

## СПИСОК ЛІТЕРАТУРЫ

1. *Асеев, Г. Г.* Проблема обнаружения нового знания в хранилищах данных методами Knowledge Discovery in Databases / Г. Г. Асеев // Вестник НТУ «ХПИ». – 2006. – № 19. – С. 62–70.
2. *Асеев, Г. Г.* Методы интеллектуальной предобработки данных в электронных хранилищах / Г. Г. Асеев // Радиоелектроніка, інформатика, управління. – 2010. – № 2(23). – С. 106–111.
3. *Асеев, Г. Г.* Методы интеллектуального анализа данных в электронных хранилищах / Г. Г. Асеев // Бионика интеллекта : науч.-техн. журнал. – 2008. – № 1(70). – С. 28–33.
4. *Растрингин, Л. А.* Случайный поиск – специфика, этапы истории и предрасудки / Л. А. Растрингин // Вопросы кибернетики. – Вып. 33. – 1988. – С. 3–12.
5. *Holland, J. H.* Adaptation in natural and artificial systems / John H. Holland. – Ann Arbor : University of Michigan Press, 1985. – 305 p.
6. *Rechenberg, I.* Evolutionsstrategie: Optimierung technischer Systeme nach Prinzipien der Biologischen Information / Rechenberg I. – Freiburg : Fromman, 1983. – P. 135–143.
7. *Goldberg, D. E.* Genetic algorithms in search, optimization, and machine learning / David E. Goldberg. – [USA] : Addison-Wesley, 1989. – 752 p.
8. *Волкова, В. В.* Возможностная фаззи-кластеризация текстовых массивов в реальном времени на основе самообучающейся нейронной сети / В. В. Волкова, Б. В. Колчигин // Факультетская научно-практическая молодежная школа-семинар студентов, аспирантов и молодых ученых «Информационные интеллектуальные системы» : тезисы докл. – Харьков : ХНУРЭ, 2008. – С. 30–33.
9. *Волкова, В. В.* Комбинированное обучение самоорганизующихся карт с нечетким выводом / В. В. Волкова, Е. В. Махиборода // Факультетская научно-практическая молодежная школа-семинар студентов, аспирантов и молодых ученых «Информационные интеллектуальные системы» : тезисы докл. – Харьков : ХНУРЭ, 2008. – С. 30–33.
10. *Рассел, С.* Искусственный интеллект. Современный подход / С. Рассел, П. Норвиг. – М. : Вильямс, 2006. – 1408 с.

Стаття надійшла до редакції 21.01.2011.

Асеев Г. Г.

#### МЕТОДИ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНОГО АНАЛІЗУ ДАНИХ В ЕЛЕКТРОННИХ СХОВИЩАХ: ГЕНЕТИЧНІ АЛГОРИТМИ

Представлено один з можливих методів інтелектуального аналізу даних в електронних сховищах великого об'єму – генетичні алгоритми і їх модифікація.

**Ключові слова:** інтелектуальний аналіз, електронне сховище, нейронна мережа, генетичні алгоритми.

Aseyev G. G.

#### METHODS OF INTELLECTUAL ANALYSIS OF DATA IN ELECTRONIC DEPOSITORIES: GENETIC ALGORITHMS

One of the possible methods of data intellectual analysis in high-volume electronic depositories is presented – genetic algorithms and their modification.

**Key words:** intellectual analysis, electronic depository, neuron network, genetic algorithms.

УДК 004:519.2

Кротких С. С.<sup>1</sup>, Кириченко Л. О.<sup>2</sup>

<sup>1</sup>Аспирант Харьковського національного університету радіоелектроніки

<sup>2</sup>Канд. техн. наук, доцент Харьковського національного університету радіоелектроніки

## ИССЛЕДОВАНИЕ ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В ЭЭГ ЧЕЛОВЕКА С ПОМОЩЬЮ ДИСКРЕТНОГО ВЕЙВЛЕТ-ПРЕОБРАЗОВАНИЯ

В работе с помощью дискретного вейвлет-преобразования проведен анализ изменения частотной структуры электроэнцефалограммы с вызванными потенциалами после воздействия стимула. Реализован метод определения времени реакции на стимул, основанный на оценивании вейвлет-энтропии и относительной вейвлет-энтропии сегментов энцефалограммы.

**Ключевые слова:** электроэнцефалограмма, вызванные потенциалы, дискретное вейвлет-преобразование, спектр вейвлет-энергии, вейвлет-энтропия, относительная вейвлет-энтропия.

### ВВЕДЕНИЕ

Головной мозг человека обладает электрическим полем, которое характеризуется электрическими скачками от нескольких миллиампер до нескольких сотен миллиампер. Каждый нейрон мозга генерирует изменение электрического потенциала, этот процесс можно измерить. Для анализа функций головного мозга широко используется электрический энцефалограф, который поз-

воляет измерить изменение электрического потенциала в отдельных участках головного мозга человека. Электроэнцефалограмму (ЭЭГ) можно рассматривать как фиксацию последовательности умственных задач, выполняемых мозгом субъекта. Различные умственные задачи или условия, в которых находится человек, имеют свои уникальные отражения в результирующем ЭЭГ сигнале. Таким образом, наличие тех или иных изменений в

сигнале может свидетельствовать об изменении условий или внутреннего физиологического состояния человека [1, 2].

ЭЭГ измеряет электрический потенциал с помощью нескольких электродов, расположенных в определенных точках на поверхности головы субъекта. Количество электродов, в зависимости от модели энцефалографа, может быть от 8 до 64. Если субъект жив, электрическая мозговая активность присутствует постоянно. За исключением воздействий мускульной активности и моргания глаз, сигнал распределен на частотах от 0,5 Гц до 40 Гц. Этот промежуток принято разделять на частотные диапазоны, называемые ритмами. Под понятием «ритм» на ЭЭГ подразумевается определенная полоса частот, соответствующая некоторому состоянию мозга. К ритмам ЭЭГ взрослого бодрствующего человека относятся альфа-, бета-, гамма-, дельта-, тета- ритмы (табл. 1). Присутствие каждого из диапазонов зависит от условий и состояния субъекта [2].

