

УДК 004.519.2

# АНАЛІЗ ПІК-ХВИЛЬОВИХ РОЗРЯДІВ ЕЕГ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ВЕЙВЛЕТ- ПЕРЕТВОРЕНЬ

*Зеленський К.Х.*<sup>1,2</sup>, доц., д.т.н  
[Zelenske126@ukr.net](mailto:Zelenske126@ukr.net)

*Рудніков Є.Г.*<sup>1,2</sup>, к.фіз.-мат.н.  
[rudnikof@yahoo.com](mailto:rudnikof@yahoo.com)

*Сірома О.І.*, магістр  
[strelka.olga.s@gmail.com](mailto:strelka.olga.s@gmail.com)

1. Кафедра молекулярної фізики  
Київського національного університету  
імені Тараса Шевченка,  
Київ, Україна

2. Кафедра біомедичної кібернетики  
Національного технічного університету  
«Київський політехнічний інститут імені Ігоря Сікорського»,  
Київ, Україна

**Реферат.** – Аналіз електроенцефалограм є невід’ємна складова діагностики неврологічних захворюваннях. З огляду на їхню просторово-часову залежність традиційні підходи у клінічній практиці пов’язані із аналізом амплітуд сигналів із визначеним інтервалом його дискретизації. При цьому зовсім не враховуються залежності сигналів у просторі, що притаманне реальним змінюванням електроенцефалограм.

**Мета роботи** полягає у розробці підходу, що надає можливість під час аналізу електроенцефалограм здорових і хворих пацієнтів урахувати просторову і часову залежність цих сигналів для підвищення якості діагностування. На ґрунті аналізу підходів до спектрального аналізу нестационарних медичних сигналів, зокрема, електроенцефалограм, запропоновано застосування системи ортонормованих вейвлет - функцій Морле, які, на відміну від інших розповсюджених вейвлет-функцій, здатні забезпечити отримання спектрів сигналів, що аналізуються, як у часі, так й у просторовому вимірі. Отримано спектральне подання ЕЕГ-сигналів із застосуванням вейвлет-функцій Морле.

Виконано кратномасштабний аналіз електроенцефалограм для здорових і хворих пацієнтів, що надає можливість підвищити якість спектрального аналізу сигналів у просторово-часовому вимірі. Застосування вейвлет-функцій до аналізу ЕЕГ-сигналів пацієнтів, хворих на епілепсію надало можливість суттєво підвищити якість діагностики шляхом відокремлення низькочастотних і високочастотних компонент сигналів із застосуванням методів фільтрації завад. Аналіз ЕЕГ-сигналів із застосуванням вейвлет-перетворень є ефективний метод надійної ідентифікації біоелектричного стану головного мозку як здорових пацієнтів так і хворих на епілепсію.

Моніторинг та аналіз пацієнта упродовж тривалішого часу може надати більше інформації про розвиток епілепсії. Вейвлет-перетворення у сполученні із штучними нейронними мережами надає можливість реалізувати класифікатор на ґрунті розподілу енергії складових сигналів ЕЕГ. Визначення активності окремих компонентів сигналів ЕЕГ, а також матеріальність процесів, що мають місце у джерелах цих хвиль, може стати предметом подальших досліджень.

**Ключові слова:** абсанс-епілепсія, вейвлет-перетворення, вейвлети Морле, викликаний потенціал, електроенцефалограма, кратномасштабний аналіз, сонні веретена.

## I. ВСТУП

Аналіз електроенцефалограм (ЕЕГ) широко використовується у клінічній практиці діагностування таких неврологічних захворювань як епілепсія, хвороба Паркінсона тощо. Традиційні підходи до аналізу ЕЕГ, загальноприйняті у клінічній діагностиці

захворювань пов'язані із тим, що впродовж визначеного часу після подачі стимулу здійснюється обчислення амплітуд ЕЕГ через часові інтервали, що залежать від частоти квантування сигналу. За швидкістю реакції на стимул викликаного потенціалу діляться на компоненти, що викликають швидку реакцію

головного мозку, компоненти середньої затримки та компоненти із тривалою затримкою, або когнітивні компоненти (реакція з'являється від 50 мс після стимуляції). Змінювання амплітуди і латентності визначених компонентів надає можливість діагностувати різні захворювання у ранній стадії, наприклад, ураження нервових центрів, передінсультний стан, психічні захворювання, епілепсію тощо [10]. Такі дослідження пов'язані із коштовними і тривалими вимірюваннями стану пацієнтів, суб'єктивізмом дослідника тощо. Тому сучасні підходи до діагностування захворювань пов'язані із автоматизацією процесу аналізу ЕЕГ.

Традиційний і загальноприйнятий підхід до автоматизації аналізу ЕЕГ є отримання спектральних характеристик сигналу ЕЕГ із застосуванням Фур'є-перетворень. При цьому не береться до уваги той важливий факт, сигнал ЕЕГ за своєю сутністю є нестационарний, а перетворення Фур'є застосовується для спектрального аналізу стаціонарних сигналів.

