

## МЕТОДИ ЧАСТОТНО-ЧАСОВОГО АНАЛІЗУ ЕЛЕКТРОЕНЦЕФАЛОГРАФІЧНИХ СИГНАЛІВ.

*Електроенцефалографічне дослідження дозволяє проводити діагностику психічних та психоневрологічних розладів, тому аналіз ЕЕГ-сигналів є важливою та актуальною математичною проблемою. Сигнал ЕЕГ є складним нелінійним нестационарним сигналом, що обумовлює складність його дослідження. У даній роботі описані ЕЕГ ритми, артефакти і феномени, та зроблено огляд і порівняння методів частотно-часового аналізу ЕЕГ-сигналів та специфіки їх застосування.*

*Ключові слова: ЕЕГ-сигнал, частотно-часове перетворення, віконне перетворення Фур'є, вейвлет перетворення, перетворення Гільберта-Хуанга.*

## EEG SIGNALS TIME-FREQUENCY ANALYSIS METHODS

### Annotation.

*Electroencephalographic is a modern method of diagnosis a human nervous system. It allows to diagnose psychical disturbance, epilepsy, psychiatric and neuropsychiatric disorders. Therefore EEG analysis is an important and relevant mathematical problem. EEG signal is a non-linear non-stationary signal. It's influenced by visual and muscle activity of a patient and correlation between process signals. That why EEG analysis is a complex problem.*

*EEG signal is recorded by internal or external electrodes. Mostly electrodes are placed according to International 10–20 system or its modification. The influence of external and internal factors leads to artifacts in the EEG signal. EEG artifacts can be divided into two classes: physical (electrical and electromagnetic disturbances, defective contact of the electrodes) and physiological (muscle, ocular, heart activity, swallowing, etc.). Also EEG rhythms are an important characteristic of EEG signal.*

*In this paper we described EEG rhythms, artifacts and phenomena, and done an overview and comparison of methods for time-frequency analysis of EEG signals and their specific application.*

*Keywords: EEG, time–frequency analysis, STFT, wavelet transform, HHT.*

Електроенцефалографія – це сучасний метод дослідження нервової системи людини. Електроенцефалографічне дослідження дозволяє проводити діагностику функціональної активності нервової системи, використовується для дослідження психічних, психо-соматичних, невротичних, когнітивних та емоційних розладів та є ефективним методом діагностування епілепсії, класифікації її форм та випадків.

ЕЕГ базується на аналізі електричних потенціалів головного мозку і являє собою складний електричний нелінійний нестационарний коливальний процес. Електроенцефалографи дозволяють реєструвати від 12 до 64 сигналів, на які впливає м'язова та зорова активність пацієнта, кореляційні процеси між сигналами. У зв'язку за цим, аналіз ЕЕГ сигналів є складною математичною проблемою. Метою цієї роботи є огляд сучасних методів аналізу ЕЕГ сигналів.

Сигнал ЕЕГ реєструється зовнішніми електродами, які розташовані на поверхні скальпу пацієнта, або внутрішніми, які імплантуються у шкіру або мозок. Найчастіше електроди розташовують за міжнародною системою “10-20”[1], запропонованою Г.Г. Джаспером, або за модифікованими системи зі збільшеною кількістю електродів. За цією схемою місце установки електродів визначається у відсотках від кісних орієнтирів черепа. Дві основні відстані приймаються за 100%: від перенісся до потиличного бугра, виміряна через верхівку та між слуховими проходами, що проходить через середину першої відстані. Перші електроди встановлюють на відстані 10% від потиличного бугра, наступні через 20% попереду потиличних і так далі, до лобових полюсних електродів, які розташовані на відстані 10% від перенісся. Друга відстань розподіляється аналогічно першій: на відстані 10% догори від слухових проходів розташовують скроневі електроди, через 20% центральні, на середній лінії черепа встановлюють центральні.

Вплив різних факторів – зовнішніх та внутрішніх – призводить до появи у ЕЕГ сигналу різноманітних артефактів. Їх можна поділити на фізичні (електричні та електромагнітні завади, неякісний контакт електродів) та фізіологічні (м'язова та серцева активність, окулярні та ковтательні рухи, та інші). Процес пошуку та усунення цих артефактів є важливою частиною обробки сигналу ЕЕГ.