Одним из методов исследования активности головного мозга является использование вызванных потенциалов, связанных с событиями (ВП), которые представляют реакцию мозга на внешние события (стимулы). В англоязычной литературе распространен термин ERP (event-related potentials). В зависимости от стимула существуют зрительные, слуховые, соматосенсорные ВП, возможно получение ВП при раздражении любого периферического нерва.

Традиционная методика регистрации ВП заключается в том, что в течение определенного времени после подачи стимула производится вычисление амплитуд ЭЭГ через временные интервалы, зависящие от частоты квантования. Полученные данные суммируются, в результате чего амплитуда стабильно возникающих после стимула потенциалов неуклонно возрастает, а амплитуда ритмов спонтанной ЭЭГ в той же степени уменьшается. Для получения истинных амплитуд ВП амплитуда в каждой точке делится на число стимулов.

По скорости реакции на стимул (латентности) ВП делятся на компоненты, вызывающие быструю реакцию в стволе головного мозга (реакция возникает в течении 0–12 мс с момента стимуляции), компоненты средней задержки (12–50 мс после стимуляции) и компоненты с долгой задержкой или когнитивные компоненты ВП (реакция возникает начиная от 50 мс после стимуляции и обычно до 500 мс). ВП с долгой задержкой связаны с когнитивными процессами, такими как обращение к памяти, эмоции или выполнение задач на внимание. Изменение амплитуды и латентности определенных компонентов позволяет

Таблица 1. Основные ритмы ЭЭГ человека

Ритмы	Частотный диапазон
Гамма ( $\mu$ )	40–70 Гц
Бета ( $\beta$ )	14–30 Гц
Альфа ( $\alpha$ )	8–13 Гц
Тета ( $\theta$ )	4–7 Гц
Дельта ( $\delta$ )	0,5–3 Гц

диагностировать различные заболевания в ранней стадии развития, например, поражения проводящих путей или нервных центров, предынсультные состояния, психические заболевания, эпилепсию и др. [3–5].

### ПОСТАНОВКА ЗАДАЧИ

Основным инструментом анализа частотных характеристик сигнала является преобразование Фурье. Показателем меры спектральной сложности сигнала является спектральная энтропия. Вся энергия упорядоченного сигнала, такого как синусоида, сконцентрирована в соответствующих гармониках, что говорит о низкой энтропии сигнала. С другой стороны, зашумленный сигнал содержит широкий диапазон частот, следовательно, обладает высокой энтропией. Однако применение спектрального анализа к исследованию ЭЭГ весьма ограничено, поскольку участки ВП являются весьма кратковременными и сильно нестационарными. Этот недостаток может быть частично решен использованием оконного преобразования Фурье. Но при узком окне частотное разрешение будет слишком мало, а при широком – временная локализация становится неточной. Это ограничение становится критическим, когда сигнал содержит кратковременные изменения частот, такие как ВП. Преодолеть это ограничение можно, используя частотно-временное представление сигнала, как это предусматривается вейвлет-преобразованием, не требующим допущений о стационарности. Вейвлет-анализ вызванных потенциалов в ЭЭГ человека и использование вейвлет-энтропии как меры упорядоченности участков ЭЭГ-сигнала было рассмотрено в работах [5–9].

Целью представленной работы является анализ изменения частотной структуры ЭЭГ после воздействия стимула с помощью дискретного вейвлет-преобразования и определение времени реакции на внешние воздействия, основанное на применении вейвлет-энтропии.

### КРАТКИЕ СВЕДЕНИЯ ИЗ ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗА

Рассмотрим основные методы исследования стохастических временных рядов, основанные на применении вейвлет-анализа [10–13]. Основная идея кратномасштабного вейвлет-анализа заключается в том, что разложение ряда производится по ортогональному базису, образованному сдвигами и кратномасштабными копиями вейвлетной функции. Базисные функции  $\psi(t)$  называются вейвлетами, если они удовлетворяют ряду условий, в частности, определены на пространстве комплекснозначных функций с ограниченной энергией, колеблются вокруг оси абсцисс, быстро сходятся к нулю и имеют нулевой момент первого порядка.

Произвольная функция  $s(t)$  может быть разложена по вейвлет-базису  $\psi_{m,k}(t) = a^{-\frac{m}{2}} \psi(a^m t + k)$  с параметрами масштаба  $a$  и сдвига  $k$ :

$$s(t) = \sum_{m,k=-\infty}^{\infty} S_{m,k} \psi_{m,k}(t), \quad (1)$$

где коэффициенты вейвлет-спектра  $S_{m,k}$  определяются скалярным произведением

$$S_{m,k} = \langle s(t), \Psi_{m,k}(t) \rangle = \int_{-\infty}^{\infty} s(t) \Psi_{m,k}(t) dt. \quad (2)$$

В дискретном вейвлет-преобразовании (ДВП) параметры масштаба и сдвига задаются обычно в виде степенных функций:  $a = 2^{-m}$ ,  $k = k_0 \cdot 2^{-m}$ ,  $m, k_0 \in Z$ . Дискретные вейвлеты используются, как правило, в паре со связанными с ними дискретными скейлинг-функциями. Скейлинг-функции имеют с вейвлетами общую область задания и определенное соотношение между значениями. При заданных материнском вейвлете  $\Psi$  и соответствующей скейлинг-функции  $\Phi$  аппроксимирующие коэффициенты  $\text{apr}(j, k)$  и детализирующие коэффициенты  $\text{det}(j, k)$  ДВП для процесса  $X(t)$  определяются следующим образом:

$$\begin{aligned} \text{apr}(j, k) &= \int_{-\infty}^{\infty} X(t) \Phi_{j,k}(t) dt, \\ \text{det}(j, k) &= \int_{-\infty}^{\infty} X(t) \Psi_{j,k}(t) dt, \end{aligned} \quad (3)$$

