

ДИНАМИКА ЭНЕРГЕТИЧЕСКИХ ПОКАЗАТЕЛЕЙ ЦЕПОЧЕК ЛОКАЛЬНЫХ МАКСИМУМОВ ВЕЙВЛЕТ-КОЭФФИЦИЕНТОВ БИМЕДИЦИНСКИХ СИГНАЛОВ

Туровский Я.А., кандидат медицинских наук, доцент кафедры цифровых технологий, руководитель лаборатории информационных технологий в медицине факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета; e-mail: yaroslav_turovsk@mail.ru

Кургалин С.Д., доктор физико-математических наук, заведующий кафедрой цифровых технологий факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета; e-mail: kurgalin@bk.ru

Семёнов А.Г., студент факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета; e-mail: smallcsf@gmail.com

Ключевые слова: вейвлет-анализ, электроэнцефалограмма, локальный спектр, цепочка локальных максимумов.

Введение

Поиск новых, потенциально клинически и физиологически значимых феноменов в сигналах, зарегистрированных с разных органов и систем организма человека или животных, представляет собой многоплановую задачу, решение которой связано с необходимостью научно обоснованной интерпретации выявленных зависимостей. Традиционно при анализе биомедицинских сигналов, таких как электроэнцефалограммы (ЭЭГ), электрокардиограммы, вариабельность сердечного ритма и т.д., использование преобразования Фурье обеспечивает последующий расчет спектральной плотности мощности. Иными словами, полученные в ходе спектрального анализа результаты в рамках «классического» подхода интерпретируются с точки зрения амплитудного (или энергетического) вклада компонент с разными частотами в общую картину сигнала. Как правило, схожий подход используется и при оценке результатов использования непрерывного вейвлет-преобразования, когда трёхмерная поверхность квадратов коэффициентов этого преобразования $W^2(a,b)$, полученная при обработке нативного сигнала, содержит пики, позволяющие определить локальные энергетические характеристики сигнала. Однако известно, что большая часть одномерных биомедицинских сигналов, регистрируемых с человека и животных, представляет собой результат сложного взаимодействия большого числа компонент (например, осцилляторов), функционирующих с разной частотой, амплитудой и фазой [1]. При этом важно извлекать из изучаемого сигнала максимально возможный объём полезной информации, необходимой для наиболее полного и корректного описания состояния исследуемой системы органов.

Таким образом, актуальным представляется разработка новых методов исследования биомедицинских сигналов, включая ЭЭГ, с целью выявления в них физиологически и медицински значимых феноменов, представляющих интерес как для фундаментальной, так и

Представлен метод определения цепочек локальных максимумов (ЦЛМ) коэффициентов непрерывного вейвлет-преобразования для разных типов сигналов и анализа их характеристик с использованием в качестве базисной функции вейвлета Морле. Продемонстрированы различные способы выявления ЦЛМ и подходы к исследованию их свойств, отмечены преимущества и недостатки. Проведена типологизация динамики энергетических значений максимумов локальных спектров, формирующих ЦЛМ, и представлены её результаты. Предложены алгоритмы усреднения ЦЛМ по энергии. Представлено три способа подобных усреднений. Выявлено пять типов динамики поведения энергетических максимумов ЦЛМ как для модельных сигналов, так и для реальных электроэнцефалограмм.

для клинической медицины.

Энергетические параметры цепочек локальных максимумов вейвлет-спектров

Для определения временной динамики поведения локальных максимумов матрицы $W^2(a,b)$ используем на первом этапе исследований модельные сигналы двух видов.

Во-первых, рассмотрим стационарный сигнал длиной 1000 отсчётов:

$$y(x) = \sin(2\pi 96x) + \sin(2\pi 32x), \quad (1)$$

где y – амплитуда модельного сигнала, а x – номер отсчета.

