епілепсії у людей є травми голови як родові так і післяродові, надмірне зловживання наркотичними засобами та алкоголем, інсульт, захворювання нервової системи, пухлини головного мозку.

Ефективно-інформативним методом діагностування епілепсії у людини в медичній практиці є електроенцефалографія (ЕЕГ), яка забезпечує процес реєстрації сумарної електричної активності головного мозку у вигляді електроенцефалографічних сигналів (ЕЕГ-сигналів). На реалізаціях ЕЕГ-сигналів епілепсія проявляється у вигляді епілептиформної активності, а саме присутності гострих хвиль та спайків (рис. 1).

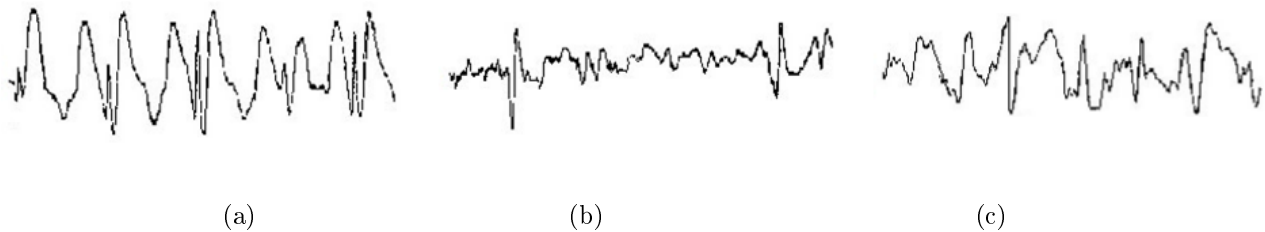


Рис. 1. Прояви епілепсії на реалізації ЕЕГ-сигналу [1]: а, b, с – присутність піків (спайків) та хвиль гострих, стійкого або епізодичного характеру

Дослідження мозкової активності людини методом ЕЕГ-сигналів впродовж 24 годин забезпечує процедуру виявлення проявів епілепсії (інтенсивність та їх часова тривалість), які зазвичай можуть бути пропущеними [Акчурина Я. Е., Кислякова Е. М., Савинов С. В., Чулкова И. Ф., Ситников И. Ю., Трубачева Л. В., Утебеков Ж. Е., Казакенова А. К., Холин А. А., Schomer D. L., Chang B. S., Ives J. R., Husain A. M., Horn G. J., Jacobson M. P., Lowenstein D. H., Aminoff M. J. та інші дослідники].

На практиці для реєстрації ЕЕГ-сигналів застосовують технічне забезпечення (технічні засоби), а саме комп'ютерні електроенцефалографічні системи такі як «Braintest» (ТОВ НВП «DX-СИСТЕМИ», м.Харків), NeuroWave Systems (Neurowave Systems Inc, USA), «Нейро-Спектр» (ТОВ "Спектрмед-Україна", м.Харків), «НЕЙРОКОМ» (ХАІ-Медіка, м.Харків) та інші.

Програмне та алгоритмічне забезпечення у сучасних комп'ютерних електроенцефалографічних системах реалізовано на математичному забезпеченні, а саме математичних методах обробки ЕЕГ-сигналів при виявленні проявів епілепсії:

– спектральний на основі перетворення Фур'є:

- у працях [2–5] здійснено аналіз частотного складу ЕЕГ-сигналів на коротких інтервалах часу – неможливість виявлення проявів епілепсії на довготривалих інтервалах часу, а також визначення часового початку прояву та його тривалості (часових моментів);
- у праці [6] здійснено аналіз варіативності спектрограм виділених візуальним способом коротких фрагментів ЕЕГ-сигналів при довготривалому моніторинзі з метою дослідження генезису епілепсії – відсутність процесу автоматизованого виявлення проявів епілепсії та неможливість визначення часових моментів прояву епілепсії;
- у праці [7] здійснено морфологічний аналіз короткотривалих реалізацій ЕЕГ-сигналу в часовій області, які виділено за результатами змін інтенсивності у спектрограмі ЕЕГ-сигналу – неможливість визначення часових моментів прояву епілепсії впродовж доби;

– кореляційний [2, 8, 9] – дослідження кореляційних зв'язків у реалізації ЕЕГ-сигналу на коротких інтервалах часу;

– спектрально-кореляційний [10–12] – дослідження розподілу потужності короткотривалого ЕЕГ-сигналу в частотній області без можливості визначення часових моментів прояву епілепсії на довготривалих проміжках часу;

– частотно-часовий [12, 13] – аналіз частоти часу попередньо відібраних короткотривалих сегментів ЕЕГ-сигналу, що забезпечує дослідження розподілу енергії в площині часу і частоти без можливості визначення часових моментів прояву епілепсії;

– вейвлет [14, 15] – розклад короткотривалої реалізації ЕЕГ-сигналу на різні смуги частот через декомпозицію пакета вейвлетів четвертого рівня та обчислення ентропії сигналу у різних діапазонах частот з метою класифікації епілептичних нападів без можливості визначення часових моментів прояву епілепсії;

– статистичний аналіз [16] – оцінювання статистичних оцінок запису ЕЕГ-сигналів впродовж 6–96 годин здійснюється на коротких інтервалах, які попередньо визначено шляхом синхронного відеомоніторингу за зміною поведінки пацієнта. Метою такої обробки ЕЕГ-сигналу є задача діагностування форми епілепсії у відповідності до міжнародної класифікації ІЛАЕ 1989 р. Авторами задача визначення моментів часу не здійснювалася;

– візуальний [17, 18] – візуальне виявлення прояву епілепсії за зміни у часовій структурі морфологічних параметрів довготривалого ЕЕГ-сигналу в межах різних короткотривалих вибірок без можливості автоматизованого виявлення часових моментів цих проявів впродовж 24 годин.

Відомі математичні методи обробки ЕЕГ-сигналів не дають змогу визначити автоматизовано часові показники прояву епілепсії (початок, тривалість) впродовж 24 годин, а для обробки досліджуваних ЕЕГ-сигналів у відомих працях використовують лише наперед виділені сегменти сигналу з метою виявлення факту присутності чи відсутності прояву епілепсії. У такому випадку не відбувається процедура дослідження взаємозалежності варіації параметрів ЕЕГ-сигналів, які відбуваються в часовому просторі до породження, під час проявів та після зникнення проявів епілепсії.

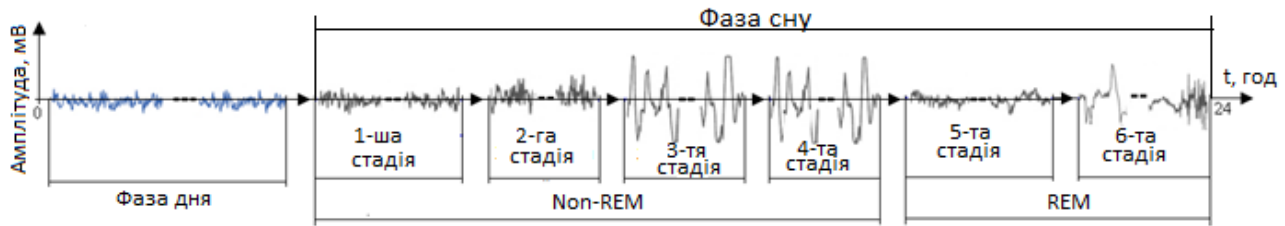


Рис. 2. Умовний поділ часової структури EEG-сигналу впродовж 24 годин: стадія 1 – засинання, стадія 2 – сон поверхневий, стадії 3-4 – сон глибокий, стадія 5 – сон тонічний, стадія 6 – фазичний сон

Дослідження взаємозалежності варіації параметрів EEG-сигналів впродовж 24 годин забезпечить процедуру виявлення параметричних змін амплітуди, частоти, часової тривалості прояву, їх кількості та інших показників у часі, які породжуються зміною мозкової активності людини у період прояву епілепсії. Таке часопросторове дослідження варіації параметрів EEG-сигналу впродовж 24 годин забезпечить процес непропущення випадків прихованого прояву епілепсії, що дасть змогу здійснити своєчасне лікування або додаткове діагностування людей з розладами функціонування головного мозку людини.