Тому актуальною є розробка алгоритмів класифікації ЕЕГ-сигналів із застосуванням вейвлет-перетворень. При цьому з огляду на орієнтацію на застосування сучасної обчислювальної техніки замість неперервного вейвлет-перетворення використовують дискретне вейвлет-перетворення (ДВП) для розкладання сигналу ЕЕГ на рівні роздільної здатності компонентів ЕЕГ-сигналу ( $\delta$ ,  $\theta$ ,  $\alpha$ ,  $\beta$  і  $\gamma$ ) із застосуванням теореми Парсеваля для визначення відсоткових характеристик розподілу енергії ЕЕГ-сигналу на різних рівнях роздільності. Класифікація ЕЕГ відносно відсоткового розподілу енергії здійснюється із застосуванням нейронних мереж.

## II. ОГЛЯД СТАНУ ПРОБЛЕМИ

У роботі [1] виконані дослідження, присвячені аналізу ЕЕГ на ґрунті поліномів Кравчука. Недоліком такого підходу є неможливість аналізу часових рядів, тобто нестационарних сигналів.

У наш час розробкам у галузі вейвлет-перетворень присвячена значна кількість праць [2--5]. Вейвлет-перетворення активно

застосовується у різних галузях: в аналізі медичних сигналів таких, як електроенцефалограми, електроміограми, дослідження послідовності ДНК [9], при розв'язанні задач класифікації [4], в обробці зображень [7] тощо.

## Вейвлет-перетворення

Вейвлети мають такі характеристики як центр і радіус у часовій та частотній областях, за якими можна визначити поточне положення вікна перетворення, а також його ширину.

У роботі пропонується вибір в якості материнського вейвлету комплексний вейвлет Морле [3], що надає можливість виконувати частотно-часовий аналіз нестационарних сигналів (часових рядів).

Материнський вейвлет  $\psi(x)$  має бути добре локалізованим в околі  $x=0$ , мати нульове середнє і одиничну норму. Ці властивості притаманні вейвлету Морле:

$$\psi(x) = D e^{-x^2/2} \left( e^{-i\Omega_0 x} - e^{-\Omega_0^2/2} \right), \quad \Omega_0 = 2\pi.$$

$$D = \frac{1}{\sqrt{\pi} \left( 1 - 2e^{-3\Omega_0^2/4} + e^{-\Omega_0^2} \right)}.$$

Фур'є-компонента вейвлету Морле має вигляд

$$\hat{\psi}(\Omega) = \sqrt{2\pi} D \left[ e^{-(\Omega-\Omega_0)^2/2} (1 - e^{-\Omega_0 \Omega}) \right].$$

Вейвлет-перетворення визначається за формулою:

$$W(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi \left( \frac{t-b}{a} \right) dt, \quad (1)$$

де  $f(t)$  -- сигнал.

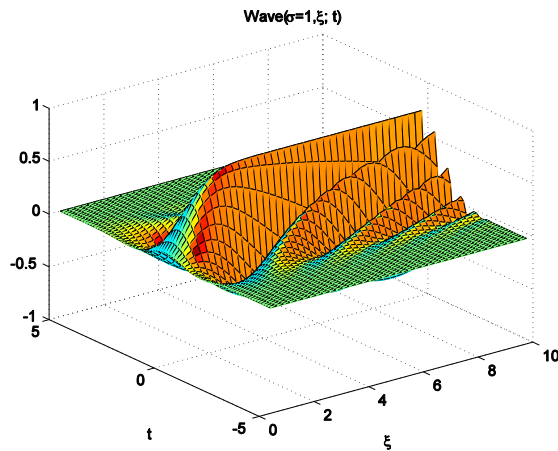


Рис. 1. Графік вейвлету Морле за фіксованого зсуву.

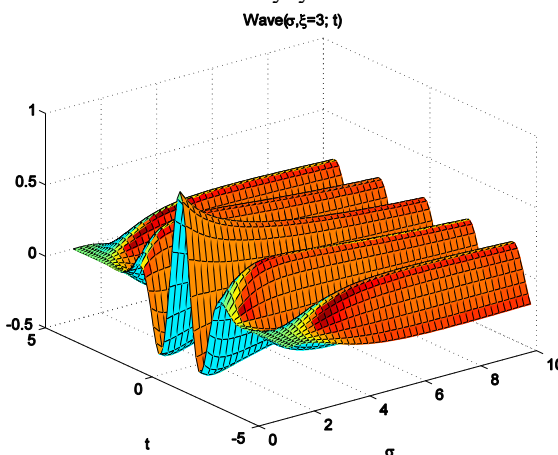


Рис. 2. Графік вейвлету Морле за фіксованого масштабу.