Подвергнем этот сигнал (как в последствии и сигналы ЭЭГ) непрерывному вейвлет-преобразованию с использованием вейвлета Морле, построив в дальнейшем набор скейлограмм, как в [2]. Очевидно, что в случае использования вейвлета, обладающего необходимой разрешающей способностью, мы должны получить два пика в локальном вейвлет-спектре. Следовательно, в построенном наборе вейвлет-спектров вне краевых эффектов должны оказаться две линии, параллельные оси времени. Действительно, учитывая «угол влияния» [3] вейвлета, нетрудно определить, что локальные вейвлет-спектры в исследуемом диапазоне частот можно будет рассчитать только в тех временных областях, где анализирующий вейвлет полностью локализован на исследуемом отрезке сигнала, не выходя за его пределы. При этом длительность D анализирующего вейвлета применительно к модельному сигналу составляет с учетом

обнуления малых значений величину $D \approx 5.5$ а [4], где a – масштаб вейвлет-преобразования.

Во-вторых, рассмотрим другой, более сложный модельный сигнал, изменяющий свою частоту с течением времени:

$$\begin{cases} y(x) = \sin(2\pi 96x), x \in [1, 215] \\ y(x) = \sin(2\pi 96x) + \sin(2\pi 32x), x \in [216, 616] \\ y(x) = \sin(2\pi 96x) + \sin(2\pi 48x), x \in [617, 760] \\ y(x) = \sin(2\pi 96x), x \in [761, 862] \\ y(x) = \sin(2\pi 96x) + \sin(2\pi 48x), x \in [863, 1000] \end{cases} \quad (2)$$

Проанализируем полученную картину максимумов вейвлет-спектров для модельного сигнала (2) (рис. 1). Обратим внимание, что несмотря на «мгновенное» изменение частот в этом сигнале, тем не менее, имеются «изломы» в области перехода от одной частоты сигнала к другой [3]. Понятно, что вейвлет определённой частоты локализован в некоторой временной области, и, тем самым, рассчитанный коэффициент вейвлет-преобразования отражает наличие в ней всех означенных частот. Поскольку модельный сигнал (2) является в нашем случае всё же дискретным, можно выразить значение периода той или иной компоненты сигнала при определенной частоте дискретизации числом отсчётов, формирующих один период данной гармоники в конкретном интервале времени (3) [5]. Как видно из рис. 1, при изменении частотного состава модельного сигнала (2) меняется и динамика ЦПМ, при этом следует учитывать, что смена частот в сигнале происходит мгновенно, приводя к появлению в нём дополнительных высокочастотных и низкочастотных компонентов. Период Λ центральной частоты вейвлета Морле выражается как [5]:

$$\Lambda = 4\pi a / (\omega_0 + \sqrt{2 + \omega_0^2}), \quad (3)$$

где ω_0 – параметр вейвлета.

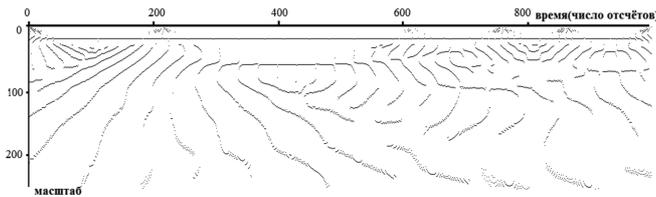


Рис. 1. Структура максимумов локальных вейвлет-спектров модельного сигнала, сгенерированного по формуле (1).

По оси абсцисс – время (число отсчетов), по оси ординат – масштаб a вейвлет-преобразования.

Кремовые эффекты не удалены

Рассмотрим теперь динамику локальных максимумов во временных областях, соответствующих резкому изменению частотной картины сигнала (2). При этом будем учитывать, что число отсчётов, формирующих вейвлет, увеличивается с ростом масштаба a вейвлет-преобразования. Так, например, для масштаба $a = 63$ число отсчетов, формирующих вейвлет Морле, должно составить величину ≈ 350 -360. Следовательно, только после ≈ 175 -180 отсчётов от начала изменения частотной картины для модельного сигнала (2) можно получить коэффициент вейвлет-преобразования, соответст-

вующий масштабу $a = 63$ для данной частоты и её окрестности без влияния на него значений предыдущих частот. Аналогично, при очередном изменении частотной картины сигнала, например, в момент времени (отсчёта сигнала) b_0 , влияние появившихся частот в определенном диапазоне на расчет вейвлет-коэффициентов для данного масштаба будет присутствовать, начиная примерно с момента времени, соответствующему $b_0 - 180$ отсчётов перед их появлением. Данный феномен хорошо известен как «угол влияния» [3]. Таким образом, рассматривая результат использования модельного сигнала (2), можно определить, что из 400 отсчётов при $x \in [216, 616]$ только ≈ 40 -50 отсчётов (с учётом особенностей разных программных реализаций) будут содержать локальные максимумы, соответствующие частоте на масштабе $a=63$, что и видно на рис. 1.