где  $j$  – параметр масштаба,  $k$  – параметр сдвига ( $j, k \in Z$ ) и

$$\begin{aligned} \Phi_{j,k}(t) &= 2^{-j/2} \Phi(2^{-j}t - k), \\ \Psi_{j,k}(t) &= 2^{-j/2} \Psi(2^{-j}t - k). \end{aligned} \quad (4)$$

Кратномасштабный анализ, выполняемый с помощью ДВП, заключается в разбиении исследуемого временного ряда на две составляющие: аппроксимирующую и детализирующую, с последующим аналогичным дроблением аппроксимирующей до заданного уровня декомпозиции сигнала. Временной ряд  $X(t)$  представляется в виде суммы аппроксимирующей компоненты  $\text{approx}_N(t)$  и детализирующих компонент  $\text{detail}_j(t)$ :

$$\begin{aligned} X(t) &= \text{approx}_N(t) + \sum_{j=1}^N \text{detail}_j(t) = \\ &= \sum_{k=1}^{N_a} \text{apr}(N, k) \Phi_{j,k}(t) + \sum_{j=1}^N \sum_{k=1}^{N_j} \text{det}(j, k) \Psi_{j,k}(t), \end{aligned} \quad (5)$$

где  $N$  – выбранный максимальный уровень разложения ряда,  $N_j$  – количество детализирующих коэффициентов на уровне  $j$ ,  $N_a$  – количество аппроксимирующих коэффициентов на уровне  $N$ .

Выбор типа вейвлет-функции и количества уровней разложения является важным вопросом при выполне-

нии ДВП. Обычно вейвлет-функция подбирается в зависимости от временных и частотных характеристик каждого анализируемого сигнала. Максимальный уровень разложения зависит от того, какие частотные диапазоны необходимо исследовать.

Величина энергии на заданном уровне вейвлет-разложения  $j$  с количеством детализирующих вейвлет-коэффициентов  $N_j$  определяется как

$$E_j = \frac{1}{N_j} \sum_{k=1}^{N_j} \text{det}^2(j, k). \quad (6)$$

Набор величин  $E_j$  для каждого уровня разложения составляет спектр вейвлет-энергии ряда. Полная вейвлет-энергия спектра представляет собой сумму энергий каждого уровня:

$$E_{\text{tot}} = \sum_{j=1}^N E_j, \quad (7)$$

где  $N$  – максимальный уровень разложения. Относительная вейвлет-энергия показывает распределение вейвлет-энергии по уровням разложения:

$$p_j = \frac{E_j}{E_{\text{tot}}}. \quad (8)$$

Вейвлет-энтропия WE является количественной мерой упорядоченности сигнала и определяется по формуле:

$$WE = - \sum_{j=1}^N p_j \ln(p_j). \quad (9)$$

Относительная вейвлет-энтропия RWE является мерой подобия распределений вейвлет-энергий  $\{p_j\}$  и  $\{g_j\}$  для двух сигналов или двух участков одного сигнала и вычисляется как

$$\text{RWE}(p|q) = \sum_{j=1}^N p_j \ln\left(\frac{p_j}{q_j}\right). \quad (10)$$

Значение относительной вейвлет-энтропии строго положительно и близко к нулю, если распределения энергий двух сигналов близки. Чем больше значение RWE, тем больше расхождение между распределениями и, соответственно, между сигналами.

### АНАЛИЗ СТРУКТУРЫ ВРЕМЕННЫХ РЯДОВ С ПОМОЩЬЮ ВЕЙВЛЕТ-ЭНТРОПИИ

Покажем на модельных примерах, что адаптивное оценивание вейвлет-энтропии позволяет отследить появление сегментов с различным характером поведения. Для проведения численных исследований в качестве основных

модельных временных рядов были выбраны гармонические сигналы и реализации процессов авторегрессии.

На рис. 1 вверху слева представлен модельный сигнал, до середины реализации являющийся суммой двух синусов частотой 2 и 7 Гц, а после – синусоидой 13 Гц. Справа представлены спектры вейвлет-энергии на разных временных интервалах, полученные разложением сигнала на 7 уровней. Гармоники сигналов попадают в соответствующие диапазоны частот. Значения вейвлет-энтропий для приведенных спектров равны 1.33 и 1.21. Очевидно, что сигнал с одной гармонической составляющей является более упорядоченным, чем с двумя. Для определения структурных различий между первой и второй половинами сигнала, сигнал был разбит на участки длиной 1 с. Для каждого из участков по формуле (9) была рассчитана вейвлет-энтропия. Изменение величины вейвлет-энтропии во времени показано на рис. 1 внизу слева. Очевидно, что значение вейвлет-энтропии достигает наибольших значений в местах склеивания двух сигналов разной частоты.

На рис. 2 (вверху) представлена модельная реализация процессов авторегрессии, содержащая 5000 отсчетов. Первая часть реализации соответствует авторегрессии 1-го порядка с параметром  $\phi = 0,3$ . Вторая часть является авторегрессией 2-го порядка с коэффициентами  $\phi_1 = 0,3$  и  $\phi_2 = 0,4$ . Для определения структурных различий между первой и второй половинами временного ряда реализация была разбита на интервалы, содержащие 500 отсчетов каждый. Для каждого из участков была рассчитана относительная вейвлет-энтропия. В средней части рис. 2 показано изменение величины относительной энтропии, вычисленной согласно формуле (10), где в качестве базового спектра  $\{p_j\}$  выбран спектр авторегрессии 1-го порядка. В нижней части рис. 2 представлены значения величины относительной энтропии, где в качестве базового спектра выбран спектр вейвлет-энергии авторегрессии 2-го порядка.

