

МОДЕЛИРОВАНИЕ ПРОЦЕССА ВЫДЕЛЕНИЯ ЧАСТОТНЫХ ЛОКАЛЬНЫХ МИНИМУМОВ В СИГНАЛАХ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММ

Я.А. Туровский¹, С.Д. Кургалин², А.В. Максимов²

Лаборатория информационных технологий в медицине факультета компьютерных наук (1); кафедра цифровых технологий факультета компьютерных наук (2), ФГБОУ ВПО «Воронежский государственный университет», г. Воронеж; kurgalin@bk.ru

Представлена членом редколлегии профессором Н.Ц. Гапановой

Ключевые слова и фразы: вейвлет-преобразование; разрешение по частоте; электроэнцефалограмма.

Аннотация: Представлена модель выделения частотных локальных максимумов и минимумов в сигналах электроэнцефалограмм, что может быть использовано при построении систем нейрокомпьютерного интерфейса. Показаны ограничения, возникающие при выявлении структур локальных минимумов для данных вейвлетов. Модель может быть использована в системах обработки биомедицинских сигналов в реальном масштабе времени.

Развитие информационных технологий привело к появлению принципиально нового подхода для обеспечения коммуникации человек-компьютер – созданию нейрокомпьютерного интерфейса (НКИ). При его использовании команды компьютеру подаются уже не по тем каналам коммуникации, которые стали «классическими» (на основе клавиатуры, джойстика, мыши и т.п.), а, применяя напрямую электромагнитные, оптические (транскраниальная оксиметрия) или иные сигналы, поступающие из головного мозга и преобразуемые компьютером в специальные команды. Эти сигналы можно использовать как в самом компьютере, так и для управления различными внешними устройствами [1]. Ключевым направлением в создании наиболее эффективных НКИ является поиск таких феноменов активности мозга, которые могли бы быть взяты для формирования команд в системе НКИ. Актуальным при этом является создание новых методов обработки одного из наиболее распространенных сигналов мозговой активности – электроэнцефалограммы (ЭЭГ) – результата регистрации с кожи головы человека электрических потенциалов, возникающих в процессе работы головного мозга. Один из наиболее перспективных методов исследования электрической мозговой активности в реальном масштабе времени основан на использовании вейвлет-анализа. Применение непрерывного вейвлет-преобразования, по мнению многих разработчиков, дает возможность использовать информацию о локальных во временном пространстве частотных особенностях сигнала, в ходе обнаружения которых вейвлет-функция изменяется, исходя из анализируемой частоты [2]. Однако обратной стороной этого свойства, называемого «математически микроскопом» [3], является снижение разрешающей способности метода в частотном пространстве [4]. Этот

недостаток метода становится серьезной проблемой в том случае, когда исследование ведется с учетом результатов анализа локальных экстремумов матрицы квадратов вейвлет-коэффициентов при фиксированных значениях отрезка времени, в котором строится локальный спектр. Рассматривая структуру локальных максимумов и минимумов в вейвлет-спектрах, построенных на относительно коротких временных интервалах (0,1...0,2 с), можно получить информацию о наличии в участках мозга, проекция которых приходится на конкретный используемый электрод, активных пулов нервных клеток, формирующих картину ЭЭГ. Как известно, активная умственная деятельность, решение логических задач и т.п. приводят к изменению структуры ЭЭГ – увеличивается удельный вклад в сигнал ЭЭГ β -ритма, генерируемого, в основном, в коре больших полушарий головного мозга [5]. Таким образом, число осцилляторов пула нервных клеток, формирующих данных тип ритмической активности ЭЭГ, может быть весьма велико. Проведя анализ структур локальных экстремумов матрицы квадратов коэффициентов вейвлет-преобразования в различных функциональных состояниях головного мозга, можно получить новую информацию, связанную с его работой и, возможно, использовать ее в качестве команд в системах НКИ. Однако для формирования подобных команд необходимо знать особенности метода, с помощью которого происходит построение локальных спектров для того, чтобы обеспечить их корректное детектирование в анализируемой матрице квадратов вейвлет-коэффициентов.

Проведем моделирование процесса детектирования минимумов на локальных спектрах ЭЭГ, полученных на основе использования матрицы коэффициентов вейвлет-преобразования.

