

АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ НА ОСНОВЕ ИССЛЕДОВАНИЯ ИЗМЕНЯЮЩЕЙСЯ ВО ВРЕМЕНИ СТРУКТУРЫ ЛОКАЛЬНЫХ МАКСИМУМОВ МАТРИЦЫ ВЕЙВЛЕТ-КОЭФФИЦИЕНТОВ

Я. А. Туровский, С. Д. Кургалин, А. В. Максимов, А. Г. Семёнов

Воронежский государственный университет

Поступила в редакцию 24.02.2012 г.

Аннотация. Предложен метод анализа электроэнцефалограмм (ЭЭГ) на основе вейвлет-преобразования с использованием сведений о динамике локальных максимумов частот на скейлограммах вейвлет-преобразования. На его основе проведён анализ как нативной ЭЭГ, так и вызванных потенциалов головного мозга. Определены условия, по которым конкретный локальный максимум матрицы вейвлет-коэффициентов включается в цепочку таких максимумов, отражающую активность определённого пула нервных клеток, участвующих в формировании сигнала ЭЭГ. Указан набор показателей для проведения исследования структуры локальных максимумов.

Ключевые слова: вейвлет-преобразование, локальный максимум, электроэнцефалограмма, обработка сигналов, вызванный потенциал, алгоритм.

Annotation. The electroencephalogram (EEG) analysis method which based on conversional locals maximums structure of wavelets-coefficients matrix are presented. The analysis as native as evoked relation potential was carrying out. The necessary conditions for local maximum addition to chain of over maximums, associated with neurons activity was detected. The collection of the indicators for the locals maximums investigation was described.

Keywords: wavelet transformation, local maximum, electroencephalogram, signal processing, events relation potential, algorithm.

Применение математических и компьютерных методов для обработки данных электроэнцефалограмм (ЭЭГ), как в норме, так и при патологии, а также при выполнении человеком разных задач, стало в настоящее время повсеместным и прочно вошло в экспериментальную и клиническую практику. Однако довольно часто возникают проблемы содержательной интерпретации полученных сигналов ЭЭГ и результатов их обработки. В первую очередь, это связано с тем, что даже современные алгоритмы анализа сигнала ЭЭГ извлекают далеко не полную информацию, что приводит к игнорированию ряда важных частотно-временных характеристик исследуемого сигнала и, как следствие, к пренебрежению некоторыми особенностями порождающих их процессов, происходящих в головном мозге. Одним из способов решения данной проблемы является использо-

вание вейвлет-анализа, обеспечивающего, как известно, локализацию изменения сигнала и по времени, и по частоте, и, следовательно, дающего возможность потенциально выявить новые механизмы функционирования центральной нервной системы [1–4].

Целью настоящей статьи является разработка метода анализа сигнала как для нативной ЭЭГ, так и вызванных потенциалов головного мозга, основанного на учёте динамики поведения локальных максимумов матрицы квадратов коэффициентов непрерывного вейвлет-преобразования в частотно-временном пространстве.

Как известно [5, 6], коэффициенты $W(a, b)$ непрерывного вейвлет-преобразования определяются как:

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

где $f(t)$ – анализируемые данные ЭЭГ, зависящие от времени t ; ψ – вейвлет; a и b – парамет-

ры масштаба и времени для вейвлет-преобразования ($a, b \in \mathbb{R}; a > 0$).

Значения координат локальных максимумов и минимумов величин $W^2(a, b)$ применяются в предлагаемом методе для изучения особенностей функционирования нейронных ансамблей головного мозга, участвующих в формировании ЭЭГ [7, 8]. При этом сначала строятся локальные спектры [7], которые затем используются при расчете локальных экстремумов, что позволяет выявить как наиболее, так и наименее выраженные частотные компоненты в структуре исследуемого сигнала.