Несмотря на значительную близость корреляционной структуры рядов, значения относительной вейвлет-энт-

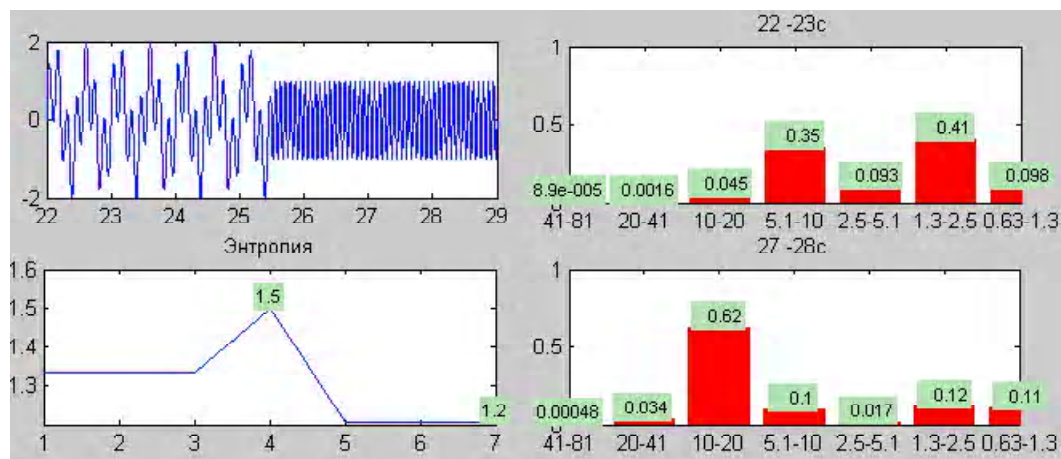


Рис. 1. Гармонический сигнал, спектр вейвлет-энергии и изменение вейвлет-энтропии

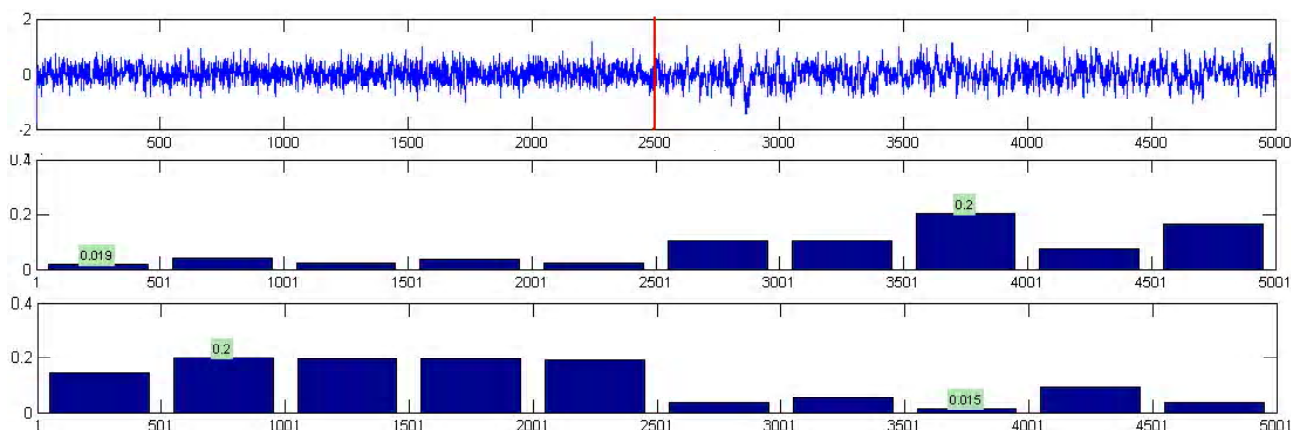


Рис. 2. Временной ряд авторегрессий 1-го и 2-го порядка (вверху); относительная вейвлет-энтропия, базовый спектр авторегрессии 1-го порядка (в середине); относительная вейвлет-энтропия, базовый спектр авторегрессии 2-го порядка (внизу)

ропии для одной половины ряда близки к нулю, а для второй на порядок больше. Это говорит о наличии частотной близости между участками сигнала и выбранным базовым вейвлет-спектром. Значения относительной вейвлет-энтропии изменяются при изменении частотной структуры временного ряда. Оба модельных примера показывают, что адаптивное оценивание вейвлет-энтропии позволяет успешно обнаруживать участки упорядоченности и изменения частотных компонент в различных сигналах.

**ПРИМЕНЕНИЕ ОТНОСИТЕЛЬНОЙ ВЕЙВЛЕТ-ЭНТРОПИИ ДЛЯ АНАЛИЗА ВЫЗВАННЫХ ПОТЕНЦИАЛОВ В ЭЭГ-СИГНАЛЕ ЧЕЛОВЕКА**

Исходные данные для исследований в данной работе были получены на специализированном сайте [14]. Данные содержали ЭЭГ десяти здоровых людей, записанные с помощью электроэнцефалографа системы VCI2000, который включает 64 электрода. Для каждого из испытуемых было записано по два ЭЭГ-сигнала: фоновая ЭЭГ (субъект сидит в удобном кресле с открытыми глазами в расслабленном состоянии) и ЭЭГ субъекта, выполняющего задачу на внимание. Во втором случае человек сидит в удобном кресле, напротив него расположен экран, на котором с частотой 8 секунд появляются маркеры с правой или левой стороны. При появлении маркера справа, субъект должен сжать правую кисть, слева – левую. Сигнал регистрируется с максимальной частотой 160 Гц. Длительность каждой записи ЭЭГ составляет 4 минуты.