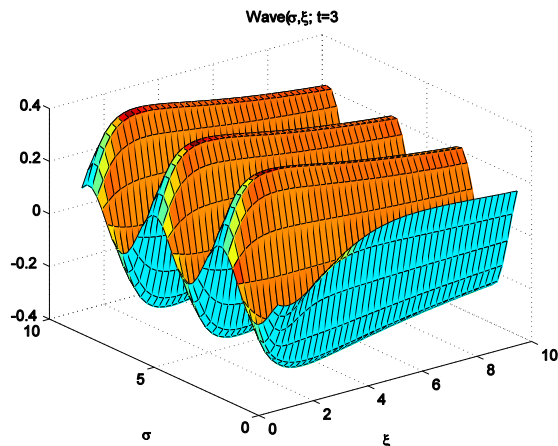


Рис. 3. Графік вейвлету Морле за фіксованого часу.

Зворотнє вейвлет-перетворення:

$$f(t) = \frac{1}{C_\psi} \int_0^\infty \int_{-\infty}^\infty W(a,b) \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) db \frac{da}{a^2}. \quad (2)$$

Функція, що описує розподіл енергії за масштабами, називається вейвлет-спектром (скалограмою). Вона має вигляд [10]:

$$S(a_i, b_j) = |W(a_i, b_j)|^2.$$

Вейвлети генеруються із вейвлетної функції  $\Psi(t)$ , яка має назву "материнський вейвлет", що визначається як:

$$\Psi_{s,\tau}(t) = \frac{1}{\sqrt{s}} \Psi\left(\frac{t-\tau}{s}\right), \quad (3)$$

де  $\tau$  -- коефіцієнт зсуву і  $s$  -- коефіцієнт масштабування.

Дискретне вейвлет-перетворення (ДВП) визначається як:

$$W(j,k) = \sum_j \sum_k f(x_k) 2^{-j/2} \Psi(2^{-j} x_k). \quad (3)$$

### III. ОСНОВНА ЧАСТИНА

Сигнал ЕЕГ містить кілька спектральних компонент. Величина сигналу ЕЕГ людини із поверхні мозку міститься у діапазоні від 10 до 100 мкВ. Діапазон частот ЕЕГ має нечіткі нижню і верхню межу, але найважливіші частоти з фізіологічної точки зору містяться у межах від 0,1 до 30 Гц. Стандартні клінічні смуги ЭЭГ розташовані --  $\delta$  (від 0,1 до 3,5 Гц),  $\theta$  (від 4 до 7,5 Гц),  $\alpha$  (від 8 до 13 Гц) і  $\beta$  (від 14 до 30 Гц) діапазонах. ЕЕГ сигналів із частотами вище 30 Гц називають  $\gamma$ -хвилями.

Неперервне вейвлет-перетворення (НВП) ЕЕГ - сигналу  $x(t)$  визначається як:

$$\hat{A}_{\psi} x(a,b) = \frac{1}{\sqrt{|a|}} \int_{-\infty}^{\infty} x(t) \psi^*\left(\frac{x-b}{a}\right) dt,$$

де  $\psi(t)$  -- "материнський вейвлет", зірочка означає комплексне сполучення (у разі дійсних функцій збігається із нею),  $a$  і  $b$  -- параметри масштабування. Параметр масштабування  $a$  визначає частоту коливань та довжину вейвлет-імпульсу, а параметр зсуву  $b$  визначає зміщення положення сигналу.

Використання НВП для частотно-часової структури пік-хвильових розрядів надало можливість виявити ЕЕГ-ознаки, за якими можна передбачити початок епілептичного розряду.

Дослідження [10] довготривалих записів ЕЕГ пацієнтів лінії WAG/Rij, виконані за допомогою комплексного вейвлету Морле,

засвідчило, що появі пік-хвильових розрядів на ЕЕГ передувала сукупність коротких ритмічних компонентів, максимальна потужність яких міститься у діапазоні  $\delta$  (3--5 Гц) і  $\theta/\alpha$  частот (7--11 Гц).

Поряд із пік-хвильовими розрядами існують характерні патерни активності із

великою амплітудою, зокрема, сонні веретена, наявність артефактів, що створює додаткові проблеми у визначенні пік-хвильових розрядів.

На рис. 4 наведені вейвлет-спектрограми ЕЕГ пік-хвильового розряду лінії WAG/Rij і людини, хворої на абсанс-епілепсію, отримані із використанням вейвлету Морле із  $\omega_0 = 2\pi$ .