**ЕЕГ ритми.** Під ЕЕГ ритмом будемо мати на увазі певний тип електричної активності, який відповідає деякому певному стану мозку людини та пов'язаний з певними церебральними механізмами. Історично ЕЕГ ритми були введені на початку розвитку електроенцефалографії, через те що при візуальному аналізі людське око може відокремлювати лише основні частотні полоси сигналу ЕЕГ. Таким чином кожному ритму відповідає характерний амплітудно-частотний діапазон [2].

Альфа-ритм має частоту 8-13 Гц та амплітуду до 100 мкВ. Максимально виражений в потиличних відділах. Реєструється у більшості здорових людей. Досягає максимальної амплітуди у стані спокою, особливо при заплещених очах. У більшості випадків виникають модуляції альфа-ритму, які утворюють веретена тривалістю 2-8 сек. Амплітуда альфа-ритму зменшується при концентрації уваги, розумовій активності та занепокоєнні.

Бета-ритм. Частота 13-30 Гц (деякі дослідники розширюють бета ритм до 40 Гц), амплітуда до 15 мкВ. Найкраще реєструється у області передніх центральних звивинах. Пов'язаний з соматичними, сенсорними, руховими механізмами, під час концентрації уваги та вирішенні конкретних задач.

Деякі дослідники також виділяють мю-ритм з частотою 8-13 Гц та амплітудою до 50 мкВ, який реєструється у деяких пацієнтів у центральній та центрально-скроневій області.

Тета-активність має частоту 4-8 Гц, її амплітуда перевищує 25 мкВ та може досягати 300 мкВ і більше. Тета-ритм зростає під час сну. Допускається у невеликій кількості та з амплітуда не більше альфа ритму у здорової активної людини, що вказує на зниження рівня функціональної активності мозку. В інших випадках вважається патологією. Тета-ритм виникає під час емоціональних розладів, зокрема розчарування.

Дельта-активність. Частота 0.5-3 Гц, амплітуда перевищує 25 мкВ. Спостерігається під час пробудження, у фазі глибокого сну та при патологічних змінах у роботі мозку.

Крім ЕЕГ ритмів у сигналі ЕЕГ присутні такі характерних особливостей – феномени – як спайки, гострі та повільні хвилі, спайк-хвилі та інші.

Аналіз ЕЕГ сигналу це складний процес, який можна поділити на наступні кроки:

1. Первинна обробка. Цей процес включає видалення шуму, усунення або локалізацію артефактів ЕЕГ сигналу (моторної активності та інших), відокремлення ЕЕГ ритмів та їх аналіз.
2. Пошук та локалізація феноменів. На цьому кроці у сигналі проводиться пошук відомих феноменів та унікальних особливостей сигналу.
3. Аналіз та класифікація феноменів згідно обраної математичної моделі сигналу ЕЕГ.

**Методи аналізу ЕЕГ сигналів.**

Фур'є аналіз можна вважати основою частотно-часових перетворень. Перетворення Фур'є дає можливість дослідити спектр ЕЕГ сигналу. Нехай  $x = x_0, x_1, \dots, x_{M-1}$  дискретний сигнал.

Тоді пряме дискретне перетворення Фур'є задається наступним чином

$$X_k = \frac{1}{M} \sum_{n=0}^{M-1} x_n e^{-\frac{i2\pi kn}{M}}, k = 0, 1, 2, \dots, M-1$$

а його зворотне перетворення має такий вигляд:

$$x_n = \sum_{k=0}^{M-1} X_k e^{\frac{i2\pi kn}{M}}, n = 0, 1, 2, \dots, M-1$$

Перетворення Фур'є дозволяє проаналізувати частотні складові сигналу, але не їх часову локалізацію. Для цього використовується дискретне віконне перетворення Фур'є [3]. Воно може бути використано для пошуку особливостей сигналу[4], [5], [6], відокремлення ЕЕГ ритмів [3], класифікації [7]. Через те, що сигнал ЕЕГ є складним нелінійним нестационарним коливальним процесом, для частотно-часового аналізу ЕЕГ також використовуються інші методи, такі як вейвлетний аналіз.