Для исследования частотной структуры ЭЭГ было произведено многоуровневое вейвлет-разложение исходных сигналов. Количество уровней разложения было выбрано согласно основным исследуемым ритмам мозга: 40–80 Гц (гамма-ритм), 20–40 Гц (бета-ритм), 10–20 Гц (альфа-ритм), 5–10 Гц (тета-ритм), 2,5–5 Гц (дельта-ритм). Вейвлет-спектр не повторяет точно частотные ритмы че-

ловека, так как в соответствии с алгоритмом ДВП на последующих уровнях можно получить частотные диапазоны только в два раза короче, чем на предыдущем уровне. В качестве базовой вейвлет-функции был использован вейвлет семейства Добеши (Daubechie) степени 5.

На рис. 3 (вверху) показан график ЭЭГ человека, релаксирующего с закрытыми глазами. На соответствующем спектре вейвлет-энергии просматривается доминирование альфа-ритма, который активизируется при расслаблении с закрытыми глазами. В нижней части рис. 3 представлен график ЭЭГ человека, выполняющего сжатие и разжимание кисти руки. В этом случае на спектре вейвлет-энергии заметно преобладание низких частот в диапазоне 0,6–1,3 Гц.

При анализе ВП время реакции на стимул можно определять двумя способами [7]. В первом случае исследуется динамика вейвлет-энтропии WE. Время реакции  $t_{WE}$  – это время после стимула, за которое вейвлет-энтропия показывает наименьшее значение с момента подачи стимула. Данное время необходимо на перестройку частоты в период после стимула. Во втором случае анализируется динамика относительной вейвлет-энтропии, которая рассчитывается по формуле (10) с фоновым ЭЭГ-сигналом, когда субъект находится в расслабленном состоянии. Время реакции  $t_{RWE}$  – это время после стимула, за которое относительная энтропия достигает максимума. В момент  $t_{RWE}$  участок ЭЭГ с вызванными потенциалами и фоновая ЭЭГ показывают максимальную степень расхождения.

Для расчета вейвлет-спектра фонового сигнала соответствующая запись ЭЭГ была разбита на равные непересекающиеся интервалы по 500 мс, для каждого в соответствии с формулами (6)–(8) были получены и усреднены значения вейвлет-энергии. Для ЭЭГ, содержащей стимулы, были проделаны следующие операции: выбраны участки длиной 4 секунды, начиная за 2 секунды до подачи сти-

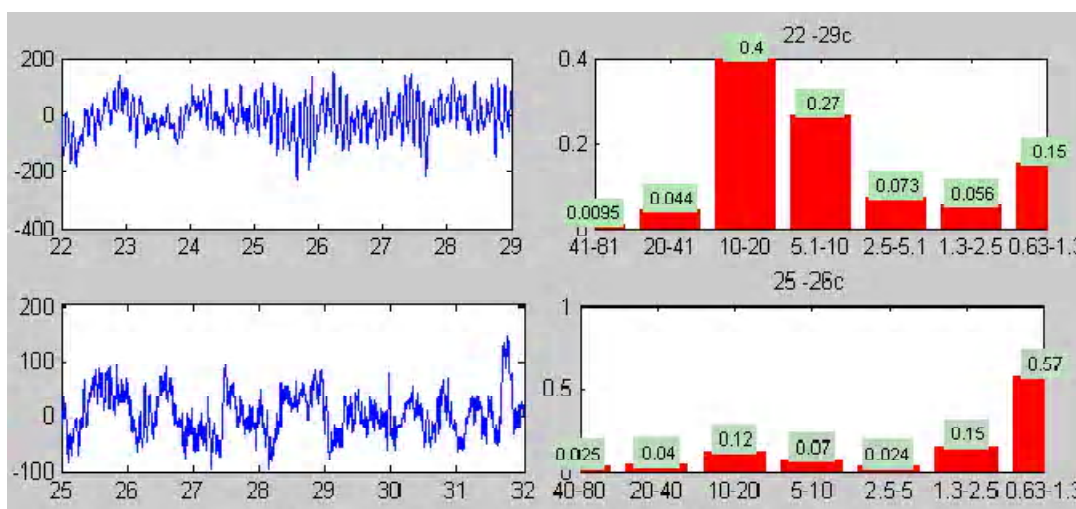


Рис. 3. ЭЭГ и спектр вейвлет-энергии: субъект в расслабленном состоянии (вверху), субъект выполняет сжатие и разжимание кисти (внизу)

мула; участки разбиты на непересекающиеся сегменты длиной 500 мс; для каждого участка получен спектр вейвлет-энергии и рассчитаны значения вейвлет-энтропии и относительной вейвлет энтропии к фоновой ЭЭГ.

Анализ распределений вейвлет-энергии (рис. 4) показывает, что после подачи стимула (вертикальная линия отмечает момент стимула) происходит смещение энергии в диапазон более низких частот: из альфа-ритма в тета-ритм. Время после стимула, в течение которого преобладает тета-ритм, варьируется от двух до четырех секунд.

Анализ распределения вейвлет-энергии в первые 500 мс после стимула показал, что распределение частот зависит от выбора электрода, с которого производится запись. Во фронтальной и центральной частях в период после стимула преобладает частота 5–10 Гц, а в затылочной – частота 10–20 Гц (рис. 5).