Таким образом, для оценки частотной динамики сигнала во времени необходимо, чтобы компонента сигнала с данной частотой существовала при таком числе отсчётов, когда вейвлет-функция, обеспечивающая её анализ, имела бы меньше отсчётов, чем исследуемая компонента. Следовательно, коэффициенты вейвлет-преобразования для данной частотно-временной локализации будут рассчитаны без учета частот, присутствующих на соседних временных отрезках. Действительно, в модельном сигнале при $x \in [617, 760]$ существуют две частоты, однако расчетный пик локального вейвлет-спектра должен находиться в районе масштаба $a = 42$, что даст примерно по 115 отсчётов от времени начала и окончания присутствия компонентов с данной частотой в сигнале, необходимых для проведения анализа с использованием вейвлет-функции Морле. Нетрудно заметить, что в этом случае не будет ни одного значения b для данного отрезка времени, в котором может быть рассчитан вейвлет-коэффициент с применением вейвлета Морле при $\omega_0 = 6$ на заданной частоте так, чтобы в расчетах учитывались только точки модельного сигнала для указанного выше временного диапазона, содержащего искомую частоту. Отсюда следует, что в ряде случаев требуется лучшая по сравнению с вейвлетом Морле локализация по времени. Однако, как известно [3, 5], улучшение локализации вейвлета по времени приводит к ухудшению его локализации в частотном пространстве. Данную проблему можно определенным образом частично решить, подняв частоту дискретизации исследуемого сигнала. Подобный подход приводит к резкому росту объема вычислений, что особенно важно в случае, когда необходимо проводить исследования в реальном масштабе времени [4].

Как известно, вейвлет-анализ в различных модификациях широко используется для анализа ЭЭГ и, в том числе, для оценки спектральных характеристик сигнала (см., например, [6–8]). Тем не менее, общая парадигма спектрального анализа с использованием вейвлет-преобразования зиждется, во многом, на расчете аналога спектральной плотности мощности для преобразования Фурье.

Рассмотрим изменение локальных максимумов матрицы $W^2(a, b)$ во времени на нативной ЭЭГ. Полученные максимумы располагаются не случайным образом, а

формируют цепочки локальных максимумов (ЦЛМ). Ключевым моментом построения таких цепочек является формулирование правил, по которым происходит включение или не включение очередного локального максимума в имеющуюся цепочку.

В общем случае, необходимо, чтобы число локальных максимумов, с одной стороны, было достаточно большим, отражая структуру цепочки, и, с другой стороны, необходимо избежать неоправданного объединения локальных максимумов в цепочки. Критерием такого неоправданного объединения является присутствие «разрывов» в ЦЛМ, таких, что при наличии локального максимума в окрестности масштаба вейвлет-преобразования a_{max} на скейлограмме (локальном спектре) с координатами b_{max} , тем не менее, отсутствуют локальные максимумы в диапазоне $(b_{max}, b_{max}+L]$, где L – длина разрыва ЦЛМ во временной области, измеряемая числом локальных спектров.

Обозначив число входящих в ЦЛМ точек – локальных максимумов как k , получим, что в случае, когда в каждом локальном спектре будет присутствовать локальный максимум, отнесённый к цепочке, будет выполняться равенство $\Delta b = k$ (где $\Delta b = b_n - b_s$, b_s – координата первого локального экстремума цепочки, а b_n – последнего), так что $k/\Delta b \rightarrow 1$ при уменьшении доли разрывов в структуре ЦЛМ. Таким образом, при $k/\Delta b = 1$ разрывы в ЦЛМ отсутствуют, и цепочка содержит максимальное число локальных максимумов. Следовательно, в общем случае $k/\Delta b \leq 1$, при $\Delta b > 1$. Действительно, при длине ЦЛМ в один локальный спектр ($k = 1$, $\Delta b = 1$) получается $k/\Delta b = 1$, т.е. формально достигается максимально возможное значение этого отношения при фактически не сформированной цепочке.