Тому розроблення ефективного алгоритмічного та програмного забезпечення на базі нового математичного забезпечення, а саме методу обробки EEG-сигналів впродовж 24 годин, для комп'ютерних електроенцефалографічних систем з метою дослідження взаємозалежності варіації параметрів сигналу в часовому просторі для виявлення прихованих проявів епілепсії у людей є актуальною задачею наукового спрямування.

1 Часова структура EEG-сигналу впродовж 24 годин

Впродовж 24 годин функціональна активність мозку є варіативним та динамічним процесом:

- у денний час: мозкова активність у більшості людей за структурою є варіативною та не зберігає при цьому свою однорідність (варіація часу, праці, психологічної, розумової та іншої діяльності);
- під час сну мозкова активність є варіативною за рівнем потужності та структурована в часі з відповідними її переходами від стадії до стадії.

У часовій структурі EEG-сигналів впродовж 24 годин виділяють базові три структурні одиниці [3]: активність впродовж дня, (Non-REM, NREM) повільнохвильовий сон та (REM) швидкий сон. Структура сну NREM складається з таких стадій як: 1-ша – засинання, 2-га – сон поверхневий, 3-4 – глибокий сон; REM складається з тонічного та фазичного снів. Кожна з вищенаведених стадій сну характеризується власними значеннями амплітуд, частот та формою складових компонент EEG-сигналів.

З урахуванням 24 годинної мозкової активності, яка є варіативною за значеннями з чітко виділеними структурно-часовими переходами, тому реалізацію EEG-сигналу розбито на часові інтервали як зображено на рис. 2 (часову шкалу подано умовно).

Прояви епілепсії у вигляді епілептиформної активності в людей можуть виникнути як в період дня так і в період сну, тобто в різних періодах (фазах). Структура реалізації EEG-сигналу під час прояву епілепсії в різних стадіях (періодах) характеризується домінуванням певного типу коливань сигналу частотного діапазону $[f_1; f_2]$ на фоні інших частот. Верхня f_1 та нижня f_2 границі частотного діапазону змінюються в залежності від типу епілепсії [Daly D. D., Pedley T. A., 1997; Blume W. T., Kai-bara M., 1999]: синдром Леннокса-Гасто (1,5-2 Гц), ювенільна абсансна епілепсія (2-4 Гц), ідіопатична генералізована епілепсія (3-5 Гц) та інші.

Реальну реалізацію EEG-сигналу впродовж 24 годин зображено на рис. 3 (дані сигналу отримано з відкритої бази даних сайту www.physionet.org).

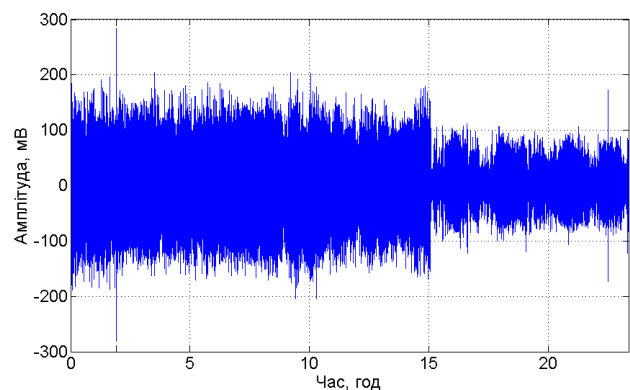


Рис. 3. Реальна реалізація EEG-сигналу впродовж 24 годин з відкритої бази даних сайту www.physionet.org

Короткотривалі попередньо визначені візуальним методом фрагменти реалізації EEG-сигналів без випадків прояву епілепсії та в період прояву епілепсії у вигляді епілептиформної активності зображено на рис. 4.

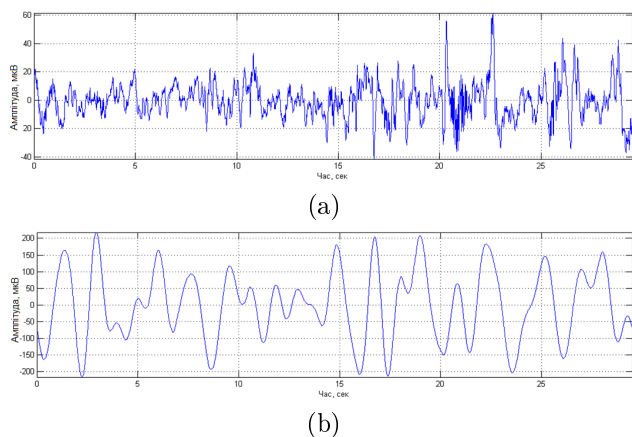


Рис. 4. Короткотривалі фрагменти реалізації реального ЕЕГ-сигналу без прояву (а) та з проявом епілепсії (б)

За результатами попереднього аналізу підтверджено факт того, що часова реалізація реального ЕЕГ-сигналу в період прояву епілепсії (рис. 4,б) (прояв ювенільної абсансної епілепсії) має структуру з домінуючими компонентами частотного діапазону від 2 до 4 Гц (частотний діапазон визначено шляхом перетворення Фур'є) на відміну в період без прояву епілепсії (рис. 4,а).

Наукову задачу дослідження сформульовано наступним чином: у реалізації ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин (рис. 3) в стані без прояву епілепсії (рис. 4,а) необхідно виявити фрагмент(и) реалізації ЕЕГ-сигналу з проявами епілепсії (факт повторення проявів епілепсії впродовж 24 годин) (рис. 4,б), яка базується в частотному діапазоні f_1-f_2 Гц в залежності від типу епілепсії.

Вибір оптимального методу та алгоритму виявлення прояву епілепсії чи цілої низки (множини) проявів епілепсії за реалізацією ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин (рис. 3) у комп'ютерних електроенцефалографічних системах завжди мусить розпочинатися з попередньої обробки структури сигналу, параметрів її варіації, які передусім базуються на стохастично-детермінованому підході при її реалізації.

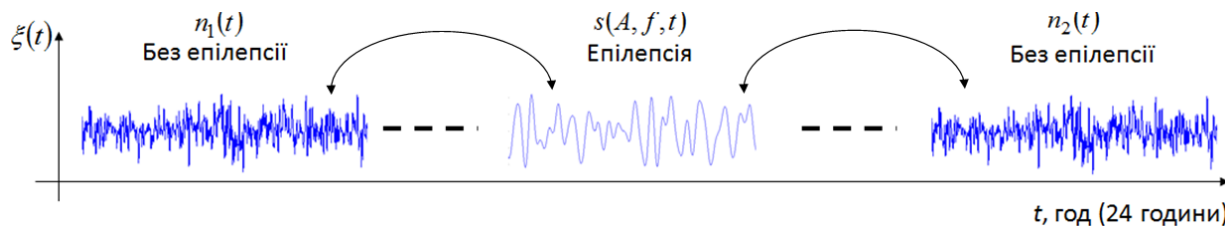


Рис. 5. Часова структура ЕЕГ-сигналу протягом 24 годин з проявами епілепсії (кількість зон без та з проявами може бути різною з власними значеннями часових параметрів)

2 Математичне забезпечення комп'ютерної електроенцефалографічної системи виявлення епілепсії

За припущенням того, що реалізація ЕЕГ-сигналу без фрагментів прояву епілепсії має наближену форму та параметри білого шуму, а в період прояву епілепсії має ознаки множини гармонічних складових (компонент), часову структуру ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин як зображено на рис. 5.