На рис. 6 представлены диаграммы изменения вейвлет энтропии (вверху) и относительной вейвлет-энтропии (внизу) для двух разных участков энцефалограммы со стимулом. В результате воздействия стимула значение энтропии начинает убывать, пока не достигает минимума в момент  $t_{WE}$ . Это связано с концентрацией энергии в области определенной частоты, соответствующей данному воздействию. Относительная вейвлет-энтропия через время  $t_{RWE}$  после стимула демонстрирует всплеск, как следствие максимального расхождения между распределением энергии сигнала со стимулом и фонового сигнала. Проведенные исследования показали, что для разных случаев время реакции на внешнее воздействие варьировалось от 300 до 600 мс, причем разница между величинами  $t_{WE}$  и  $t_{RWE}$  достигала 200 мс.

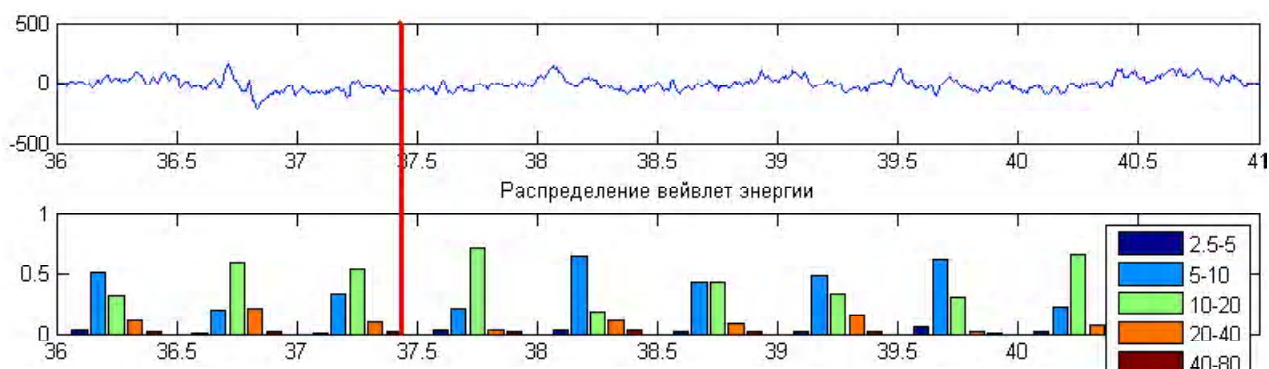


Рис. 4. Спектры вейвлет-энергии ЭЭГ-сигнала до и после стимула

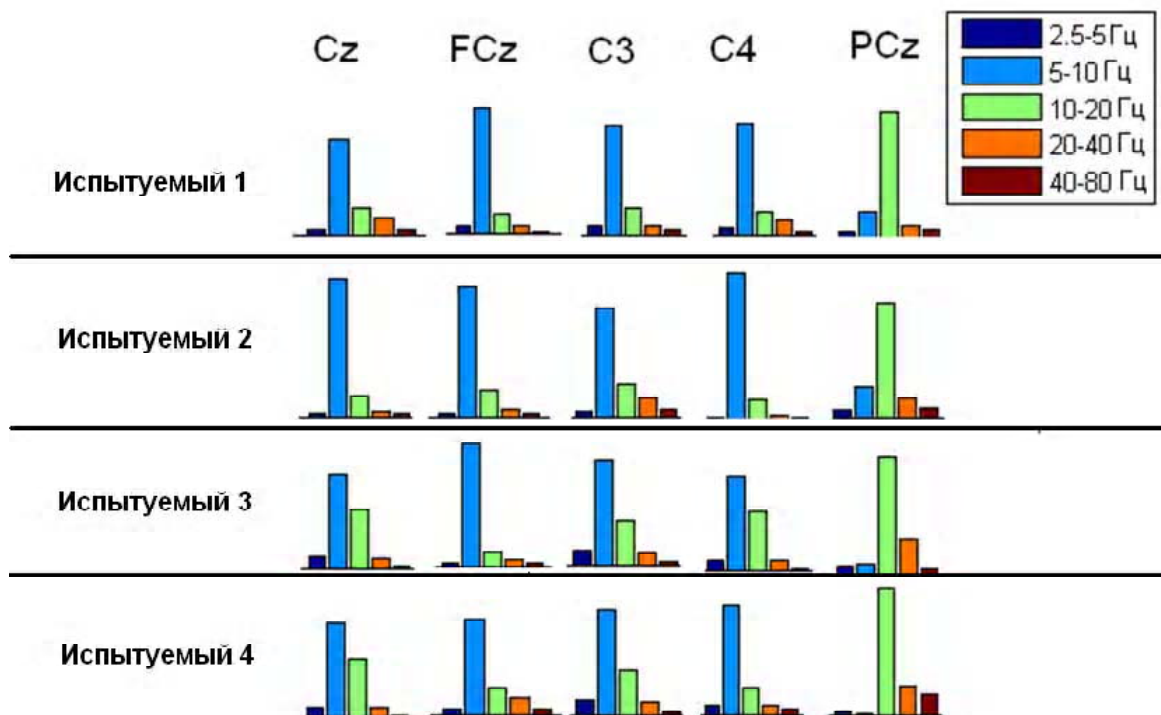


Рис. 5. Распределения вейвлет-энергии в первые 500 мс после стимула для 5 основных отведений ЭЭГ