Очевидно, что выделение частот осцилляторов на кривых локальных спектров сигналов ЭЭГ или в наборах локальных спектров возможно лишь при соблюдении определенных условий. К ним можно отнести требование, чтобы частоты осцилляторов находились достаточно «далеко» друг от друга, при этом «расстояние» по частоте между пиками сигналов, порожденных осцилляторами, напрямую зависит от эпохи анализа и применяемого метода спектрального оценивания. Амплитуды сигналов, порождаемых осцилляторами, должны быть достаточно велики для того, чтобы их можно было идентифицировать в виде отдельных локальных максимумов в матрице квадратов вейвлет-коэффициентов. Для достижения заявленной цели был проведен вычислительный эксперимент, в ходе которого сгенерирован массив сигналов, имитирующих группу осцилляторов, формирующих сигнал ЭЭГ заданной частоты и амплитуды.

Рассмотрим модель, в которой используется несколько осцилляторов, генерирующих синусоидальные сигналы в виде

$$f(t) = \sum_{\substack{i=1 \\ \Delta i=1}}^{i=10} \sum_{\substack{j=0,05 \\ \Delta j=0,05}}^{j=1} A_i \sin B_j t. \quad (1)$$

Подвергнув суммарный сигнал $f(t)$ непрерывному вейвлет-преобразованию и возведя результат преобразования в квадрат, получим распределение значений мгновенной энергии сигнала в частотно-временном пространстве

$$W(a, b) = \int_{-\infty}^{\infty} f(t) \psi\left(\frac{t-b}{a}\right) dt, \quad (2)$$

где $f(t)$ – анализируемые модельные данные ЭЭГ, зависящие от времени t ; ψ – вейвлет; a и b – параметры масштаба и времени для вейвлет-преобразования соответственно ($a, b \in R; a > 0$).

Рассчитав с помощью полученной матрицы $W(a,b)$ локальный спектр для каждого отсчета b , получим скейлограмму $V_{ij}(a_l)$ сигнала ЭЭГ, определяемую как

$$V_{ij}(a_l) = \frac{1}{N} \sum_{k=i}^j (W^2(a_l, b_k)), \quad (3)$$

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

Очевидно, что отношение скейлограмм для двух любых осцилляторов может быть представлено следующими возможными вариантами (рис. 1). Разделение двух осцилляторов в частотном пространстве возможно с выделением локального минимума (см. рис. 1, б). Возможна также ситуация, когда разрешения по частоте в используемом методе спектрального оценивания оказывается для этого недостаточно, и тогда один пик скейлограммы «поглотит» другой (см. рис. 1, в). И, наконец, возможна ситуация, когда амплитуда сигнала, генерируемого одним из осцилляторов, будет настолько малой, что его нельзя будет распознать на фоне вейвлет-спектра более высокоамплитудного осциллятора (см. рис. 1, а). Такая особенность становится заметной в случае, если усреднение происходит не по одному, а по нескольким значениям параметра b . Данный подход используется в тех случаях, когда частота дискретизации исследуемого сигнала значительно превосходит количество необходимых локальных спектров для идентификации процесса, происходящего в головном мозге и находящего свое отражение в ЭЭГ. Следовательно, в описываемой модели параметрами, обеспечивающими выделение/не выделение локального минимума, будут амплитуды сигналов, их частоты и значения масштабов локализации частотных пиков в ходе непрерывного вейвлет-преобразования, а также разность этих параметров для пар исследуемых сигналов.