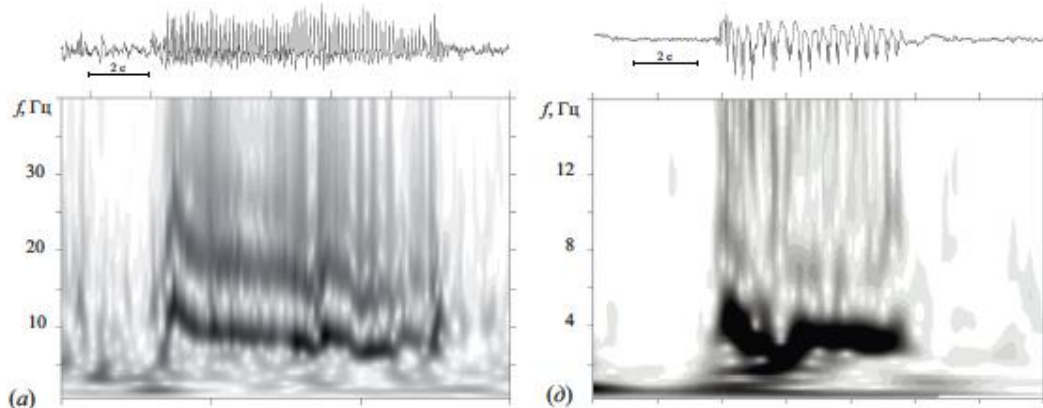


Рис. 4 Вейвлет-спектрограми ЕЕГ пік-хвильового розряду лінії WAG/Rij і людини, хворої на абсанс-епілепсію

На практиці застосування ВП в інженерних галузях, як правило, потребує застосування його дискретної реалізації (ДВП). ДВП визначається за допомогою дискретних значень параметрів масштабування  $a$  і зсуву  $b$ . Якщо покласти  $a = a_0^m$ ,  $b = nb_0 a_0^m$ , отримаємо:

$$\psi_{m,n}(t) = a_0^{-m/2} \psi(a_0^{-m} t - nb_0),$$

де  $m, n \in \mathbb{Z}$ ,  $m$  указує локалізацію частоти і  $n$  указує на локалізацію часу. Як правило, обирають  $a_0 = 2$  і  $b_0 = 1$ . Такий вибір визначає діадично-ортонормований ВП і слугує основою для кратномасштабного аналізу (КМА).

Кратномасштабний аналіз сигналу полягає у розкладанні сигналу за різними ортонормованими базисами, що складаються із функцій  $\varphi_{j,k}(t)$  і  $\psi_{j,k}(t)$ . Характерна особливість кратномасштабного аналізу є розкладання одного й того самого сигналу у різних базисах, що відповідають різним масштабам, причому перехід від одного базису до іншого здійснюється визначеним способом і не залежить від масштабу. Щоб перейти до нового базису, що відповідає масштабу із номером на 1 більше, треба у поточному базисі розкласти масштабуючі функції через масштабуючі функції і вейвлети із масштабом

на 1 більше.

В КМА будь-який ЕЕГ-сигнал  $x(t)$  може бути сповна розкладений наближено шляхом розширення функцій  $\varphi_m(t)$  (також має назву батько вейвлету), що запроваджується вейвлетами  $\psi_m(t)$ . Функція масштабування тісно пов'язана із фільтрами нижніх частот (ФНЧ), а вейвлет-функція тісно пов'язана із фільтрами верхніх частот (ФВЧ). Розкладання сигналу починається при проходженні сигналу через ці фільтри. Наближеннями є низькочастотні компоненти часового ряду або сигналу. Сигнал проходить через ФВЧ і ФНЧ. Потім вихідні сигнали від фільтрів проріджуються на 2 для отримання коефіцієнтів апроксимації на рівні 1 ( $A_1$  і  $D_1$ ). Далі коефіцієнти апроксимації спрямовуються на другий етап із повторенням процедури тощо.

При дослідженні сигналів їх подають у вигляді сукупності послідовних наближень грубої (апроксимуючої)  $A_{j_0}(t)$  та уточненої (деталізуючої)  $D_j(t)$  складових:

$$f(t) = A_{j_0}(t) + \sum_{j=1}^{j_0} D_j(t)$$

із подальшим їх уточненням ітераційним методом. Кожний крок уточнення відповідає

визначеному масштабу, тобто рівню  $j_0$  аналізу (декомпозиції) і синтезу (реконструкції) сигналу.

$$f(t) = \sum_k a_{j_0,k} \varphi_{j_0,k}(t) + \sum_{j=1}^{j_0} \sum_k d_{j,k} \psi_{j,k}(t),$$

$$a_{j_0,k} = (f(t), \varphi_{j_0,k}(t)), \quad d_{j_0,k} = (f(t), \psi_{j_0,k}(t)), -$$

- апроксимуючі і деталізуючі коефіцієнти.

Середньо-квадратична похибка відновленого сигналу:

$$\sigma = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} [f(k) - \hat{f}(k)]^2.$$

Смуга частот  $[F_m/2; F_m]$  кожної деталі масштабу ДВП на пряму пов'язана із частотою дискретизації вхідного сигналу, який задається виразом  $F_m = F_s/2^{l+1}$ , де  $F_s$  -- частота дискретизації,  $l$  -- рівень розкладання. Час вибірки ЕЕГ-сигналів складає 0,00576 с, або частота дискретизації дорівнює 173,6 Гц.