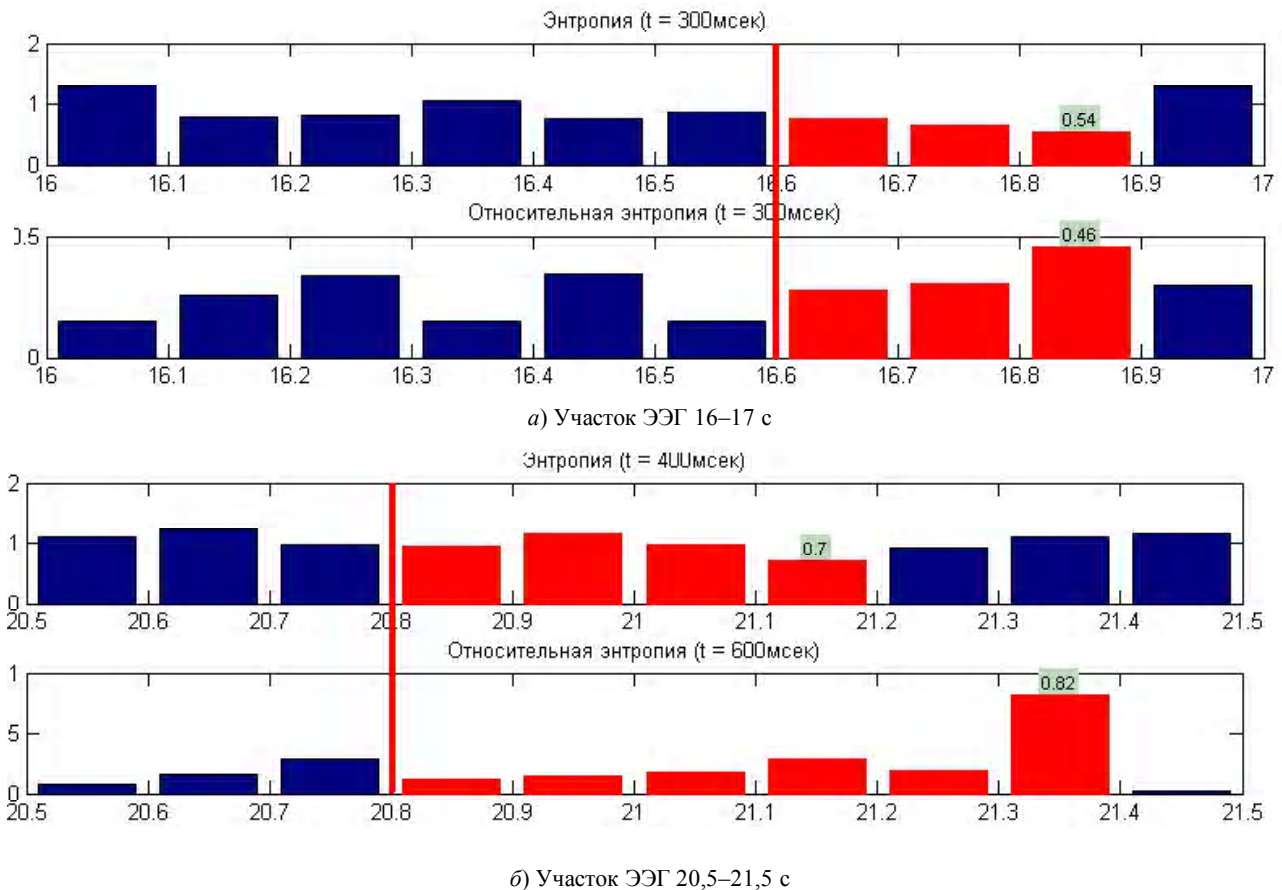


Рис. 6. Изменение вейвлет-энтропии после стимула (вверху), изменение относительной энтропии после стимула (внизу); вертикальная линия отмечает моменты стимулов

### ВЫВОДЫ

В данной работе продемонстрировано, что ДВП является эффективным инструментом для анализа ЭЭГ и обнаружения отличительных особенностей колебаний связанных с ВП до и после стимула. Исследования ЭЭГ показали, что в состоянии покоя с открытыми глазами в ЭЭГ человека преобладает альфа ритм, однако при подаче визуального стимула происходит кратковременная синхронизация, характеризующаяся снижением вейвлет-энтропии, затем наблюдается период длиной 300–600 мс с преобладанием тета-ритма. Адаптивное оценивание вейвлет-энтропии и относительной энтропии на основе фонового ЭЭГ-сигнала позволяет определить время реакции на внешний возбудитель. Результаты работы могут быть полезны при диагностике неврологических заболеваний, где необходима точная оценка времени реакции на стимул и характер колебаний ЭЭГ после стимула.

### СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Рангайян, Р. М. Анализ биомедицинских сигналов: практический подход: пер. с англ. / Р. М. Рангайян. – М. : Физматлит, 2007. – 440 с.
2. Зенков, Л. Р. Функциональная диагностика нервных болезней: руководство для врачей / Л. Р. Зенков, М.А. Ронкин. – М. : Медицина, 1991. – 640 с.
3. Рутман, Э. М. Вызванные потенциалы в психологии и психофизиологии / Э.М. Рутман. – М.: Наука, 1979. – 216 с.
4. Опыт применения вызванных потенциалов в клинической практике / под ред. В. В. Гнездицкого, А. М. Шамшиновой. – М. : АОЗТ «Антидор», 2001. – 480 с.
5. Basar, E. EEG Brain Dynamics. Relation between EEG and Brain Evoked Potentials / E.Basar. – Amsterdam: Elsevier, 1980. – 434 p.
6. Basar, E. Event-related oscillations are ‘real brain responses’/ wavelet-analysis and new strategies / E. Basar, M. Schürmann, T. Demiralp, C. Basar-Eroglu, A. Ademoglu // International Journal of Psychophysiology. –2001. – V. 39. – P. 91–127.
7. Rosso, O. A. Wavelet entropy: a new tool for analysis of short duration brain electrical signals / O. A. Rosso // Journal of Neuroscience Methods. – 2001. – V. 105. – P. 65–75.
8. Yordanova, J. Wavelet entropy analysis of event-related potentials indicates modality-independent theta dominance / J. Yordanova, V. Kolev, O. A. Rosso, M. Schürmann, O.W. Sakowitz, M. Цзгюрен, E. Basar // Journal of Neuroscience Methods. – 2002. –V. 117. – P. 99–109.
9. Giannakakis, G. A. Entropy Differentiations of Event Related Potentials in Dyslexia / G. A. Giannakakis, N. N. Tsiaparas, M. S. Xenikou, Ch. Papageorgiou, K. S. Nikita // proceeding 8th IEEE International Conference on BioInformatics and Bioengineering, Athens, Greece, 2008.
10. Малла, С. Вэйвлеты в обработке сигналов: пер. с англ. / С. Малла. – М. : Мир, – 2005. – 671 с.