Реалізацію ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин доцільно розглядати як незалежні у часі кускові фрагменти сигналу без ознак прояву епілепсії та з нею, які в часовому просторі чергуються випадковим чином.

З урахуванням такого припущення як математичну модель ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин з часовими фрагментами епілепсії подано у вигляді адитивної суміші гармонічних (коливних) функцій з базисними частотами $f = [f_1; f_2]$ та кусково-стохастичної послідовності білих шумів (область часової локалізації складових моделі є стохастичною):

$$\xi(t) = n_1(t) \cup s(A, f, t) \cup n_2(t) \dots \cup s(A, f, t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (1)$$

де $n_1(t), n_2(t)$ – ЕЕГ-сигнал у вигляді білого шуму в період без прояву епілепсії; $s(A, f, t)$ – ЕЕГ-сигнал у період прояву епілепсії у вигляді адитивної суміші гармонічних складових з частотами діапазону $f = [f_1; f_2]$ (при проявах епілепсії в реалізації ЕЕГ-сигналу домінують адитивні гармонічні складові сигнали з частотами від f_1 Гц до f_2 Гц у вигляді спайкоподібних хвиль (епілептиформна активність):

$$s(A, f, t) = \sum_{k=1}^K A_k \sin(2\pi f_k t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (2)$$

де A_k – значення амплітуд гармонічних складових k -тих функцій (для усіх складових $A=1$); f_k – значення базисної частоти k -тих функцій. Базисна частота f_k – це частота гармонічної функції $s(A, f, t)$ (у випадку прояву епілепсії ці частоти є домінуючими на фоні інших частот).

Часова тривалість складових $n_1(t)$, $n_2(t)$ та $s(A, f, t)$ є варіативною і наперед не визначеною.

Послідовність локалізації гармонічних складових EEG-сигналу у виразі (2) є стохастичною.

Оскільки часових фрагментів з проявами епілепсії може спостерігатися M -на кількість впродовж 24 годин, тому вираз (2) подано у вигляді множини:

$$\xi(t) = \bigcup_{m=1}^M (n_m(t) \cup \theta_m \cdot s_m(A, f, t)), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (3)$$

де $n_m(t)$ – m -на часова зона EEG-сигналу у вигляді білого шуму без прояву епілепсії; θ_m – невідомий параметр, який може приймати два значення ($\theta_m \in \{0, 1\}$):

- $\theta_m=1$ (m -ий часовий фрагмент EEG-сигналу прояву епілепсії);

- $\theta_m=0$ (m -ий часовий фрагмент EEG-сигналу при відсутності прояву епілепсії).

Модель EEG-сигналу у вигляді виразу (3) зводить проблему виявлення прояву епілепсії до задачі виявлення m -их часових фрагментів EEG-сигналу (початок та кінець прояву епілепсії), на яких локалізуються домінантні гармонічні складові $\theta_m \cdot s_m(A, f, t)$ при $\theta_m=1$.

Модель EEG-сигналу у вигляді множини кусково-стохастичної послідовності білих шумів (сигнал без прояву епілепсії) та адитивної суміші гармонічних функцій різних частот (сигнал з проявом епілепсії) дає змогу розробити алгоритмічне та програмне забезпечення для обробки EEG-сигналу впродовж 24 годин з метою виявлення часових моментів та інтервалів прояву епілепсії у людей.

3 Метод обробки EEG-сигналу впродовж 24 годин

З урахуванням того, що при проявах епілепсії на реалізації EEG-сигналу впродовж 24 годин відбувається процес домінування адитивних гармонічних складових з частотами діапазону $f = [f_1; f_2]$ (епілептиформна активність), тому в основі методу обробки закладено задачу фіксації часових моментів (початок, кінець та тривалість) появи цих процесів у реалізації досліджуваного сигналу за варіацією у фазо-часовій структурі сигналу. Оскільки реалізація EEG-сигналу впродовж 24 годин є великооб'ємним масивом числових даних, для обробки якого необхідно затрати багато часу та потужний технічний ресурс обчислення, тому для виявлення часових моментів та інтервалів прояву епілепсії запропоновано обробляти числові дані EEG-сигналу впродовж 24 годин в межах m -го вікна ковзного $\xi_m(t)$, яке ковзає в часовому просторі з кроком дискретизації. Така процедура забезпечує дослідження параметрів сигналу у часі при зміні фази початку його коливання. Крок дискретизації задає точність визначення моментів часової локалізації прояву (виникнення) та зникнення прояву епілепсії. Мінімальна довжина ковзного вікна обробки EEG-сигналу повинна складати 1 хв, оскільки згідно рекомендацій експертів по нейрофізіології будь-які збережені зміни на реалізації сигналу впродовж 1 хв розцінюються як ознаки патології.

Узагальнену структуру обробки EEG-сигналу впродовж 24 годин зображено на рис. 6.

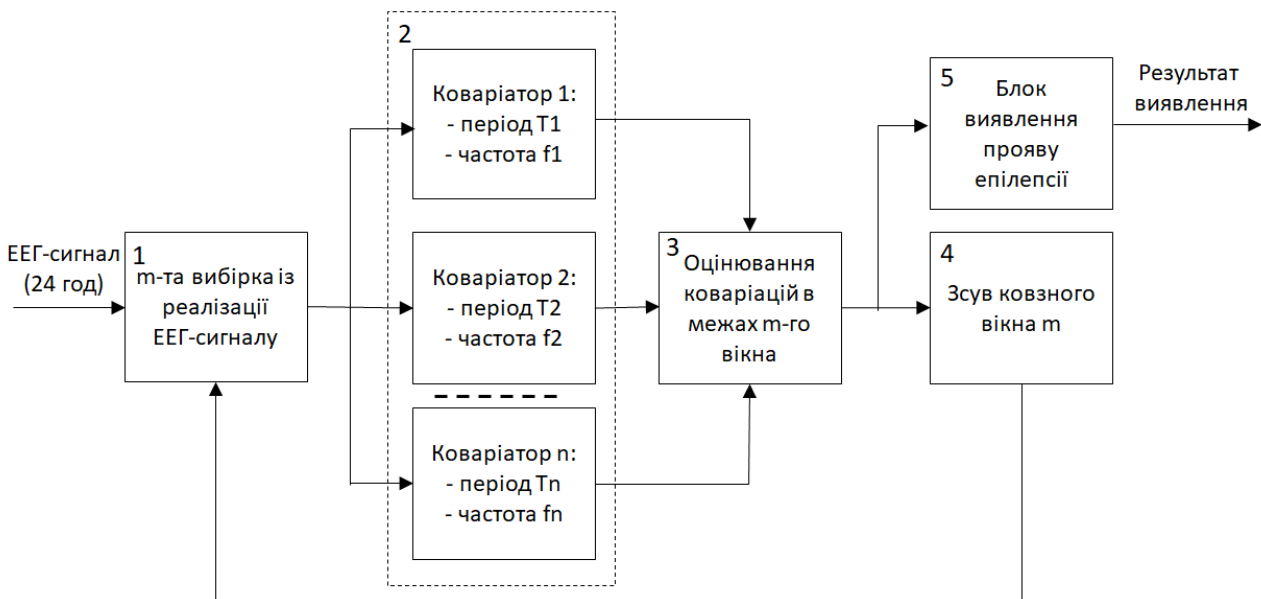


Рис. 6. Узагальнена структура обробки EEG-сигналу впродовж 24 годин

Процес виділення m -ого ковзного вікна в просторі часу у реалізації ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин $\xi(t)$ з метою обробки m -ої вибірки сигналу забезпечено виразом:

$$\xi_m(t) = \xi(t) \cdot \chi_{D_m}(t), \quad t \in \mathbb{R}, \quad (4)$$

де $\xi_m(t)$, $t \in D_m$ – реалізація ЕЕГ-сигналу в межах m -ого вікна сигналу на часовому інтервалі D_m : $\chi_{D_m}(t) = \begin{cases} 1, & \text{якщо } t \in D_m \\ 0, & \text{якщо } t \notin D_m \end{cases}$ – індикаторна функція часового інтервалу D_m , яка формує часову область належності m -ого ковзного вікна, в межах якого здійснюється процес обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин; $D_m = [m \cdot \Delta t, m \cdot \Delta t + len)$ – інтервал часу належності m -ого вікна (рис. 7), $\Delta t = const$ – крок часового зсуву ковзного вікна.

Процес формування m -ого ковзного вікна $\xi_m(t)$ як кусково-стохастичної послідовності білих шумів та адитивної суміші гармонічних функцій в межах інтервалу часу len забезпечується індикаторною функцією $\chi_{D_m}(t)$ часової тривалості D_m .

В межах m -ого ковзного вікна ЕЕГ-сигнал буде оброблено гребінкою коваріаторів з метою виявлення гармонічних компонент (сигнали, хвилі, коливання) в частотному діапазоні $[f_1; f_2]$. Верхня та нижня межа частотного діапазону $[f_1; f_2]$ залежать від типу епілепсії, який необхідно виявити у реалізації ЕЕГ-сигналу.

Коваріатори реалізовано на методі коваріаційної обробки центрованих значень сигналу, яка дає змогу визначити кількісно міру подібності варіації значень ЕЕГ-сигналу в межах m -го вікна з n -ними центрованими базовими гармонічними функціями $s_n(t)$ частотного діапазону $[f_1; f_2]$:

$$\hat{b}_{nm}(u, f) = \frac{1}{T} \sum_{t \in \mathbb{R}} s_n(A, f, t) \xi_m(t-u), \quad (5)$$

$$n = 1, N, \quad t \in \mathbb{R},$$

де $s_n(A, f, t)$ – центрована реалізація базисної гармонічної функції з значеннями частоти $f = [f_1; f_2]$ та

амплітуди (базисна гармонічна функція $s_n(A, f, t)$ – це базова гармонічна функція коваріатора, яка налаштована на виявлення частоти з діапазону частот $[f_1; f_2]$; N – кількість базисних гармонічних функцій; $\xi_m(t-u)$ – зсунута в часовому просторі на u величину часу центрована реалізація ЕЕГ-сигналу в межах m -го вікна; T – величина часової тривалості існування ЕЕГ-сигналу.

Якщо оцінки коваріації реалізації ЕЕГ-сигналу в межах m -го ковзного вікна (4) відмінні від нуля, то її складові компоненти є стохастично-залежними величинами (відсутність білого шуму як припущений випадок прояву епілепсії).

В подальшому оцінки коваріації ЕЕГ-сигналу в часових межах m -их вікон, які формує коваріатор, буде оцінено шляхом формування індикаторів як кількісних показників виявлення моментів часу прояву епілепсії. Індикатори оцінюються шляхом обчислення добутку усереднених значень коваріації, що в свою чергу реалізовує часову фільтрацію.

Вираз оцінювання коваріацій ЕЕГ-сигналу в часових межах m -их вікон (добуток усереднених коваріаторів по часових зсувах u для частот f) подано у вигляді:

$$\hat{Y}_m(t) = \left| \prod_{f=f_1}^{f_2} (M_u \{b_m(t, u, f)\}) \right|, \quad (6)$$

$$u = 0, U_{\max}, \quad t \in \mathbb{R},$$

де $M_u \{\bullet\}$ – оператор усереднення по зсуві в часі u ; U_{\max} – максимальна довжина часового зсуву.

Оцінювання усереднених коваріацій згідно виразу (6) дає змогу обчислити числове значення статистичного взаємозв'язку отриманих оцінок коваріаторів. При зміні значення усередненої коваріації одного коваріатора відбувається закономірна зміна (зменшення або збільшення) усередненої коваріації іншого коваріатора. Отже, оцінка (6) забезпечить отримання числового значення, яке кількісно відобразить спільний взаємозв'язок між усередненими коваріаціями різних частот.

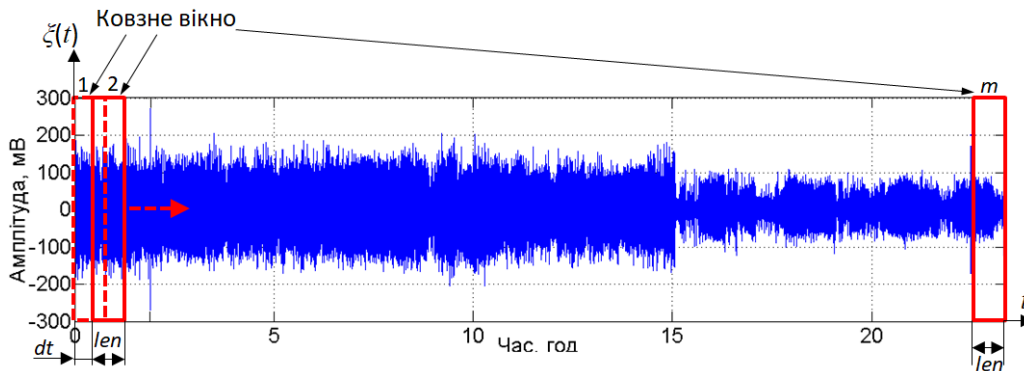


Рис. 7. Реалізація ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин та ковзних m -их вікон

Розроблений метод дає змогу розробити ядро програмного забезпечення комп'ютерної електроенцефалографічної системи, а саме алгоритмічне забезпечення (алгоритм) обробки ЕЕГ-сигналу для виявлення часових моментів прояву та тривалості епілепсії.

4 Алгоритмічне забезпечення обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин

Відповідно до узагальненої структури методу обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин (рис. 6) розроблено алгоритм обробки сигналу, який зображено на рис. 8.

Алгоритм обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин для виявлення епілепсії базується на обробці сигналу в часових межах ковзних вікон з подальшим його оцінюванням. За отриманими результатами обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин буде побудовано залежності оцінок сигналу в межах m -их вікон в залежності від моменту зони їх часової локалізації t_m .