Анализ полученных локальных максимумов величин $W^2(a, b)$ с целью определить наиболее выраженные частоты в сигнале ЭЭГ показал, что координаты таких максимумов в частотно-временном пространстве образуют особые структуры – «цепочки локальных максимумов» (ЦЛМ), частотные характеристики которых меняются во времени (рис. 1). Ключевым моментом в формировании такой цепочки, или же в её прерывании, являются правила или критерии, по которым новая координатная точка (a, b), соответствующая локальному максимуму на скейлограмме, включается или не включается в уже имеющуюся ЦЛМ. Скейлограмма $V_{ij}(a_l)$ сигнала ЭЭГ при этом определяется как (см., например, [9]):

$$V_{ij}(a_l) = \frac{1}{N} \sum_{k=i}^j (W^2(a_l, b_k)), \quad (2)$$

где индексы $i, j < N, j > i$; N – количество используемых вейвлет-коэффициентов; l – целочисленный индекс для нумерации частотных диапазонов.

В ходе проведенной серии экспериментов наилучшим образом зарекомендовал себя подход, основанный на оценке числа локальных максимумов в цепочке таких максимумов и времени, в течение которого существует эта цепочка.

На рис. 2 представлена зависимость величин a и отношения $\Delta t / k$ (разности времени окончания и начала ЦЛМ Δt к числу входящих в неё точек k) для вейвлета Морле, полученная в ходе эксперимента при выборе оптимального алгоритма, необходимого для принятия решения о включении в ЦЛМ конкретной точки, характеризующей частотно-временное расположение локального максимума.

Основной задачей данного эксперимента было определение оптимальных правил формирования ЦЛМ: будут ли эти правила постоянными для всей матрицы квадратов коэффициентов вейвлет-преобразования, или же они должны меняться динамически с учётом значений координат исследуемого максимума как во времени, так и по частоте. Очевидно, что изменение координат во времени приведёт к тому, что один и тот же фрагмент сигнала, но сдвинутый по оси времени t , даст в ходе обработки разные результаты, что нельзя считать приемлемым.

Как видно из рис. 2, при динамическом формировании условий для включения точки в ЦЛМ (круглые черные маркеры) исследуемое отношение с увеличением масштаба вейвлет-преобразования (уменьшением частоты) быстро приближается к единице, что отражает отсутствие в ЦЛМ «выпадающих» или «пустых» точек. Эти точки возникают в случае, если

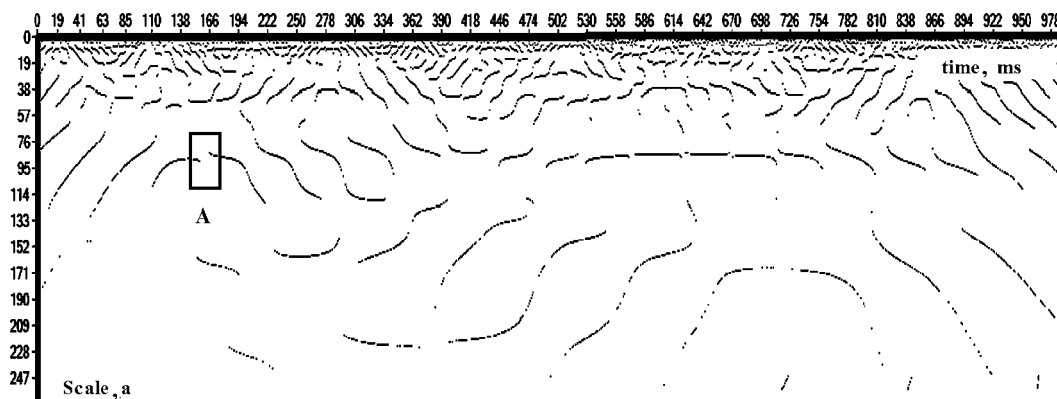


Рис. 1. Распределение локальных максимумов в матрице квадратов коэффициентов вейвлет-преобразования $W^2(a, b)$ сигналов ЭЭГ, построенное на основе скейлограмм

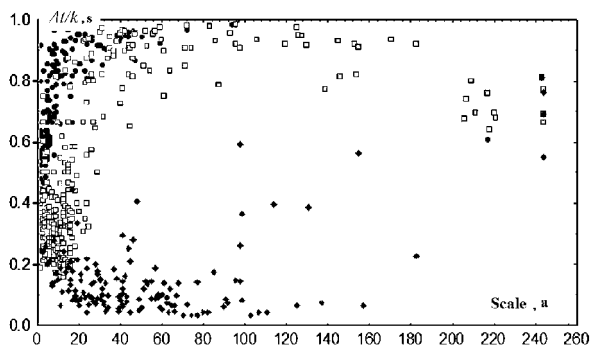


Рис. 2. Зависимость масштаба вейвлет-преобразования от отношения $\Delta t / k$ (в с) при использовании вейвлета Морле.