Вейвлет – це функція  $\psi \in L^2(R)$  з нульовим середнім значенням, нормована  $\|\psi\| = 1$ , та має центр у  $x = 0$ . Нехай  $\psi_{a,b}(x)$  – множина базисних функцій:

$$\psi_{a,b}(x) = \frac{1}{\sqrt{a}} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right)$$

Неперервне вейвлет-перетворення (CWT) одновимірного сигналу має наступний вигляд:

$$W_f(a,b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \int_{-\infty}^{+\infty} \psi\left(\frac{x-b}{a}\right) f(x) dx$$

Базисні функції  $\psi_{a,b}(x) \in L^2(R)$  є дійсними функціями і можуть розглядатися як масштабована та зсунута функція  $\psi(x)$ . Для отримання  $f(x)$ , функція  $\psi(x)$  (материнський вейвлет) повинна задовольняти умові

$$C_\psi = \int_0^{+\infty} \frac{|\Psi(\omega)|^2}{\omega} d\omega < \infty$$

де  $\Psi(\omega)$  — перетворення Фур'є для функції  $\psi(x)$ .

Неперервне вейвлетне перетворення використовується для пошуку та класифікації EEG феноменів, таких як епілептиформна активність [8], спайки [9] та інші. SWT має добру частотно-часову роздільну здатність, що дозволяє виділяти локальні особливості сигналу. Але розрахунок вейвлетних коефіцієнтів для усіх можливих масштабів є складною обчислювальною задачею, як і аналіз отриманих коефіцієнтів [10].

Дискретне вейвлетне перетворення розкладає сигнал на низькочастотну та високочастотну складову. Це дозволяє проводити кратно-масштабний аналіз сигналу, розкладаючи низькочастотну складову на кожному кроці (рис.1).

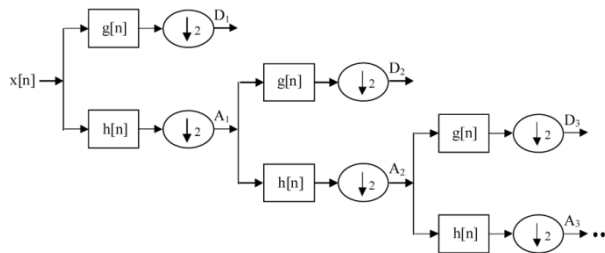


Рис. 1. Кратно-масштабний аналіз сигналу дискретним вейвлет перетворенням;  $g[n]$  – високочастотний фільтр,  $h[n]$  – низькочастотний фільтр

Дискретне вейвлетне перетворення дуже широко застосовується для аналізу EEG сигналів: для діагностики епілепсії та виявлення епілептичних нападів [11], [12], пошуку особливостей сигналу під час роботи нейро-комп'ютерних інтерфейсів [13], класифікації емоцій людини [14], видалення артефактів: окулярних [15], м'язових [16], [17] та інших. Таким чином, вейвлетне перетворення є ефективним інструментом для аналізу EEG сигналів.

Перетворення Гільберта-Хуанга розроблено для аналізу нелінійних нестационарних сигналів до яких можна віднести сигнал EEG. Воно базується на припущенні, що кожний сигнал складається з простих внутрішніх коливань – мод, які можуть бути лінійними чи нелінійними. Також ці коливання будуть симетричними відносно локального середнього значення. Кожне з коливань може бути представлене як внутрішня модова функція.

Внутрішня модова функція (IMF) визначається як функція яка задовольняє двом умовам [18, 5]:

1. По всьому сигналу кількість екстремумів та нулів функції мають бути рівними або відрізнятись не більше ніж на 1.
2. У будь-якій точці середнє значення обгортаючої, яка визначена локальними максимумами, та обгортаючої, яка визначена локальними мінімумами, дорівнює нулю.