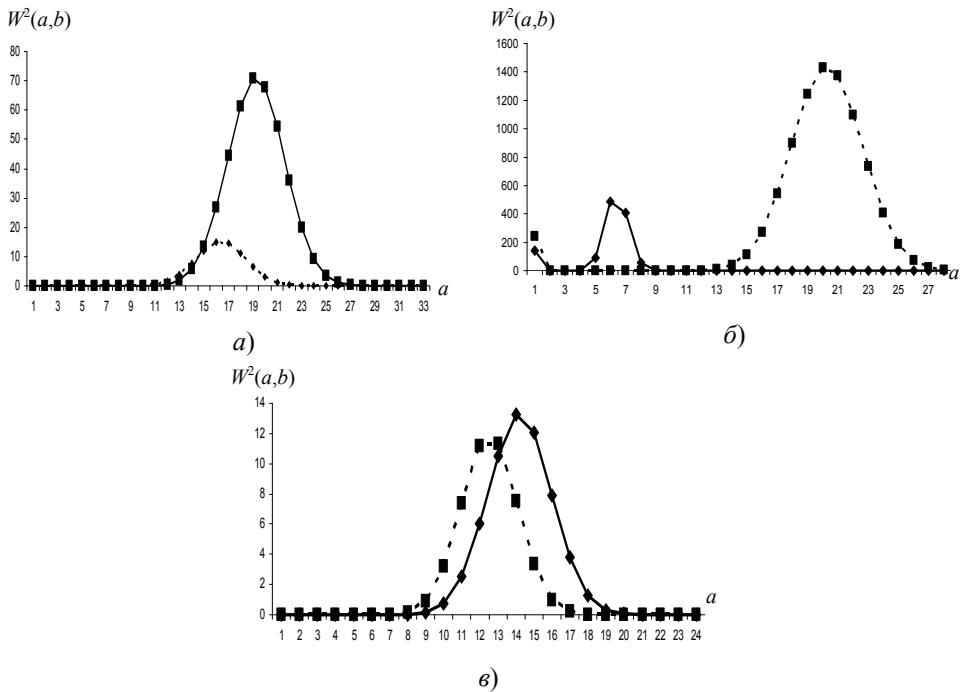


Рис. 1. Возможные варианты взаиморасположения пиков скейлограмм для двух осцилляторов в модельном сигнале

Таким образом, в ходе исследования ЭЭГ возникла необходимость оценки возможности и условий выявления нескольких осцилляторов на одной общей скейлограмме и, следовательно, демонстрации ограничений, накладываемых на различные типы вейвлетов при анализе структур локальных максимумов и минимумов. В настоящей работе использовались два типа вейвлетов, наиболее часто применяемых в непрерывном вейвлет-преобразовании биомедицинских сигналов, – вейвлеты Morlet и Wave. Следует отметить, что дающий значительно лучшее разрешение по частоте вейвлет Morlet не может быть применен в системах обработки ЭЭГ в реальном масштабе времени из-за того, что он не обеспечивает хорошую локализацию нестационарностей сигнала во времени [6], что, в свою очередь, приводит к существенным временным лагам, вызванным накоплением необходимого количества отсчетов для проведения вейвлет-преобразования. Вейвлет Wave, дающий худшее по сравнению с вейвлетом Morlet разрешение по частоте, тем не менее, позволяет лучше локализовать исследуемый процесс по времени, обеспечивая минимальную задержку при обработке сигналов в реальном масштабе времени.

Рассмотрим особенности поиска локальных минимумов в матрицах вейвлет-преобразования, построенных с использованием двух указанных выше вейвлетов. Очевидно, что для идентификации локального минимума на скейлограмме он должен быть окружен, со стороны как более низких, так и более высоких частот локальными максимумами. Таким образом, расстояние между частотными пиками должно определяться как частота не между соседними масштабами вейвлет-преобразования, а как частота между тремя последовательными масштабами.

В ходе моделирования выявления локальных максимумов были получены скейлограммы моночастотных сигналов синусоидальной формы с максимальной пиковой амплитудой $W^2(a,b)$. Частоты сигналов при частоте дискретизации 1 кГц (это одна из самых распространенных частот при записи ЭЭГ) составили при шаге 8 Гц значения 151, 143, 135, 127, 119, 111, 103, 95, 88, 80, 72, 64, 56, 48, 40, 32, 24 и 16 Гц, что охватывает весь высокочастотный диапазон ЭЭГ. Амплитуда сигнала изменялась от диапазона $[-1, 1]$ до $[-10, 10]$ (в условных единицах). В дальнейшем было проведено попарное сравнение скейлограмм для определения условий, при которых локальные пики, соответствующие доминирующей в сигнале частоте, могут быть идентифицированы отдельно друг от друга. Были сформированы пары из моночастотных скейлограмм, которые затем были проверены на наличие локальных минимумов между двумя максимумами, соответствующими каждой из перечисленных выше частот. Таким образом, попарное сравнение скейлограмм могло дать два результата – наличие (см. рис. 1, б) или же отсутствие локального минимума между двумя максимумами (см. рис. 1, а, в).

Была предпринята попытка прогноза выявления локальных минимумов на скейлограммах. Для этого был использован метод «деревьев классификации» в варианте C&RT. Успешным считалась только безошибочная классификация всего массива данных, когда есть только чистые терминальные вершины, состоящие лишь из одной из классифицируемых групп. Всего было проведено более 19 000 пар сравнений скейлограмм (по одной с каждого сигнала) содержащих максимальный по амплитуде пик $W^2(a,b)$. Установлено для матриц, рассчитанных при использовании вейвлета Morlet, что при значении масштаба $a = 122$ (8 Гц) пика одной скейлограммы из пары сравниваемых, локальные минимумы всегда идентифицировались вне зависимости значения масштабов пика $W^2(a,b)$ другой скейлограммы из исследуемой пары. Для более высоких частот > 8 Гц и соответственно меньших масштабов наблюдались такие области в пространстве частота-амплитуда, где присутствовали пары скейлограмм, соответствующих рис. 1, а, в,

в которых не было разделения двух осцилляторов для модельного сигнала и, следовательно, локальный минимум не определялся. Установлено с использованием деревьев классификации, что вне зависимости от отношения амплитуд сигналов локальные минимумы выделяются при условии

$$\Delta a \in [\Delta a > 20 \wedge \Delta a < -20], \quad (4)$$

где Δa – разность масштабов локальных максимумов в матрице $W^2(a,b)$.

