УДК 004.519.2

АНАЛІЗ ПІК-ХВИЛЬОВИХ РОЗРЯДІВ ЕЕГ ІЗ ЗАСТОСУВАННЯМ ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕНЬ

DOI 10.36994/2707-4110-2020-1-28-19

Kit G.V., к.т.н., доц., Відкритий міжнародний університет розвитку людини «Україна», vmurol.if@gmail.com

Анотація. Запропоновано метод аналізу електроенцефалограм (ЕЕГ) на ґрунті вейвлет - перетворень. 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. Тому актуальною є розробка алгоритмів класифікації ЕЕГ-сигналів із застосуванням вейвлет-перетворень. Виконано аналіз пік-хвильових розрядів ЕЕГ, що є показниками наявності чи відсутності абсанс-епілепсії. Виконано декомпозицію ділянок запису ЕЕГ на основні частотні діапазони ЕЕГ. 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.

ANALYSIS OF PEAK-WAVE DISCHARGES OF EEG WITH THE USE OF WAVELET TRANSFORMATIONS

Kit G.V., Ph.D., Ass. Prof., Open International University of Human Development "Ukraine", vmurol.if@gmail.com

Abstract. The method of analysis of electroencephalograms (EEG) on the basis of wavelet transformations is offered. Electroencephalogram (EEG) analysis is widely used in clinical practice for diagnosing such neurological diseases as epilepsy, Parkinson's disease and others. Traditional approaches to EEG analysis, generally accepted in the clinical diagnosis of diseases, are due to the fact that for a certain time after the stimulus, the EEG amplitudes are calculated at time intervals that depend on the frequency of signal quantization. Therefore, it is important to develop algorithms for classifying EEG signals using wavelet transforms. The analysis of peak-wave EEG discharges, which are indicators

of the presence or absence of absence epilepsy, was performed. The EEG recording areas were decomposed into the main EEG frequency bands. Wavelet transform in combination with artificial neural networks makes it possible 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 that take place in the sources of these waves, may be the subject of further research.

Keywords: *absence epilepsy, wavelet transformation, Morle wavelets, evoked potential, electroencephalogram, multiple-scale analysis, sleep spindles.*

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 (δ , θ , α , β і γ) 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.

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 [], 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:

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

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

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

Зворотне 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 τ -- коефіцієнт зсуву і s -- коефіцієнт масштабування.

Дискретне вейвлет-перетворення (ДВП) визначається як:

$$W(j, k) = \sum_j \sum_k f(x_k) 2^{-j/2} \Psi(2^{-j} x_k). \quad (4)$$

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 ЕЕГ розташовані -- δ (від 0,1 до 3,5 Гц), θ (від 4 до 7,5 Гц), α (від 8 до 13 Гц) і β (від 14 до 30 Гц) діапазонах. ЕЕГ сигналів із частотами вище 30 Гц називають γ -хвилями.

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

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

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 появи пік-хвильових розрядів на ЕЕГ передувала сукупність коротких ритмічних компонентів, максимальна потужність яких міститься у діапазоні δ (3--5 Гц) і θ/α 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 $\omega_0 = 2\pi$.

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.

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

Як правило, обирають $a_0 = 2$ і $b_0 = 1$. Такий вибір визначає діадишно-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

На скейлограмах добре видно наявність пік-хвильових розрядів.

Показники епілепсії на основі вейвлет-перетворень

У неврології основне діагностичне застосування ЕЕГ стосується епілепсії, оскільки епілептична активність може створити чіткі аномалії на стандартному дослідженні ЕЕГ. 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 ЕЕГ завжди відображає підсумовування синхронної активності тисяч і мільйонів нейронів, що мають аналогічну просторову орієнтацію.