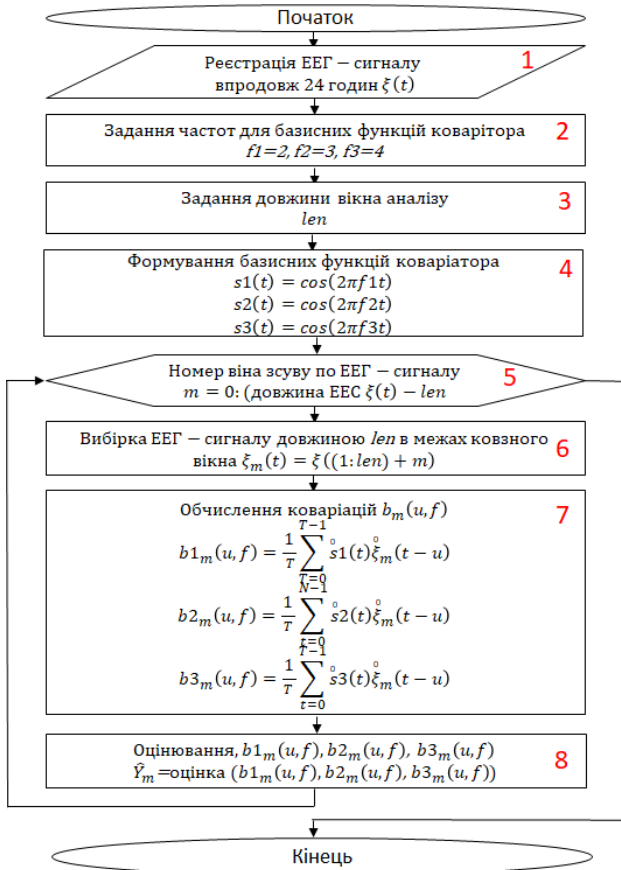


Рис. 8. Узагальнений алгоритм обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин при виявленні часових моментів прояву епілепсії

Узагальнений алгоритм обробки ЕЕГ-сигналів впродовж 24 годин дає змогу розробити програмне

забезпечення для комп'ютерних електроенцефалографічних систем для виявлення проявів епілепсії у людини.

5 Результати виявлення прояву епілепсії

На основі виразів (4-5) та алгоритму (рис. 8) розроблено програмне забезпечення комп'ютерної електроенцефалографічної системи з графічним інтерфейсом користувача в середовищі Matlab (утиліта GUIDE) (рис. 9) для виявлення прояву епілепсії у людей (у даному випадку для епілептиформної активності діапазону $f = [2; 4]$ Гц).

Результат обробки ЕЕГ-сигналу з параметрами частоти дискретизації $f=100$ Гц, довжиною ковзного вікна 2 сек та тривалістю ЕЕГ-сигналу близько 24 годин (23 год 21 хв) зображено на рис. 10 у вигляді оцінок усереднених добутків коваріаторів.

На рис. 10 видно, що в часові моменти прояву епілепсії спостерігається збільшення значень середньої потужності коваріацій по відношенню до часових моментів без прояву епілепсії. Отримані усереднені оцінки коваріаторів ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин $\hat{Y}_m(t)$ кількісно реагують на прояви епілепсії у людини.

Індикатором присутності прояву епілепсії буде слугувати пороговий пристрій q як спосіб прийняття рішення. Якщо оцінки усереднених коваріацій будуть вище порогу прийняття рішення $\hat{Y}_m(t) \geq q$, то буде прийнято рішення щодо наявності прояву епілепсії. У іншому випадку $\hat{Y}_m(t) < q$ буде констатовано факт відсутності прояву епілепсії. Рівень порогу буде визначено згідно Баєсівської концепції відношень правдоподібності та статистичного критерію Неймана-Пірсона в залежності від значення ймовірності помилки прийнятого рішення p_f (для медицини задекларовано $p_f = \{0, 001; 0, 01; 0, 1\}$). Результатом індикації проявів епілепсії у пацієнтів буде функція стану вигляду:

$$A(t) = \begin{cases} 0, & \text{якщо } \hat{Y}_m(t) < q, \\ 1, & \text{якщо } \hat{Y}_m(t) \geq q \end{cases}, \quad t \in \mathbb{R}, \quad (7)$$

де q – поріг прийняття рішення ($q \rightarrow 0$ у випадку відсутності прояву епілепсії), $A(t)$ – функція стану пацієнта, яка приймає значення 0 або 1 в певний момент часу t (0 – відсутність прояву епілепсії, 1 – прояв епілепсії).

Значення порогу q обчислюється для оцінок усереднених добутків коваріаторів в межах часової зони без прояву епілепсії згідно виразу:

$$q = \sqrt{D(\hat{Y}_m(t))} \Phi^{-1}(1 - p_f) + m(\hat{Y}_m(t)), \quad (8)$$

де $t \in [0, T_{\text{відсутність}})$ – часовий інтервал без прояву епілепсії; p_f – ймовірність помилки прийнятого рі-

шення; $m(\widehat{Y}_m(t))$ і $D(\widehat{Y}_m(t))$ – математичне сподівання та дисперсія оцінок усереднених добутків коваріаторів часової зони без прояву епілепсії; Φ – інтеграл нормального розподілу, $\Phi(x) = \text{erf}(x) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^x e^{-\frac{t^2}{2}} dt$.

Із використанням виразу (8) обчислено значення порогу при мінімальному помилковому рішенні 0,001, яке рівне $2.0321 \cdot 10^{-48}$ мВ².

Для перевірки коректності роботи коваріаторів при обробці ЕЕГ-сигналу для виявлення проявів епілепсії здійснено процедуру верифікації розробленого алгоритмічного та програмного забезпечення.

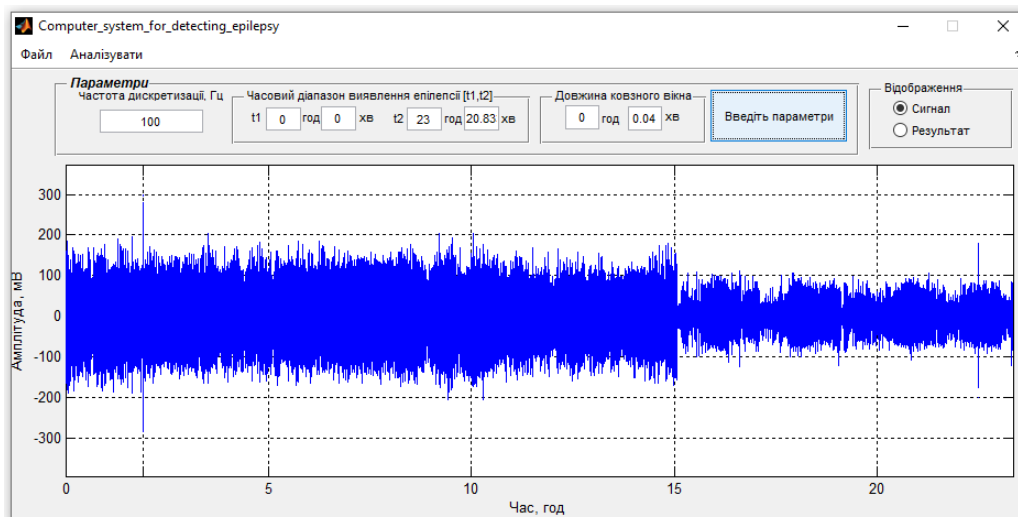


Рис. 9. Видяк графічного інтерфейсу користувача програми комп'ютерної електроенцефалографічної системи для виявлення прояву епілепсії у людей