В противоположном по отношению к (4) случае в области $\Delta a \in [\Delta a < 20 \vee \Delta a > -20]$ находятся как пары локальных спектров, в которых были выделены локальные минимумы, то есть были выделены осцилляторы, так и пары, где этого не произошло. Для вейвлета Morlet успешной была классификация в том случае, когда масштаб пика $V(a)$ обоих сигналов из сравниваемой пары был > 12 (< 70 Гц). Начиная с этого масштаба при переходе в область более высоких частот (низких масштабов), разрешающая способность вейвлета Morlet не позволяла выделить области пространства, где происходило разделение осцилляторов модельного сигнала. Следует отметить, что при использовании частотной картины, полученной при применении преобразования Фурье, осцилляторы хорошо разделялись. Таким образом, можно констатировать, что применительно к задачам исследования ЭЭГ масштаб, равный 12 для вейвлета Morlet, и более низкие его значения не позволяют обеспечить приемлемое разрешение по частоте. Анализируя результаты анализа пар скейлограмм, полученных с помощью вейвлета Wave, имеющего по сравнению с вейвлетом Morlet значительно более низкую разрешающую способность по частоте, показали, что даже на масштабах, равных 24 (8 Гц), невозможно безошибочное предсказание разделения пар локальных спектров на те, где имеется локальный минимум, и на те, где он не выделяется. Между тем включение в число предикторов показателя частоты исходного сигнала, описываемого значением B в формуле (1), а не максимального масштаба вейвлет-преобразования, позволил обеспечить точность классификации пар скейлограмм, в которых будет (или не будет) обнаружен локальный минимум, в 100 % случаев. Таким образом, вейвлет Wave уступает преобразованию Фурье с точки

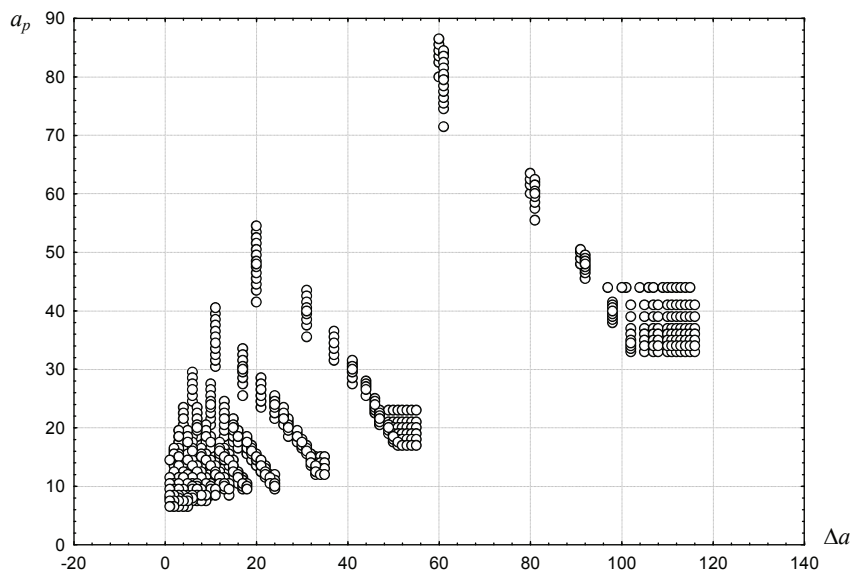


Рис. 2. Зависимость масштаба точки пересечения двух локальных спектров модельных сигналов от разности масштабов пиковых значений величин $W^2(a,b)$ для вейвлета Morlet

зрения эффективности поиска и выявления локальных частотных минимумов на спектрах сигналов. При этом во всем диапазоне частот сигналов ЭЭГ он также уступает по разрешению и вейвлету Morlet. Для факторов, влияющих на масштаб локального минимума при пересечении двух локальных спектров ЭЭГ (скейлограмм), был проведен корреляционный анализ данных, полученных в ходе моделирования. В результате были получены достаточно большие величины коэффициентов корреляции r для разности масштабов пиковых значений $W^2(a,b)$. Так, для вейвлета Morlet получено $r = 0,76$ при $p \ll 0,001$, для вейвлета Wave – $r = 0,38$ при $p \ll 0,001$, и это при том, что по отношению к оси ОУ (рис. 2) зависимости масштаба пересечения от разности масштабов двух пиков модельного сигнала были симметричными.