11. Смоленцев, Н. К. Основы теории вейвлетов. Вейвлеты в MATLAB / Н. К. Смоленцев. – М. : ДМК Пресс, 2005. – 304 с.
12. Дьяконов, В. П. Вейвлеты. От теории к практике / В. П. Дьяконов – М. : СОЛОН-Пресс, 2002. – 440 с.
13. Zunino, L. Wavelet Entropy of Stochastic Processes / L. Zunino, D. G. Perez, M. Garavaglia, O. A. Rosso // Physica A. – 2007. – V. 379, N. 2. – P. 503–512.
14. PhysioNet: the research resource for complex physiologic signals [Электронный ресурс] – Режим доступа: www.physionet.org

Стаття надійшла до редакції 19.05.2011.

Кротких С. С., Кіріченко Л. О.

#### ДОСЛІДЖЕННЯ ВИКЛИКАНИХ ПОТЕНЦІАЛІВ У ЕЕГ ЛЮДИНИ ЗА ДОПОМОГОЮ ДИСКРЕТНОГО ВЕЙВЛЕТ-ПЕРЕТВОРЕННЯ

В роботі за допомогою дискретного вейвлет-перетворення проведено аналіз змінювання частотної структури елект-

роенцефалограми з викликаними потенціалами після впливу стимулу. Було реалізовано метод визначення часу реакції на стимул, який заснований на оцінюванні вейвлет-ентропії та відносної вейвлет-ентропії сегментів енцефалограми.

**Ключові слова:** Електроенцефалограма, викликані потенціали, дискретне вейвлет-перетворення, спектр вейвлет-енергії, вейвлет-ентропія, відносна вейвлет-ентропія.

Krotkih S. S., Kirichenko L. O.

#### ANALYSIS OF EVENT-RELATED POTENTIALS OF EEG SIGNAL USING DISCRETE WAVELET TRANSFORM

In this work we use discrete wavelet transform for analyzes the frequency structure of EEG signal with evoked potentials after effect of stimulus. The method for determining the response time to a stimulus, based on the evaluation of the wavelet entropy and relative wavelet entropy EEG, has been implemented.

**Key words:** electroencephalogram, evoked potentials, discrete wavelet transform, wavelet energy spectrum, wavelet entropy, relative wavelet entropy.

УДК 004.853+004.832

Литвин В. В.

Канд. техн. наук, доцент Національного університету «Львівська політехніка»

## МОДЕЛЮВАННЯ ІНТЕЛЕКТУАЛЬНИХ СИСТЕМ ПІДТРИМКИ ПРИЙНЯТТЯ РІШЕНЬ З ВИКОРИСТАННЯМ ОНТОЛОГІЧНОГО ПІДХОДУ

Досліджено функціонування інтелектуальних систем підтримки прийняття рішень, ядром баз знань яких є онтології. Розглядаються інтелектуальні агенти чотирьох типів. Для кожного типу розроблено метрику, яку використовують для визначення релевантності пропонованих системою рішень.

**Ключові слова:** інтелектуальна система підтримки прийняття рішень, інтелектуальний агент.

#### АНАЛІЗ ДОСЛІДЖЕНЬ ТА ПОСТАНОВКА ПРОБЛЕМИ В ЗАГАЛЬНОМУ ВИДІ

Технологія інтелектуальних систем підтримки прийняття рішень (ІСППР) є одним із найрозвинутіших напрямків штучного інтелекту. Дослідження у цій області полягають у розробці автоматизованих інформаційних систем, які застосовуються у тих областях діяльності людини, які вимагають логічного міркування, певної майстерності та досвіду.

Сучасний рівень розвитку ІСППР відбувається у двох напрямках розроблення інтелектуальних агентів (ІА) [1]:

– ІА, засновані на прецедентах (англійською – Case-Based Reasoning, або CBR);

– ІА планування діяльності (пошук у просторі станів).

Вибір ІА залежить від задачі. Метод виведення за прецедентами ефективний, коли основним джерелом знань про задачу є досвід, а не теорія; рішення не є унікальними для конкретної ситуації, а можуть бути використані

в інших випадках; метою розв’язування задачі є отримати не гарантований вірний розв’язок, а кращий з можливих. Виведення, засноване на прецедентах, є методом побудови ІСППР, які приймають рішення щодо даної проблеми або ситуації за наслідками пошуку аналогій, що зберігаються в базі прецедентів [2]. Такий прецедент називають релевантним. З математичної точки зору серед елементів множини прецедентів  $Pr = \{Pr_1, Pr_2, \dots, Pr_N\}$  релевантним  $Pr_k$  є прецедент для якого відстань до поточної ситуації  $S$  є найменшою, тобто

$$Pr_k = \arg \min_i d(Pr_i, S).$$

ІА планування діяльності повинен досягнути цільового стану. Насамперед він повинен побудувати план досягнення цього стану із всіма можливими альтернативами. Процес планування ґрунтується на декомпозиції. Задача планування  $ZP$  містить 3 складові [3]: множину