Цепочки локальных максимумов определяются по динамическим правилам (круглые чёрные маркеры), при фиксированном значении масштаба (ромбовидные чёрные маркеры) и времени (квадратные светлые маркеры)

происходит объединение двух разных ЦЛМ, между которыми отсутствуют локальные максимумы, расположенные в окрестности данного значения масштаба временных отсчетов (см. выделенный фрагмент на рис. 1). Фиксированные значения в окрестности концевой точки ЦЛМ, в которой должна находиться следующая точка ЦЛМ, представлены на рис. 1 квадратными прозрачными маркерами (область масштабов вейвлет-преобразования ± 10 значений (в случае, если масштаб a конечной точки ЦЛМ был меньше 10, то диапазон масштабов вейвлет-преобразования рассматривался от 0 до $a + 10$, область по времени: $+10$ значений) и ромбовидными черными маркерами (область масштабов вейвлет-преобразования ± 50 значений, область по времени $+50$ значений). Видно, что если в первом случае с постоянными условиями включения нового локального максимума в общую ЦЛМ зависимость только несколько уступает зависимости, полученной на основе динамически формируемого правила включения локальных максимумов в ЦЛМ, что представляется несколько большими масштабами a , на которых отношение $\Delta t / k$ достигает максимальных значений, то во втором случае ЦЛМ представляют собой неверно объединённые локальные максимумы, то есть ЦЛМ, разделённые «пустыми» участками, не содержащими в исследуемые моменты времени локальных максимумов, что хорошо видно по малым значениям отношения $\Delta t / k$.

В ходе анализа 58 ЭЭГ, зарегистрированных по 21 каналу с частотой дискретизации от 0.25 до 5 кГц на один канал как в состоянии покоя, так и при фотостимуляции, при решении человеком образных и логических задач, а также при его работе с нейро-компьютерными интерфейсами, реализованными по технологиям SSVEP и P300, было получено правило максимизации отношения $\Delta t / k$. Суть этого правила состоит в том, что условия включения нового локального максимума в одну из возможных цепочек должны обеспечивать максимально возможные значения $\Delta t / k$. Иными словами, добавление нового элемента в ЦЛМ должно сопровождаться только незначительным увеличением времени существования цепочки. Такой подход даёт возможность, с одной стороны, выделить ЦЛМ, а, с другой, избежать чрезмерного объединения таких ЦЛМ, при котором между ними наблюдаются частотно-временные области без локальных максимумов (см. блок А на рис. 1). Используя это правило, было получено выражение для логической функции $f(a, b)$ принятия решения о включении (или не включении) локального экстремума с координатами (a_i, b_j) в конкретную ЦЛМ:

$$f(a_i, b_j) = \begin{cases} 1, (a_i \in [a_{i-1} - (va_s + u), a_{i-1} + (va_s + u)]) \wedge \\ (b_j \in (b_{j-1}, b_{j-1} + (va_s + u)]); \\ 0, (a_i \in [a_{i-1} - (va_s + u), a_{i-1} + (va_s + u)]) \vee \\ (b_j \in (b_{j-1}, b_{j-1} + (va_s + u)]), \end{cases} \quad (3)$$

где a_{i-1} – масштаб локального максимума концевой точки ЦЛМ, ближайшей по величине масштаба k предполагаемому для включения в ЦЛМ локальному максимуму; b_{j-1} – время (или номер отсчёта, номер скейлограммы) концевой точки ЦЛМ, ближайшей по времени (номеру отсчёта, номеру скейлограммы) k аналогичному значению предполагаемому для включения в ЦЛМ локального максимума; a_s – значение масштаба первой точки формирующейся ЦЛМ. Константы u и v получены при использовании правила максимизации отношения $\Delta t / k$ и при наибольших для данного диапазона масштабов значений k . Для вейвлетов Морле и WAVE экспериментально были получены значения $u = 3$ и $v = 0.05$.