Вочевидь (рис. 1), величини ЕЕГ-сигналу пацієнта із епілепсією суттєво більші за інші ЕЕГ-сигнали. Крім того, компоненти сигналу ЕЕГ ( $\delta, \theta, \alpha, \beta, \gamma$ ) пацієнта із епілепсією мають значно більшу амплітуду за інші сигнали ЕЕГ. Активність (величина) компонентів цих двох сигналів визначатиметься із використанням ДВП.

Часовий ряд (відновлений сигнал ЕЕГ)

$f(t)$  подається у вигляді суми апроксимуючої компоненти  $A_{N,k}$  та суми деталізуючих компонент  $D_{j,k}(t)$ :

$$f(t) = \sum_{k=1}^{N_a} A_{N,k} \varphi_{j,k}(t) + \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^{N_j} D_{j,k} \psi_{j,k}(t),$$

де  $N$  -- вибраний максимальний рівень розкладання ряду;  $N_j$  -- кількість деталізуючих коефіцієнтів на рівні  $j$ ;  $N_a$  -- кількість апроксимуючих коефіцієнтів на рівні  $N$ .

Величина енергії на заданому рівні вейвлет-розкладання  $j$  із кількістю деталізуючих коефіцієнтів  $N_j$  визначається як

$$E_j = \frac{1}{N_j} \sum_{k=1}^{N_j} D_{j,k}^2.$$

Набір величин  $E_j$  для кожного рівня розкладання складає спектр вейвлет-енергії ряду. Повна енергія спектру є сума енергій кожного рівня

$$E_{\Sigma} = \sum_{j=1}^N E_j.$$

На рис. наведено результати аналізу сигналів ЕЕГ від двох відведень (для прикладу), отриманих в результаті обробки сигналів із використанням вейвлетів Морле.