Правило $k/\Delta b \rightarrow 1$ является универсальным. Его рекомендуется применять в том случае, когда неизвестно распределение ЦЛМ по длинам в зависимости от масштаба, которому они соответствуют. В том же случае, когда распределение ЦЛМ по длине при заданных параметрах объединения известно хотя бы приблизительно, можно воспользоваться разработанным для этого случая итерационным алгоритмом, при котором максимумы вейвлет-спектров после их выявления объединяются в ЦЛМ на основе правила максимизации отношения $\Delta t/k$ (где Δt – разность времени окончания и начала единичной ЦЛМ; k – максимально существующее на данном масштабе число входящих в неё точек). Очевидно, что в этом случае длина ЦЛМ будет стремиться к максимальной, однако, как показано в [4], следует ввести ограничение на время, в течение которого должен существовать новый потенциальный локальный максимум. Таким образом, изменяя параметры u и v [2], определяющие частотно-временную область поиска новых локальных максимумов относительно опорной точки, можно добиться оптимального формирования ЦЛМ, но при этом будет меняться и величина k .

Созданный в настоящей работе алгоритм получения ЦЛМ является итерационным, обеспечивая возможность объединения локальных максимумов ЦЛМ в том случае, когда существуют разрывы ЦЛМ во временной области. Отметим также, что на результат работы дан-

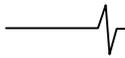
ного алгоритма будет влиять частота дискретизации исследуемого сигнала и последующее возможное суммирование, усреднение или децимация локальных спектров. При использовании показателя $k/\Delta b$ для избежания искусственного разделения одной ЦЛМ на несколько, в случае наличия разрывов, достаточно добиваться того, чтобы величина $k/\Delta b$ превышала определенный порог, определяемый целями и задачами исследования.

Таким образом, схема построения ЦЛМ такова: выбирается начальная («опорная») точка – локальный максимум, не входящий ни в одну из существующих ЦЛМ и не имеющий «слева» по оси времени соседей на заявленном интервале времени. Определяется в направлении вдоль оси времени и в указанном диапазоне масштабов наличие потенциальных членов данной ЦЛМ. В случае их отсутствия цепочка обрывается. При наличии одного подходящего соседнего максимума он становится новой опорной точкой и включается в ЦЛМ при поиске следующего потенциального максимума. В случае, если потенциальных точек для включения в ЦЛМ несколько, то преимущество отдаётся максимуму, соответствующему тому же масштабу, который есть у опорной точки [4,9-11].

При работе с модельными сигналами, равно как и при обработке реальной ЭЭГ (полученной при частоте дискретизации 250 Гц), использовалась действительная часть вейвлета Морле. Однако близкие результаты были получены и при использовании комплексного вейвлета Морле, а также для вейвлетов семейства DOG. Важно подчеркнуть, что при обработке биомедицинских сигналов с применением различных вейвлетов для выявления клинко-физиологических феноменов надо исходить, в основном, из их разрешающей способности и возможности локализации во времени, что, в конечном итоге, определяются целями и задачами исследования.

Изучение феномена дрейфа ЦЛМ в частотном пространстве [9-11], позволило предположить, что, наряду с выявленными закономерностями поведения локальных максимумов, когда частотная координата ЦЛМ достаточно сильно меняется во времени, существуют закономерности, связанные с дрейфом амплитудных (энергетических) компонентов ЦЛМ (рис. 2). Очевидно, что ЦЛМ располагаются в пространстве (a, b) не равномерно [9, 11] и, следовательно, необходимо оценивать ЦЛМ раздельно, исходя из их группировки и последующего внутригруппового усреднения исследуемых показателей ЦЛМ по тем или иным признакам.