Таким образом, в настоящей работе создана модель процесса детектирования локальных минимумов спектров применительно к задачам построения НКИ на основе данных ЭЭГ. Показано, что при использовании вейвлетов семейства Wave их разрешающей способности недостаточно для выполнения задачи выделения локальных минимумов в частотных диапазонах ЭЭГ. Отмечено, что применение вейвлета Morlet может обеспечить разделение локальных максимумов только до частот < 70 Гц при частоте дискретизации сигнала ЭЭГ в 1 кГц, что можно признать вполне удовлетворительным. При этом невозможность использования вейвлета Morlet для анализа поступающих данных в режиме реального времени является весьма существенным его недостатком.

Список литературы

1. Lebedev, M.A. Brain-machine Interfaces: Past, Present and Future M.A. Lebedev, M.A. Nicolelis // Trends in Neurosciences. – 2006. – Vol. 29, No. 9. – P. 536–546.
2. Дьяконов, В.П. Вейвлеты. От теории к практике / В.П. Дьяконов. – М. : СОЛОН-Пресс, 2004. – 440 с.
3. Алексеев, В.И. Вейвлет-анализ сигналов дефектоскопов и локализация внутритрубных дефектов / В.И. Алексеев, Р.А. Булатов // Проблемы сбора, подготовки и транспорта нефти и нефтепродуктов. – 2010. – № 4. – С. 77–84.
4. Добеши, И. Десять лекций по вейвлетам / И. Добеши. – Ижевск : РХД, 2001. – 464 с.
5. Зенков, Л.Р. Клиническая электроэнцефалография (с элементами эпилептологии) : рук. для врачей / Л.Р. Зенков. – М. : Медпресс-информ, 2011. – 356 с.
6. Короновский, А.А. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения / А.А. Короновский, А.Е. Храмов. – М. : ФИЗМАТЛИТ, 2003. – 176 с.

Detection Model of Local Minimum in Frequency Domain of Electroencephalogram Signal

Yu.A. Turovskiy¹, S.D. Kurgalin², A.V. Maksimov²

Laboratory of Information Technologies in Medicine, Department of Computer Science (1); Department of Digital Faculty of Computer Science (2), Voronezh State University, Voronezh; kurgalin@bk.ru

Key words and phrases: electroencephalogram; frequency resolution; wavelet transformation.

Abstract: The detection model of the local maxima and minima in frequency domain of EEG signal has been described; it can be used in the construction of neuro-computer interface systems. The limitations of the two wavelets to detect the structures of local minima have been described. The model can be used in biomedical signal processing systems in real time.

Modellierung des Prozesses der Absonderung der lokalen Häufigkeitsminima in den Signalen der Elektroenzephalogramme

Zusammenfassung: In der Arbeit ist das Modell der Absonderung der lokalen Häufigkeitsmaxima und der Minima in den Signalen der Elektroenzephalogramme vorgelegt, was bei der Konstruktion der Systeme des Neurocomputerinterfaces verwendet sein kann. Es sind die Beschränkungen gezeigt, die bei der Aufspürung der Strukturen der lokalen Minima für die Daten der Waveletes entstehen. Das Modell kann in den Systemen der Bearbeitung der biomedizinischen Signale im realen Maßstab der Zeit verwendet sein.

Modélage du processus du dégagement des minimums locaux de fréquence dans les signaux des électroencéphalogrammes

Résumé: Dans l'article est présenté le modèle du dégagement des maximums et des minimums locaux dans les signaux des électroencéphalogrammes ce qui peut être utilisé lors de la construction de l'interface neuroinformatique. Sont montrées les restrictions qui surgissent lors du dégagement des structures des minimums locaux pour les wavelets donnés. Le modèle peut être utilisé dans les systèmes du traitement des signaux biomédicaux dans une échelle réelle du temps.

Авторы: *Туровский Ярослав Александрович* – кандидат медицинских наук, доцент, заведующий лабораторией информационных технологий в медицине факультета компьютерных наук; *Кургалин Сергей Дмитриевич* – доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой цифровых технологий; *Максимов Алексей Владимирович* – аспирант кафедры цифровых технологий, ФГБОУ ВПО «Воронежский государственный университет», г. Воронеж.

Рецензент: *Бормонтов Евгений Николаевич* – доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой физики полупроводников и микроэлектроники, ФГБОУ ВПО «Воронежский государственный университет», г. Воронеж.