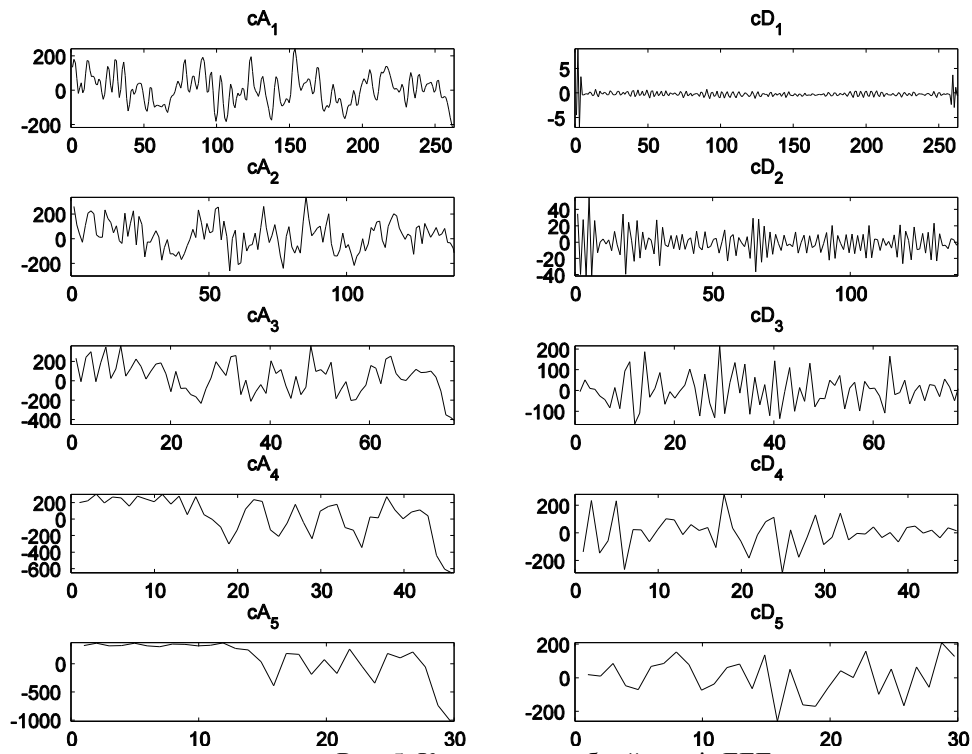


Рис. 5. Кратномасштабний аналіз ЕЕГ-сигналу

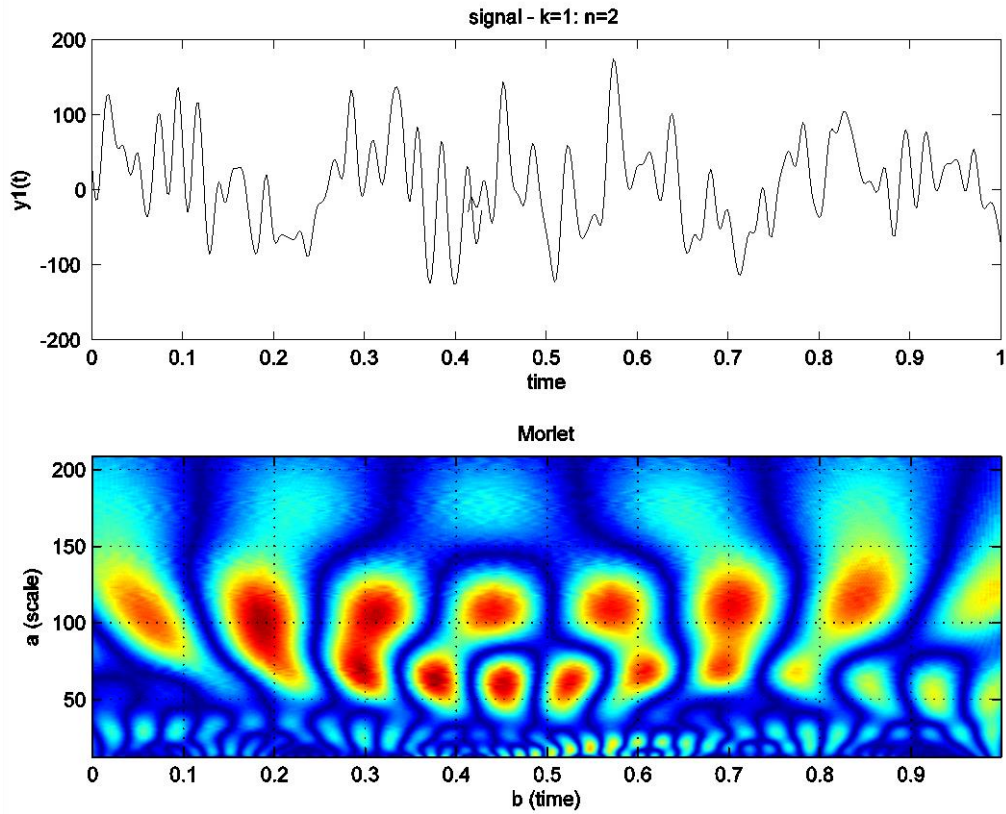


Рис. 6. ЕЕГ-сигнал відведення 2 і скейлограма ДВП

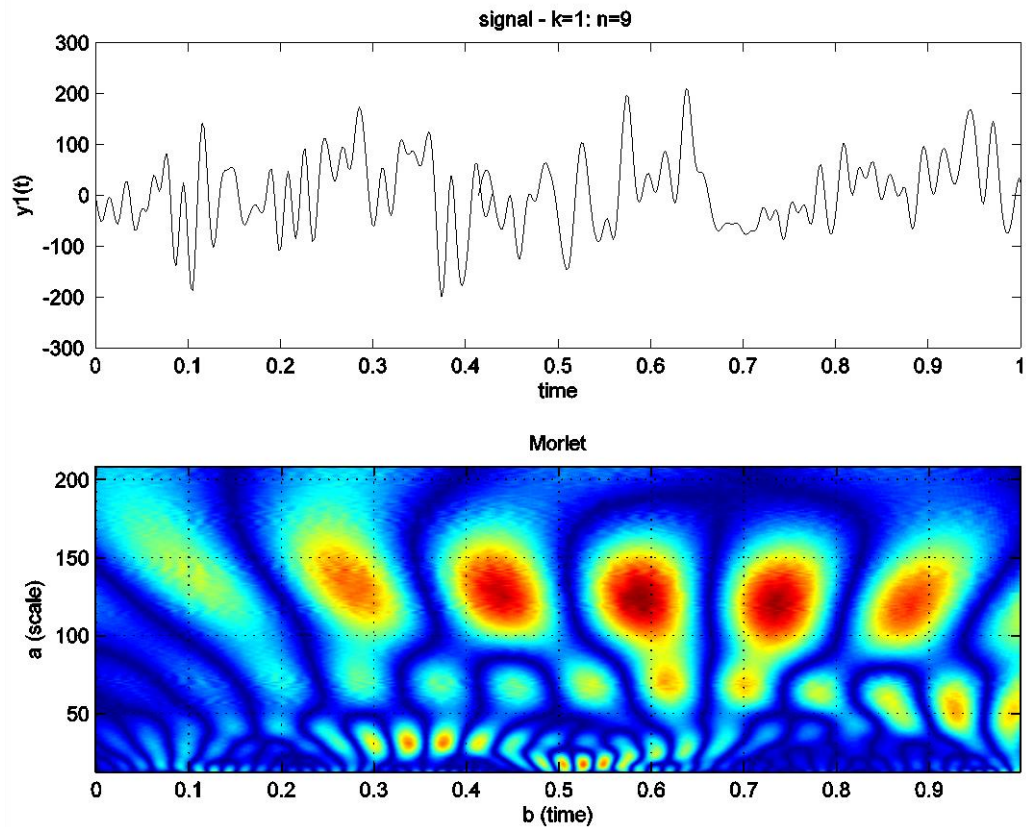


Рис.7 EEG-сигнал відведення 8 і скейлограма ДВП

На скейлограмах добре видно наявність пік-хвильових розрядів.