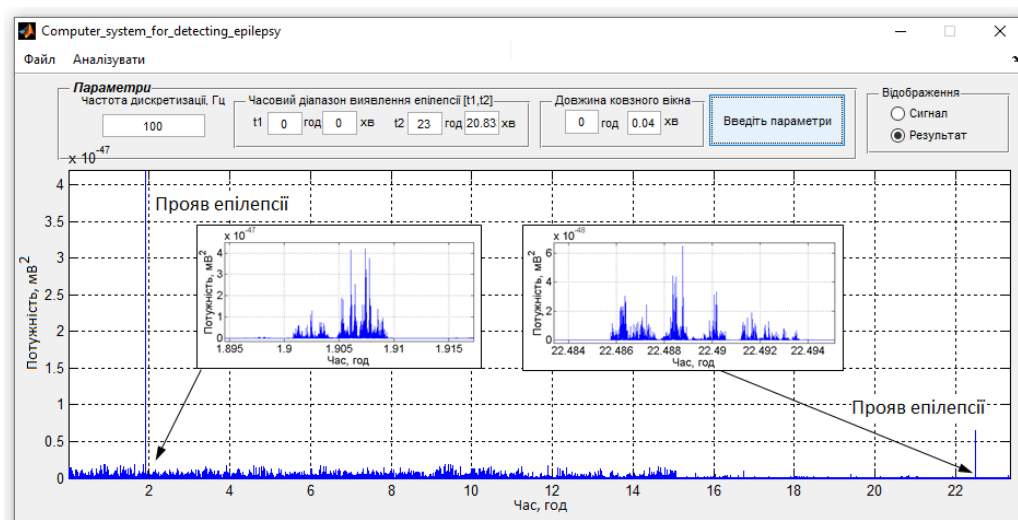


Рис. 10. Результат обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин

5.1 Верифікація алгоритмічного та програмного забезпечення обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин

Для верифікації алгоритмічного та програмного забезпечення обробки ЕЕГ-сигналу впродовж 24 годин при виявленні прояву епілепсії застосовано тестовий сигнал у вигляді суми гармонічних компонент на заданих часових зонах, які є характерними для ЕЕГ-сигналу в часові моменти прояву епілеп-

сії, та білого шуму – на часових зонах без прояву епілепсії у вигляді виразу:

$$y(t) = n(t_1) + \sum_{i=1}^N A_i \cos(2\pi f_i t_2) + n(t_3) + \quad (9)$$

$$+ \sum_{i=1}^N A_i \cos(2\pi f_i t_4) + n(t_5), \quad t = t_1 \cup t_2 \cup t_3,$$

де $n(t_1)$, $n(t_3)$, $n(t_4)$ – білий гаусівський шум (зони без прояву епілепсії); N – кількість гармонічних компонент, які є характерними для прояву епілепсії;

A_i, f_i – амплітуда та частоти гармонічних компонент тестового сигналу при прояві епілепсії.

На рис. 11 зображено згенеровану реалізацію тестового сигналу з п'ятьма часовими зонами (априорно відомими), а саме зони з та без проявів епілепсії.

На рис. 12 зображено результати обробки тестового сигналу (рис. 11).

За результатами обробки тестового сигналу (рис. 12) встановлено, що при доходженні ковзного вікна обробки до часової зони появи гармонічних

компонент (аналогічно прояву епілепсії) спостерігається стрімкий приріст значень середньої потужності коваріацій, який перевищує значення порогу q , а при зникненні – спад значень потужності нижче значення порогу q . Значення порогу q обчислено для часової зони відсутності гармонічних компонент (аналог часовій зоні відсутності прояву епілепсії). Результати порівняння априорних (рис. 10) з апостеріорними (рис. 11) значеннями моментів часу прояву епілепсії та її тривалості наведено у табл. 1.

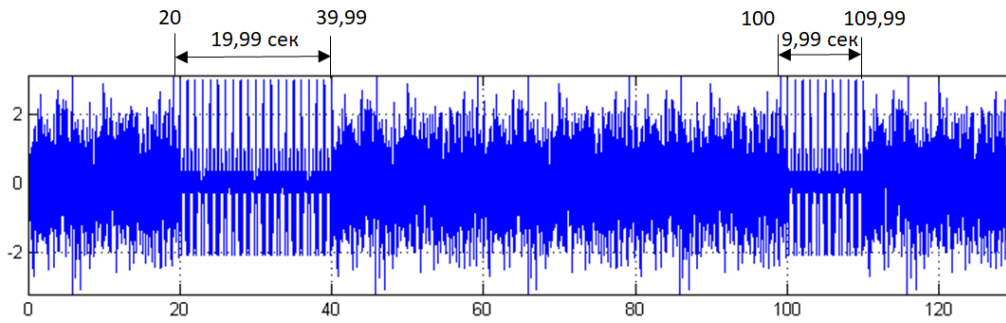


Рис. 11. Реалізація тестового сигналу з часовими зонами прояву епілепсії

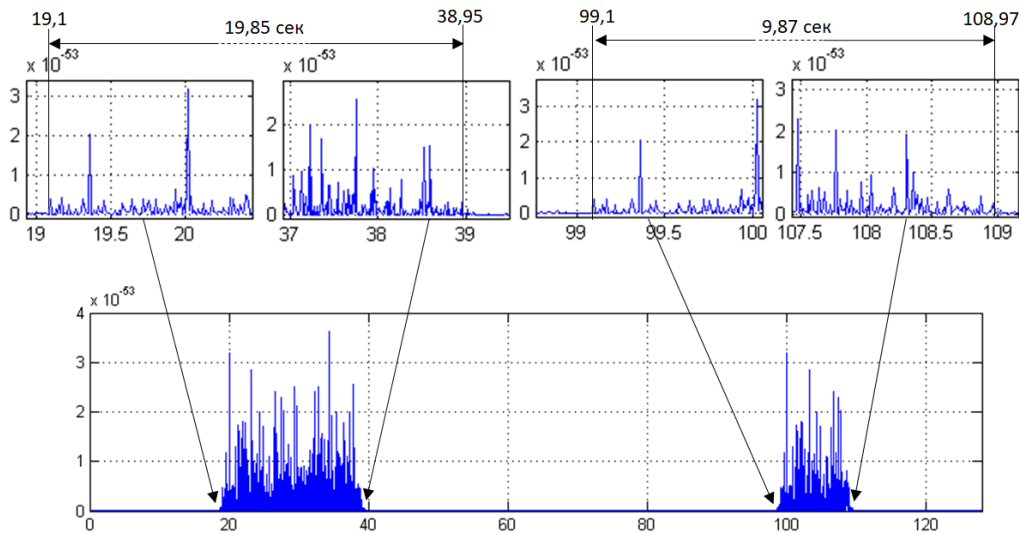


Рис. 12. Результат обробки тестового сигналу

Табл. 1 Результати порівняння априорних з апостеріорними параметрами часу

№	Априорні значення (apr)	Апостеріорні значення (aps)	Відхилення $apr-aps$ ($(apr-aps /aps)*100\%$)
1	Перший прояв епілепсії		
	- початок 20 сек	- початок 19,85 сек	0,15 сек (0,76%)
	- кінець 39,99 сек	- кінець 38,95 сек	1,04 сек (2,6%)
	- тривалість 19,99	- тривалість 19,85 сек	0,14 сек (0,7%)
2	Другий прояв епілепсії		
	- початок 100 сек	- початок 99,1 сек	0,09 сек (0,9%)
	- кінець 109,99 сек	- кінець 108,97 сек	0,93 сек (2,6%)
	- тривалість 9,99	- тривалість 9,87 сек	0,12 сек (1,2%)

За результатами обчислених значень часів та їх відхилень, які наведено у табл. 1, встановлено, що розроблений метод дає змогу визначати часові параметри прояву та тривалості епілепсії з точністю 2,6% (максимальне значення з табл. 1).