Полученное в ходе такой кластеризации множество ЦЛМ может быть подвергнуто дальнейшей обработке с целью выявления в них

физиологически значимых элементов. Целесообразно использовать для этого следующие характеристики ЦЛМ: масштаб вейвлет-преобразования a (или соответствующую частоту), при котором появилась (a_s) или прервалась (a_f) данная ЦЛМ; время появления t_s и прекращения t_f ЦЛМ; длительность ЦЛМ $\Delta t = t_f - t_s$; «дрейф» масштаба $\Delta a = a_s - a_f$; количество k локальных максимумов в ЦЛМ; отношение $\Delta t / k$, отражающее «плотность» локальных максимумов в ЦЛМ.

Разработанные на основе представленного выше метода алгоритма были использованы, помимо исходной ЭЭГ, также и для анализа зрительных вызванных потенциалов (ЗВП) головного мозга [10, 11]. ЗВП регистрировались с 21 здорового испытуемого обоего пола, частота дискретизации используемого электроэнцефалографа «Нейрон-Спектр 4ВП» составляла 5 кГц, число суммаций в ходе эксперимента – не менее 300 исходных сигналов ЭЭГ, интервалы времени между предъявляемыми в эксперименте стимулами – 0.5 с.

Из рис. 3, где представлено типовое расположение ЦЛМ для ЗВП, видно, что колебание, наиболее выражено изменяющее структуру ЦЛМ, наблюдается в районе 150–200 мс (отсчёты с 750 по 1000). Анализ всех ЦЛМ показал наличие, как минимум, трёх типов, связанных с их динамикой в частотном пространстве: нарастающий, убывающий и стабильный.

Таким образом, предложенные алгоритмы построения и анализа локальных максимумов

матрицы квадратов коэффициентов вейвлет-преобразования продемонстрировали их высокую эффективность при выявлении сложно организованных структур локальных экстремумов матриц вейвлет-коэффициентов, получаемых в ходе обработки ЭЭГ. Разработаны критерии и правила, по которым происходит выделение как отдельных цепочек локальных максимумов, так и групп таких цепочек. Показано, что наибольшей эффективностью анализа обладают алгоритмы, динамически изменяющие правила включения локального максимума в цепочку локальных максимумов с учётом её начальной частоты.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Вейвлет-анализ энцефалограмм / С. Д. Кургалин, Я. А. Туровский, А. В. Максимов [и др.] // Информационные технологии в проектировании и производстве. – 2010. – № 1. – С. 89–95.
2. Божокин С. В. Вейвлет-анализ динамики усвоения и забывания ритмов фотостимуляции для нестационарной электроэнцефалограммы // Журнал технической физики. – 2010. – Т. 80, вып. 9. – С. 16–24.
3. Спектральный анализ электроэнцефалограмм на основе непрерывного вейвлет-преобразования / С. Д. Кургалин, Я. А. Туровский, А. В. Максимов [и др.] // Физико-математическое моделирование систем: материалы VI Международ. семинара. – Воронеж, 2010. – Ч. 3. – С. 47–51.
4. Туровский Я. А., Кургалин С. Д., Максимов А. В. Выбор анализирующих вейвлетов для системы с параллельной обработкой биомедицинских данных // Вестник Воронеж. гос. ун-та. Сер. Системный