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

Рис.7 ЕЕГ-сигнал відведення 8 і скейлограма ДВП

Можна відзначити, що у хворих із діагнозом епілепсії активність компоненту D2 (γ -хвилі) досить низька і у середньому на 58,26% нижче за EEG-сигналів здорового пацієнта. Активність компоненту D3 (β -хвилі) була у середньому нижче на 48,22%, у той час, як активність D4 компоненти (α -хвилі) була схожа на EEG-сигнали здорового пацієнта. Активність компоненту D5 (θ -хвилі), складала на 200% вище за EEG-сигнали здорового пацієнта, а активність компонентів A5 (δ -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 (β або γ -хвиль) або підсилення чи збільшення величини θ -хвилі може виявитися надійним показником розвитку епілепсії.

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

Рис. 8 Декомпозиція EEG-сигналу

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 ЕЕГ. Визначення активності окремих компонентів сигналів ЕЕГ, а також матеріальність процесів, що мають місце у джерелах цих хвиль, може стати предметом подальших досліджень.

Література

1. Філімонова Н.Б., Забара С.С. Метод аналізу мозкової синхронізації на основі дискретного вейвлет-перетворення ЕЕГ//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. Пашченко Р.Э. Вейвлет обработка фрактальных сигналов/Системы обработки информации, 2007, вып. 7 (65).-- с. 59--65.
4. Столбова А.А. Вейвлет-анализ нестационарных неэквидистантных временных рядов. Дис. канд. техн. наук, 2018.-- 149 с.
5. Анциперов В.Е. Двумерное многомасштабное представление данных ЭЭГ записей эпилептических разрядов/В.Е. Анциперов, Ю.В. Обухов// Альманах клинической медицины.-- 2008.--№17-1. --С. 154--157.
6. Витязев В.В. Вейвлет-анализ временных рядов/В.В. Витязев.-- 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./С. Малла--М.: Мир, 2005.-- 671 с.
9. Яковлев А.Н. Введение в вейвлет-преобразования/А.Н. Яковлев.-- 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.

Reference

1. Filimonova N.B., Zabara S.S. Metod analizu mozgovoyi synkhronizatsiyi na osnovi dyskretnoho veyvlet-peretvorenniya EEH//Visnyk Universytetu "Ukrayina". Seriya: informatyka, obchyslyuval'na tekhnika ta kibernetika, №2, (21/2), 2018.--S.110--119.
2. Pavlov A.N. Veyvlet-analyz v neyrodynamyke/A.N. Pavlov, A.E. Khramov, A.A. Koronovskyy//Uspekhy fizycheskykh nauk, t. 182, №9.--2012.-- s. 905--940.
3. Pashchenko R.E. Veyvlet obrabotka fraktal'nykh syhnalov/Systemy obrobky inforatsiyi, 2007, vyp. 7 (65).-- s. 59--65.
4. Stolbova A.A. Veyvlet-analyz nestatsyonarnykh neekvydystantnykh vremennykh ryadov. Dys. kand.tekhn. nauk, 2018.-- 149 s.
5. Antsyperov V.E. Dvumernoe mnohomasshtabnoe predstavlenye dannykh ÉÉH zapysey épileptycheskykh razryadov/V.E. Antsyperov, YU.V. Obukhov// Al'manakh klynycheskoy medytyny.- -2008.--№17-1. --S. 154--157.
6. Vytyazev V.V. Veyvlet-analyz vremennykh ryadov/V.V. Vytyazev.-- SPb: 2001.-- 68 s. Dobeshy Y. Desyat' lektssy po veyvletam/Y.
7. Dobeshy.-- Yzhevsk: NYTS "Rehulyarnaya y khaotycheskaya dynamyka", 2001.-- 464 s.
8. Malla S. Veyvlety v obrabotke syhnalov: per. s anhl./S. Malla--M.: Myr, 2005.-- 671 s.
9. Yakovlev A.N. Vvedenye v veyvlet-preobrazovanyia/A.N. Yakovlev.-- Novosybyrsk: NHTU, 2003.--104 s.
10. Koronovskyy A.A. Veyvlety v neyrodynamyke y neyrofyzolohyy /A.A. Koronovskyy, A.N. Pavlov, E.YU. Sytnykova, A.E. Khramov. -- 2012.--273 s.