Отже, отримані результати верифікації підтвердили факт коректності роботи математичного, алгоритмічного та програмного забезпечення щодо виявлення прояву епілепсії.

Висновки та рекомендації

Обґрунтовано структуру математичної моделі EEG-сигналу впродовж 24 годин у вигляді кусково-випадкової послідовності білих шумів та адитивної суміші гармонічних функцій різної частоти, яка уможливує дослідження зміни у структурі сигналу в часі з метою виявлення епілепсії у людини.

Розроблено метод та алгоритм обробки EEG-сигналу впродовж 24 годин на основі обґрунтованої структури математичної моделі та коваріаційного методу з базисними функціями різної частоти, що дало змогу дослідити фазо-часову структуру сигналу та отримати інформативні ознаки як індикатори виявлення епілепсії у людини, зокрема час їх появи, тривалість та зникнення.

Розроблено в середовищі MATLAB програмне забезпечення для електроенцефалографічних комп'ютерних систем з метою обробки EEG-сигналу впродовж 24 годин.

На базі комп'ютерного імітаційного моделювання здійснено процес верифікації алгоритмічного та програмного забезпечення комп'ютерної електроенцефалографічної системи при обробці EEG-сигналу впродовж 24 годин на факт виявлення епілепсії у людини.

Перелік посилань

1. Бутов И. С. Эпилептический характер полтергейста: исследование энцефалограмм фокальных лиц. РО «БеларусьКосмопоиск», 2009. Аномалия, №1. Часть 1. С. 32-36.
2. Cerf R., el H. el Ouasdad. Spectral analysis of stereo-electroencephalograms: preictal slowing in partial epilepsies. *Biological Cybernetics*. Vol. 83. PP. 399-405. (2000). DOI: 10.1007/s004220000178.
3. Кравцова Е. Ю., Шулакова К. В., Кравцов Ю. И., Кулеш А. А. Результаты спектрального анализа электроэнцефалограммы пациентов с фокальными эпилептическими приступами в межприступном периоде. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*, 2014. Методы исследования и диагностики. №2. С.34-36.
4. Liang S. F., Wang H. C., Chang W. L. (2010) Combination of EEG complexity and spectral analysis for epilepsy diagnosis and seizure detection. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, 853434. DOI: 10.1155/2010/853434.
5. Tsipouras M. G. (2019). Spectral information of EEG signals with respect to epilepsy classification. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*. 10. DOI: 10.1186/s13634-019-0606-8.
6. Kennedy J. D., Gerard E. E. Continuous EEG Monitoring in the Intensive Care Unit. 2012. *Current Neurology and Neuroscience Reports* 12(4):419-28. DOI: 10.1007/s11910-012-0289-0.
7. Hirsch L. J., Kull L. L. Continuous EEG Monitoring in the Intensive Care Unit. 2004. *American journal of electroneurodiagnostic technology*. 44(3):137-58. DOI: 10.1080/1086508X.2004.11079478.
8. Бурденко Н. Н., Анохин И. К., Майорчик В. Е. Электрические явления в коре головного мозга при травматической эпилепсии. *Вопр. нейрохир.* № 3. С. 3-15.
9. Benbadis S. R., Rielo D. A., Lutsep H. L. (co). EEG Artifacts. *eMedicine Neurology*, 2019. URL: <https://emedicine.medscape.com/article/1140247-overview>.
10. Sucholeiki R., Benbadis S. R. Normal EEG Variants. *eMedicine Neurology*, 2019. URL: <https://emedicine.medscape.com/article/1139291-overview>.
11. Alarcon G., Binnie C. D., Elwes R. D. C., Polkey C. E. Power spectrum and intracranial EEG patterns at seizure onset in partial epilepsy. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*. Volume 94, Issue 5, 1995. PP. 326-337. DOI: 10.1016/0013-4694(94)00286-T.
12. Старых Е. В. Дозированность гипоксических стимуляций у больных эпилепсией. *Неврологический вестник*. 2002. Т. XXXIV. Вып. 1-2. С.24-27.
13. Tzallas A. T., Tsipouras M. G., Fotiadis D. I. Automatic seizure detection based on time-frequency analysis and artificial neural networks. *Comput Intell Neurosci*, 80510 (2007). DOI: 10.1155/2007/80510.
14. Ocak H. Optimal classification of epileptic seizures in EEG using wavelet analysis and genetic algorithm. *Signal Process.* 88(7), pp.1858-1867 (2008). DOI: 10.1016/j.sigpro.2008.01.026.
15. Bhattacharyya A., Pachori R. B., Upadhyay A., Acharya U. R. Tunable-Q wavelet transform based multiscale entropy measure for automated classification of epileptic EEG signals. *Appl. Sci.* 7, 385 (2017). DOI: 10.3390/app7040385.
16. Айвазян С. О., Ширяев Ю. С. Видео-ЭЭГ-мониторинг в диагностике эпилепсии у детей. *Журн. неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*, 2010. Т. 110. № 3. С. 72-76.
17. Friedman D., Claassen J., Hirsch L. J. Continuous electroencephalogram monitoring in the intensive care unit. *Anesthesia & Analgesia*: August 2009. Volume 109, Issue 2, pp. 506-523. DOI: 10.1213/ane.0b013e3181a9d8b5.
18. Young G. B., Jordan K. G., Doig G. S. An assessment of nonconvulsive seizures in the intensive care unit using continuous EEG monitoring: an investigation of variables associated with mortality. *Neurology*. 1996; 47(1):83-9.