Декомпозиція сигналу проводиться наступним чином: знаходяться локальні екстремуми, локальні максимуми з'єднуються кубічним сплайном – отримуючи верхню обгортаючу. Аналогічно нижня обгортаюча будується по локальним мінімумам. Усі значення функції даних знаходяться між обгортаючими.

Позначимо середнє значення між верхньою и нижньою обгортаючими як  $m_1$ , а перший компонент декомпозиції  $h_1 = x(t) - m_1$ . Функція  $h_1$  у ідеальному випадку має задовольняти означенню IMF, тобто бути симетричною та мати усі максимуми більше нуля, а мінімуми – менше нуля. Але на реальних даних після першої ітерації просіювання максимум може перетворитись на локальний мінімум. У цьому випадку рекурсивним алгоритмом отримуємо першу IMF функцію. Аналогічно розраховуються наступні модові функції. Тоді сигнал може бути представлений як сума модових функцій  $c_j$  та залишку  $r_n$ , який є монотонною функцією:

$$x(t) = \sum_{j=1}^n c_j + r_n$$

До кожної внутрішньої модової функції застосовується перетворення Гільберта, розраховуються миттєві частоти функцій та будується спектр Гільберта сигналу  $H(\omega, t)$ .

При аналізі сигналу ЕЕГ перетворення Гільберта-Хуанга може бути використане для виділення базових ритмі ЕЕГ сигналу [19], класифікації феноменів [20], [21], аналізу та розпізнавання емоцій [22], видалення артефактів [23] та інших задач. Це перетворення має апостеріорний адаптивний базис, добру частотно-часово роздільну здатність та підходить для аналізу ЕЕГ сигналів.

**Висновки.** Через те, що ЕЕГ сигнал це складний нелінійний нестационарний сигнал, класичні методи частотно-часового аналізу не завжди можливо ефективно використовувати. Фур'є аналіз пристосован для аналізу лінійних стаціонарних сигналів, а використання вейвлетного аналізу дозволяє обробляти лінійні нестационарні сигнали. Перетворення Гільберта-Хуанга дає змогу аналізувати нелінійні нестационарні сигнали і є перспективним інструментом обробки сигналів ЕЕГ.