### Показники епілепсії на основі вейвлет-перетворень

У неврології основне діагностичне застосування EEG стосується епілепсії, оскільки епілептична активність може створити чіткі аномалії на стандартному дослідженні EEG. Добре відомі причини епілепсії можуть містити у собі: генетичні розлади, черепно-мозкову травму, метаболічні порушення, алкоголь або зловживання наркотиків, пухлини мозку, інсульт, диспазію. Тобто, активність EEG завжди відображає підсумовування синхронної активності тисяч і мільйонів нейронів, що мають аналогічну просторову орієнтацію.

Можна відзначити, що у хворих із діагнозом епілепсії активність компоненту D2 ( $\gamma$ -хвилі) досить низька і у середньому на 58,26% нижче за EEG-сигналів здорового пацієнта. Активність компоненту D3 ( $\beta$ -

хвилі) була у середньому нижче на 48,22%, у той час, як активність D4 компоненти ( $\alpha$ -хвилі) була схожа на EEG-сигнали здорового пацієнта. Активність компоненту D5 ( $\theta$ -хвилі), складала на 200% вище за EEG-сигнали здорового пацієнта, а активність компонентів A5 ( $\delta$ -хвиль) були у середньому вище приблизно на 77,32%. У середньому значення енергії множини C (хворих епілепсією) складала на 82% вище за множину A (здорових піддослідних). Послаблення або зменшення значень у часі деяких компонентів EEG-сигналів ( $\beta$  або  $\gamma$ -хвиль) або підсилення чи збільшення величини  $\theta$ -хвилі може виявитися надійним показником розвитку епілепсії.

На рис. наведено декомпозицію EEG-сигналу на низькочастотну і високочастотну складові.

Декомпозиція EEG-сигналу на окремі основні складові надає можливість відокремити низькочастотний і високочастотний спектри сигналу

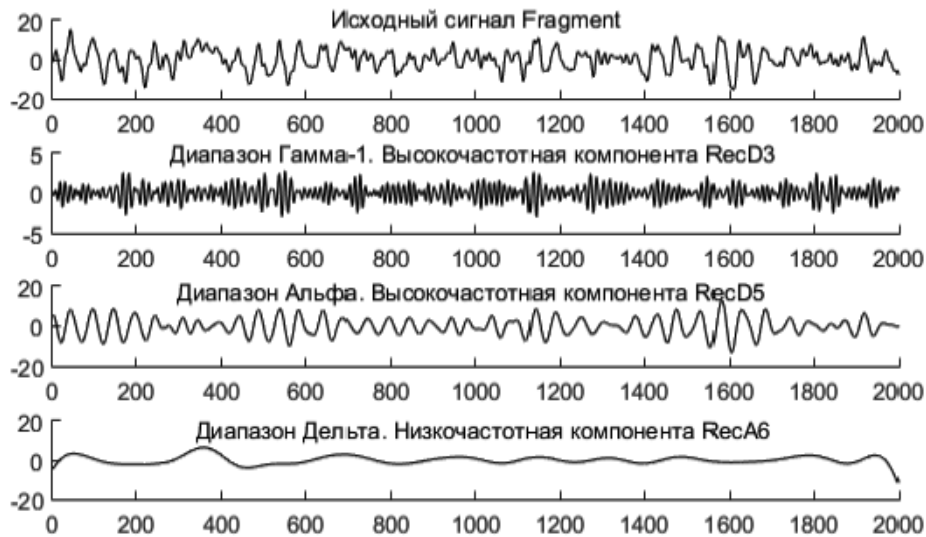


Рис. 8 Декомпозиція EEG-сигналу

#### IV. ВИСНОВКИ

Вейвлет-перетворення завдяки перевагам порівняно із іншими методами аналізу та обробки сигналів застосовується у медицині. EEG сигналів надає важливу інформацію для кількох типів неврологічних захворювань. Аналіз сигналів EEG із застосуванням вейвлет-перетворень є ефективний метод для надійної ідентифікації біоелектричного стану кори головного мозку як здорових пацієнтів, так й хворих на епілепсію. Наведений приклад аналізу сигналів EEG із використанням дискретного вейвлет-перетворення надає можливість ідентифікувати компоненти EEG-сигналів і визначає їхню енергетичну цінність.

Моніторинг та аналіз пацієнта упродовж тривалішого часу може надати більше інформації про розвиток епілепсії. Вейвлет-перетворення у сполученні із штучними нейронними мережами надає можливість реалізувати класифікатор на ґрунті розподілу енергії складових сигналів EEG. Визначення активності окремих компонентів сигналів EEG, а також матеріальність процесів, що мають місце у джерелах цих хвиль, може стати предметом подальших досліджень.

#### ПЕРЕЛІК ПОСИЛАНЬ

1. Філімонова Н. Б., Забара С.С. Метод аналізу мозкової синхронізації на основі дискретного вейвлет-перетворення EEG. *Вісник Університету "Україна". Серія: інформатика, обчислювальна техніка та кібернетика,*

№2, (21/2), 2018, С.110--119.