References

- [1] Butov I. S. (2009). Epyleptichesky kharakter polterheysta: doslidzhennya entsefalohramm fokal'nykh osib [The epileptic nature of the poltergeist: a study of encephalograms of focal faces]. *RO "BelarusKosmopisk". Anomaly*, №1, Part 1, pp. 32-36. [In Russian].
- [2] Cerf R., el H. el Ouasdad. (2000). Spectral analysis of stereo-electroencephalograms: preictal slowing in partial epilepsies. *Biological Cybernetics*, Vol. 83, pp. 399-405. DOI: 10.1007/s004220000178.
- [3] Kravtsova E. Y., Shulakova K. V., Kravtsov Y. I., Kulesh A. A. (2014). Rezul'taty spektral'noho analizu elektroentsefalohrammy patsiyentiv z fokal'nyimi epileptichnymy pidkhodamy v mizhprirodnomu periodi [The results of spectral analysis of the electroencephalogram of patients with focal epileptic seizures in the interictal period]. *Journal of Neurology and Psychiatry im. S.S. Korsakova [Zhurnal neurologii i psihiatrui im. S.S. Korsakova]*, Vol. 114(2), pp.34-36. [In Russian].
- [4] Liang S. F., Wang H. C., Chang W. L. (2010). Combination of EEG Complexity and Spectral Analysis for Epilepsy Diagnosis and Seizure Detection. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Article number: 853434. DOI: 10.1155/2010/853434.
- [5] Tsipouras M. G. (2019). Spectral information of EEG signals with respect to epilepsy classification. *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing*, Article number: 10. DOI: 10.1186/s13634-019-0606-8.
- [6] Kennedy J. D., Gerard E. E. (2012). Continuous EEG Monitoring in the Intensive Care Unit. *Current Neurology and Neuroscience Reports*, Vol. 12, Iss. 4, pp. 419-428. DOI: 10.1007/s11910-012-0289-0.
- [7] Hirsch L. J., Kull L. L. (2004). Continuous EEG Monitoring in the Intensive Care Unit. *American Journal of Electroneurodiagnostic Technology*, Vol. 44, Iss. 3, pp. 137-58. DOI: 10.1080/1086508X.2004.11079478.
- [8] Burdenko N. N., Anokhin I. K., Mayorchik V. E. (1945). Elektrychni yavleniya v korenevomu mozku pry travmatychniy epilepsiyi [Electrical phenomena in the cerebral cortex in traumatic epilepsy]. *Vopr. Neurosurgery*, pp. 3-15. [In Russian].
- [9] Benbadis S. R., Rielo D. A., Lutsep H. L. (2019). EEG Artifacts. *Medscape*.
- [10] Sucholeiki R., Benbadis S. R. (2019). Normal EEG Variants. *Medscape*.
- [11] Alarcon G., Binnie C.D., Elwes R. D. C., Polkey C. E. (1995). Power spectrum and intracranial EEG patterns at seizure onset in partial epilepsy. *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Vol. 94, Iss. 5, pp. 326-337. DOI: 10.1016/0013-4694(94)00286-T.
- [12] Starykh E. V. (2002). Dozyrovannost' hipoksychnykh stymulyatsiy u velykykh epilepsiy [Dosage of hypoxic stimulations in patients with epilepsy]. *Neurological Bulletin*. T. XXXIV, Vyp. 1-2, pp.24-27. [In Russian].
- [13] Tzallas A. T., Tsipouras M. G., Fotiadis D. I. (2007). Automatic Seizure Detection Based on Time-Frequency Analysis and Artificial Neural Networks. *Computational Intelligence and Neuroscience*, Article ID: 80510. DOI: 10.1155/2007/80510.
- [14] Ocak H. (2008). Optimal classification of epileptic seizures in EEG using wavelet analysis and genetic algorithm. *Signal Processing*, Vol. 88, Iss. 7, pp.1858-1867. DOI: 10.1016/j.sigpro.2008.01.026.
- [15] Bhattacharyya A., Pachori R. B., Upadhyay A., Acharya U. R. (2017). Tunable-Q Wavelet Transform Based Multiscale Entropy Measure for Automated Classification of Epileptic EEG Signals. *Applied Sciences*, Vol. 7, Iss. 4, 385. DOI: 10.3390/app7040385.
- [16] Ayvazyan S. O., Shyryaev Yu. S. (2010). Vydeo-ÉÉÉh-monitorynh u diahnostytsi epilepsiyi u ditey [Video-EEG monitoring in the diagnosis of epilepsy in children]. *Journal of Neurology and Psychiatry im. S.S. Korsakova [Zhurnal neurologii i psihiatrui im. S.S. Korsakova]*, T.110, № 3, pp. 72-76. [In Russian].
- [17] Friedman D., Claassen J., Hirsch L. J. (2009). Continuous electroencephalogram monitoring in the intensive care unit. *Anesthesia & Analgesia*, Vol. 109, Iss. 2, pp. 506-523. DOI: 10.1213/ane.0b013e3181a9d8b5.
- [18] Young G. B., Jordan K. G., Doig G. S. (1996). An assessment of nonconvulsive seizures in the intensive care unit using continuous EEG monitoring: an investigation of variables associated with mortality. *Neurology*, Vol. 47, Iss. 1, pp. 83-9. DOI: 10.1212/wnl.47.1.83.

Математическое, алгоритмическое и программное обеспечение компьютерной электроэнцефалографической системы для выявления проявлений эпилепсии у человека

Хвостивский Н. О., Хвостивская Л. В., Бойко Р. Р.

Разработаны математическое, алгоритмическое и программное обеспечение в составе компьютерной электроэнцефалографической системы, основанное на обработке ЭЭГ-сигнала в течение 24 часов как кусочно-случайной последовательности белых шумов и аддитивной смеси гармонических функций различной частоты для выявления скрытых временных зон проявления эпилепсии. В основе метода выявления эпилепсии у человека лежит процедура ковариационной обработки с помощью корреляторов с гармоничными базисными функциями частот диапазона от f_1 до f_2 в пределах скользящего окна, которое перемещается по реализации ЭЭГ-сигнала продолжительностью 24 часа. На основе математического обеспечения (математическая модель и метод обработки) разработано алгоритмическое и программное обеспечение с применением пакета прикладных программ МАТЛАВ для компьютерных электроэнцефалографических систем. По результатам обработки экспериментальных данных ЭЭГ-сигнала в течение 24 часов установлено, что во временные моменты проявления эпилепсии наблюдается увеличение показателей средней мощности корреляторов по отношению к временным моментам без проявления эпилепсии. Итак, оценки ковариаторов ЭЭГ-сигнала в течение 24 часов количественно реагируют на проявления эпилепсии.

Для верификации разработанного математического, алгоритмического и программного обеспечения обработки ЭЭГ-сигнала в течение 24 часов в составе компьютерной электроэнцефалографической системы сгенерирован тестовый сигнал в виде суммы гармонических компонент на заданных временных зонах, которые являются характерными для сигнала во временные моменты проявления эпилепсии, и белого шума – на временных зонах без проявления эпилепсии. Результаты обработки

сгенерированного тестового сигнала подтвердили корректность обнаружения зон проявления гармонических компонент, которые индуцируют проявление эпилепсии.

Ключевые слова: ЭЭГ-сигнал в течение 24 часов; эпилепсия; математическая модель; алгоритм; обработка; ковариатор; программное обеспечение; Matlab; компьютерные электроэнцефалографические системы

Software, mathematical and algorithmic tools for the computer electroencephalography system of humans epilepsy manifestations detecting

Khvostivskyy M. O., Khvostivska L. V., Boyko R. R.

Mathematical, algorithmic and software have been developed as a part of a computer electroencephalographic system. It is based on a 24 hours processing of an EEG signal in a form of a piecewise random sequence of white noises and an additive mixture of harmonic functions with different frequencies for hidden epilepsy time zones detection. The method of epilepsy detecting is based on a procedure of covariance treatment using covariators with

basic harmonic functions of frequencies in the range from f_1 to f_2 within the sliding window, which moves along a sample of values of the EEG signal lasting 24 hours.

Based on the mathematical model and processing method, an algorithm and software have been developed for computer electroencephalographic systems using the MATLAB application package. According to the results of the EEG signal lasting 24 hours experimental data processing, it was found that at the time moments of epilepsy there is covariation average power increasing compared to time moments without epilepsy. Therefore, estimates of covariators EEG signal within 24 hours respond quantitatively to the manifestations of epilepsy.

To verify the developed mathematical, algorithmic support and software there was generated a test signal in the form of the harmonic components sum in given time zones, (characteristic of the EEG signal) at the time of epilepsy, and white noise – in time zones without epilepsy. The results of the generated test signal processing confirmed the correctness of the detection of the areas of harmonic components appearance that induce the manifestation of epilepsy.

Key words: EEG signal; 24 hours; epilepsy; mathematical model; algorithm; processing; covariate; software; Matlab; computer electroencephalographic systems