### Література

1. Jasper. H.H. The ten-twenty electrode system of the International Federation / H.H. Jasper // *Electroencephalography and Clinical Neurophysiology* – 1958 – Vol.10 – PP. 371-375.
2. Quiroga R. Q. Quantitative analysis of EEG signals: Time-frequency methods and Chaos theory / R. Q. Quiroga // *Medical University Lubeck: Institute of Physiology and Institute of Signal Processing*, 1998 – P. 146
3. Pampu N.C. Study of effects of the short time fourier transform configuration on EEG spectral estimates / N. C. Pampu // *Acta Technica Napocensis. Electronica-Telecomunicatii* – 2011 – Vol. 52 – Issue 4 – PP. 26-29
4. Tzallas A. T. Epileptic Seizure Detection in EEGs Using Time-Frequency Analysis / A. T. Tzallas, M.G. Tsipouras, D.I. Fotiadis // *Information Technology in Biomedicine* – Sept. 2009 – Vol.13 – No. 5 – PP. 703-710
5. João Sleep Spindles Detection: a Mixed Method using STFT and WMSD / João, Costa, M. Ortigueira, A. Batista, T. Paiva // *International Journal Of Bioelectromagnetism (1456-7857)* – 2012 – Vol. 14 – PP. 229-233
6. Gorur D. Sleep spindles detection using short time Fourier transform and neural networks / D. Gorur, U. Halici, H. Aydin, G. Ongun, F. Ozgen, K. Leblebicioglu // *Neural Networks IJCNN '02* – 2002 – Vol. 2, PP. 1631-1636
7. Shaker M. M. EEG Waves Classifier using Wavelet Transform and Fourier Transform / M. M. Shaker // *International Journal of Medical, Dentistry, Pharmaceutical, Health Science and Engineering* – Vol.1 – No. 3 – PP. 166-171 – 2007
8. Goelz H. Continuous wavelet transform for the detection and classification of epileptiform activity in the EEG / H. Goelz, R. D. Jones, P. J. Bones // *BMES/EMBS Conference-1999 – First Joint* – 1999 – Vol.2, PP. 941
9. Abibullaev B. Epileptic spike detection using continuous wavelet transforms and artificial neural networks / B. Abibullaev, Hee Don Seo, Min Soo Kim // *Int. J. Wavelets Multiresolut Inf. Process.* – 2010 – Vol. 08 – Issue 1 – PP. 33-48
10. Gram M. Wavelet analysis of single-sweep pharmaco-EEG: beta-band activity correlate to the analgesic effect of buprenorphine / M. Gram // *Aalborg University* – 2012 – 1-6
11. Adeli H. A wavelet-chaos methodology for analysis of EEGs and EEG subbands to detect seizure and epilepsy / H. Adeli, S. Ghosh-Dastidar, N. Dadmehr // *IEEE Trans Biomed Eng* – 2007 – Vol. 54 (2) – PP. 205-211
12. Suhanya S. Detection of epilepsy disorder in EEG signal / S. Suhanya, P. Manimegalai // *International Journal of Emerging trends in Engineering and Development* – 2012 – Vol. 2 – Issue 2 – PP. 473-479
13. Wu Ting EEG feature extraction based on wavelet packet decomposition for brain computer interface / W. Ting, Y. Guo-zheng, Y. Bang-hua, S. Hong // *Elsevier, Measurement* 41 – 2008 – PP. 618-625
14. Murugappan M. Classification of human emotion from EEG using discrete wavelet transform / M. Murugappan, N. Ramachandran, Y. Sazali // *Journal of Biomedical Science and Engineering* – 2010 – Vol. 3, PP. 390-396.
15. Mingai Li Automatic Removal of Ocular Artifact from EEG with DWT and ICA methods / Mingai Li, Yan Cui, Jinfu Yang // *Applied Mathematics & Information Sciences* – 2013 – Vol. 7, No. 2, PP. 809-816
16. Safieddine Removal of muscle artifact from EEG data: comparison between stochastic (ICA and CCA) and deterministic (EMD and wavelet-based) approaches / D. Safieddine, A. Kachenoura, L. Albera, G. Birot, A. Karfoul, A. Pasnicu, A. Biraben, F. Wendling, L. Senhadji, I. Merlet // *EURASIP Journal on Advances in Signal Processing* 2012 – 2012:127
17. De Vos M Removal of muscle artifacts from EEG recordings of spoken language production / De Vos M, S. Riès, K. Vanderperren, B. Vanrumste, F.X. Alario, S. Van Huffel, B. Burle // *Neuroinformatics* – 2010 – Vol. 8(2), PP. 135-150

18. Huang Norden E. The Hilbert-Huang Transform and Its Applications / Norden E Huang, Samuel S. P. Shen // *Interdisciplinary mathematical sciences – Vol. 5 – World Scientific – 2005 – 311 p.*
19. Varun B. Separation of rhythms of EEG signals based on Hilbert-Huang transformation with application to seizure detection / B. Varun, Pachori R. B. // *Convergence and Hybrid Information Technology, Lecture Notes in Computer Science – 2012 – Volume 7425, PP. 493-500*
20. Deng S. EEG classification of imagined syllable rhythm using Hilbert spectrum methods / S. Deng, R. Srinivasan, T. Lappas, M. D'Zmura // *Journal of Neural Engineering – 2010 – Vol. 7(4)*
21. Oweis R. J. Seizure classification in EEG signals utilizing Hilbert-Huang transform / R. J. Oweis, E. W. Abdulhay // *BioMedical Engineering OnLine – 2011 – 10:38*
22. Cong Zong Hilbert-Huang transform based physiological signals analysis for emotion recognition / Cong Zong, M. Chetouani // *Signal Processing and Information Technology (ISSPIT) – IEEE International Symposium – 2009 – PP. 334-339*
23. Looney D. Ocular Artifacts Removal from EEG Using EMD / D. Looney, Ling Li, T. M. Rutkowski, D. P. Mandic, A. Cichocki // *Advances in Cognitive Neurodynamics ICCN 2007 – 2008 – PP. 831-835*