2. Павлов А.Н. Вейвлет-анализ в нейродинамике/А.Н. Павлов, А.Е. Храмов, А.А. Короновский. *Успехи физических наук*, т. 182, №9, 2012, с. 905--940.
3. Снежицкий В. А., Сакович Т. Н. Вейвлет - преобразование как механизм анализа спектральных характеристик кардиоинтервалов. *Журнал Гродненского государственного медицинского университета*, Том 16 (2), 2018. С. 139--147.
4. Столбова А. А. Вейвлет-анализ нестационарных неэквидистантных временных рядов. Дис. канд.техн. наук, 2018, 149 с.
5. Анциперов В. Е., Обухов Ю. В. Двумерное многомасштабное представление данных ЭЭГ записей эпилептических разрядов *Альманах клинической медицины*, -2008, №17-1., С. 154--157.
6. Витязев В.В. Вейвлет-анализ временных рядов.-- СПб: 2001, 68 с.
7. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам/И. Добеши.- Ижевск: НИЦ "Регулярная и хаотическая динамика", 2001, 464 с.
8. Малла С. Вейвлеты в обработке сигналов: пер. с англ --М.: Мир, 2005, 671 с.
9. Яковлев А.Н. Введение в вейвлет-преобразования, Новосибирск: НГТУ, 2003.--104 с.
10. Короновский А.А. Вейвлеты в нейродинамике и нейрофизиологии /А.А. Короновский, А.Н. Павлов, Е.Ю. Ситникова, А.Е. Храмов., 2012, 273 с.
11. Руннова А. Е., Максименко В. А., Пчелинцева С. В. Метод вейвлет-анализа паттернов двигательной активности на экспериментальных данных многоканальной электроэнцефалографии человека для управления внешними устройствами *Информационно-управляющие системы*. 2018. № 1. С. 106--115. doi:10.15217/issn1684-8853.2018.1.106
12. Runnova A. E., Zhuravlev M. O., Khranova A. E., The Study of Evolution and Depression of the Alpha-rhythm in the Human Brain EEG by Means of Wavelet-based Methods *Proc. SPIE*. 2017. Vol. 10337. P. 1033713. doi:10.1117/12.2267699



# ANALYSIS OF EEG PEAK-WAVE DISCHARGES USING WAVELET TRANSFORMS

*Zelenskyi K.Kh.*<sup>1,2</sup>, Assoc.,  
Doctor of Technical Sciences

[Zelenske126@ukr.net](mailto:Zelenske126@ukr.net)

*Rudnikov Ye.G.*<sup>1,2</sup>, Ph.D.

*Sirota O.I.*<sup>2</sup>, M.Sc

[strelka.olga.s@gmail.com](mailto:strelka.olga.s@gmail.com)

1. Department of Biomedical Cybernetics

National Technical University

"Ihor SikorskyKyiv Polytechnic Institute,

Kyiv, Ukraine

2. Department of Molecular Physics

Taras Shevchenko National university of Kyiv,

Kyiv, Ukraine

**Abstract.** – The analysis of electroencephalograms is an integral part of the diagnosis of neurological diseases. Given their spatial-temporal dependence, traditional approaches in clinical practice are associated with the analysis of signal amplitudes with a defined interval of its discretization. At the same time, the dependence of signals in space, which is inherent in real changes of electroencephalograms, is not taken into account at all. The purpose of the work is to develop an approach that makes it possible to take into account the spatial and temporal dependence of these signals during the analysis of electroencephalograms of healthy and sick patients to improve the quality of diagnosis. Based on the analysis of approaches to the spectral analysis of non-stationary medical signals, in particular, electroencephalograms, it is proposed to use a system of orthonormal wavelets - Morle functions, which, unlike other widespread wavelet functions, are capable of obtaining the spectra of the analyzed signals, both in time and in the spatial dimension. A spectral presentation of EEG signals was obtained using Morle wavelet functions. Multiple-scale analysis of electroencephalograms for healthy and sick patients was performed, which provides an opportunity to improve the quality of spectral analysis of signals in the space-time dimension. The application of wavelet functions to the analysis of EEG signals of patients with epilepsy made it possible to significantly improve the quality of diagnosis by separating low-frequency and high-frequency components of the signal using noise filtering methods. The analysis of EEG signals using wavelet transformations is an effective method of reliable identification of the bioelectrical state of the head brains of both healthy patients and patients with epilepsy. Monitoring and analyzing the patient over a longer period of time can provide more information about the development of epilepsy. Wavelet transformation in combination with artificial neural networks provides an opportunity to implement a classifier based on the energy distribution of the components of the EEG signal. Determining the activity of individual components of EEG signals, as well as the materiality of the processes taking place in the sources of these waves, may become the subject of further research.

**Key words:** *absence epilepsy, wavelet transform, Morlet wavelets, evoked potential, electroencephalogram, multiple-scale analysis, sleep spindles.*