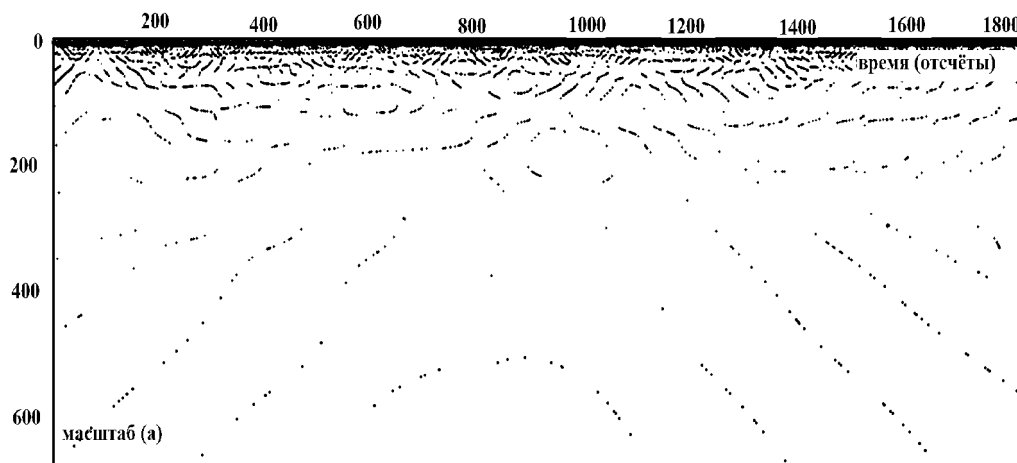


Рис. 3. Распределение локальных максимумов в матрице квадратов коэффициентов вейвлет-преобразования $W^2(a, b)$ зрительного вызванного потенциала головного мозга. Отведение Oz, частота дискретизации – 5 кГц, по оси абсцисс – порядковый номер отсчёта (один отсчёт – 200 мкс), по оси ординат – масштаб вейвлет-преобразования

анализ и информационные технологии. – 2011. – № 2. – С. 74–79.

5. Астафьева Н. М. Вейвлет-анализ: основы теории и примеры применения // Успехи физических наук. – 1996. – Т. 166, № 11. – С. 1145–1170.

6. Дремин И. М. Вейвлеты и их использование / И. М. Дремин, О. В. Иванов, В. А. Нечитайло // Успехи физических наук. – 2001. – Т. 171, № 5. – С. 465–500.

7. Туровский Я. А., Запругаев С. А., Кургалин С. Д. Способ исследования электроэнцефалограммы человека и животных. Патент № 2332160. Зарегистрирован в Российском агентстве по патентам и товарным знакам 27 августа 2008 г.

Туровский Ярослав Александрович – кандидат медицинских наук, доцент кафедры цифровых технологий, руководитель лаборатории информационных технологий в медицине факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета. Тел.: (473) 2208-384. E-mail: yaroslav_turovsk@mail.ru

Кургалин Сергей Дмитриевич – доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой цифровых технологий факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета. Тел.: (473) 2208-384. E-mail: kurgalin@bk.ru

Максимов Алексей Владимирович – аспирант кафедры цифровых технологий факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета; Тел.: (473) 2208-384. E-mail: suggestor@inbox.ru.

Семёнов Александр Германович – студент факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета. Тел.: (919) 248-41-21. E-mail: smallcsf@gmail.com

8. Туровский Я. А. Программа Pik Wave – 1.0. Зарегистрирована 09.10.2006 в Российском агентстве по патентам и товарным знакам (регистрационный № 2006613500).

9. Акутин М. В. Метод контроля состояния подшиппников качения на основе сравнения вейвлет скейлограмм // Дисс. на соиск. степени канд. техн. наук. Казан. госуд. энергетич. ун-т. – Казань, 2009. – 132 с.

10. Гнездицкий В. В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. – М.: МЕД-пресс-информ, 2004. – 624 с.

11. Гнездицкий В. В. Вызванные потенциалы мозга в клинической практике. – Таганрог: ТРТУ, 1997. – 252 с.

Turovsky Yaroslav Aleksandrovich – Candidate of Medical Science, Associate Professor of the Digital Technologies Department, Head of the Digital Medical Technologies Laboratory of Computer Science Faculty of Voronezh State University. Tel.: (473) 2-208-384. E-mail: yaroslav_turovsk@mail.ru

Kurgalin Sergey Dmitrievich – Doctor of Physical and Mathematical Science, Head of the Digital Technologies Department of Computer Science Faculty of Voronezh State University. Tel.: (473) 2-208-384. E-mail: kurgalin@bk.ru

Maksimov Alexey Vladimirovich – Graduate Student of the Digital Technologies Department of Computer Science Faculty of Voronezh State University. Tel.: (473) 2-208-384. E-mail: suggestor@inbox.ru

Semenov Aleksandr Germanovich – Student of Computer Science Faculty of Voronezh State University. Tel.: (919) 2-484-121. E-mail: smallcsf@gmail.com