Для получения усреднённых значений в группах ЦЛМ воспользуемся методикой, применяемой для выделения в исследуемом сигнале ЭЭГ вызванных потенциалов головного мозга. В этом случае проведем усреднение групп ЦЛМ с целью выявления наиболее типичных значений энергетических спектров, хотя возможно и усреднение по частотным показателям. При этом усреднение может проходить для ЦЛМ, выделенных в одном частотном диапазоне (т.е. при условии, что все точки ЦЛМ принадлежат исследуемому диапазону, который определяется исходя из задач исследования), поскольку длительность ЦЛМ может быть тесно связана с частотой, на которой она выделена. Неучет этого фактора



может привести к тому, что усредняться будут ЦЛМ, далеко отстоящие друг от друга в частотном пространстве и, возможно, обладающие разными свойствами, что, естественно, не лучшим образом скажется на содержательной интерпретации расчетов.

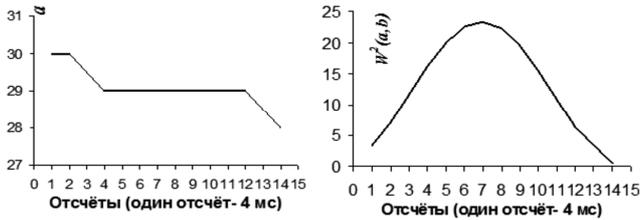


Рис.2. Динамика поведения ЦЛМ, полученной из ЭЭГ (отведение С3) в состоянии покоя человека. Показана динамика одной и той же цепочки в частотном (левый рисунок) и энергетическом (правый рисунок) пространствах. По горизонтальной оси отложены отсчеты исходного сигнала (или соответствующее время в мс)

Для корректного усреднения амплитудных параметров ЦЛМ предлагается три подхода, использующих для синхронизации ЦЛМ различные критерии выбора точек $W^2(a,b)$ в пространстве (a,b) . Эти подходы схематически представлены на рис. 3.

В первом подходе (рис. 3 А) опорной точкой для проведения усреднения служит первое по времени значение для каждой из усредняемых ЦЛМ, при этом остальные значения $W^2(a,b)$ в обрабатываемых ЦЛМ выстраиваются по координате b таким образом, чтобы порядковые номера их отсчетов в различных ЦЛМ совпадали (при том, что нумерация идет внутри самой ЦЛМ, т.е. максимуму с координатой b_s присваивается номер 1, с координатой b_{s+1} – номер 2 и т.д.), и только после этого осуществляется усреднение. Данный подход, практически, полностью аналогичен применяемому

нами подходу к усреднению ЦЛМ по параметру масштаба (частоты) вейвлет-преобразования.

Второй подход (рис. 3 Б) основан на минимизации различий ЦЛМ по значениям $W^2(a,b)$ в ЦЛМ. При этом одна ЦЛМ сдвигается относительно другой вдоль оси b до тех пор, пока между ними не установится минимальное различие между энергиями двух ЦЛМ. Это различие будем характеризовать функцией

$$U_i = \sum_{g=l}^{l+r} |W_{i,g,j=1}^2(a,b) - W_{i,g,j}^2(a,b)| \text{ при } l = 1, 2, \dots, m_i - r_i; j=2, 3, \dots, n_i, \quad (4)$$

здесь r_i – число точек в текущей ЦЛМ i -го типа $i=1, \dots, 5$ – тип ЦЛМ; j – номер цепочки в массиве ЦЛМ данного типа i (номера цепочек устанавливаются в соответствии с их длиной, меньший номер соответствует большей длине, общее количество цепочек типа i равно n_i); $k = 1, \dots, m_i$ – номер точки в конкретной ЦЛМ типа i с учетом пропущенных точек; m_i – количество точек в наиболее длинной ЦЛМ i -го типа.

На рис. 4 и 5 изображены результаты одного из этапов данных исследований. Видно, что две ЦЛМ, синхронизированные в начале по первой точке каждой из них, сдвигаются друг относительно друга. При этом более короткая ЦЛМ перемещается относительно более длинной. Среди полученных значений функции U_i (4) находится глобальный минимум для данной пары цепочек (на рис. 5 это сдвиг на 5 отсчетов). После нахождения минимума функции U_i происходит усреднение ЦЛМ, имеющих полученное положение во временном пространстве друг относительно друга. Второй подход, так же как и первый, концептуально идентичен применяемому в наших исследованиях при оценке динамики ЦЛМ в частотном пространстве.

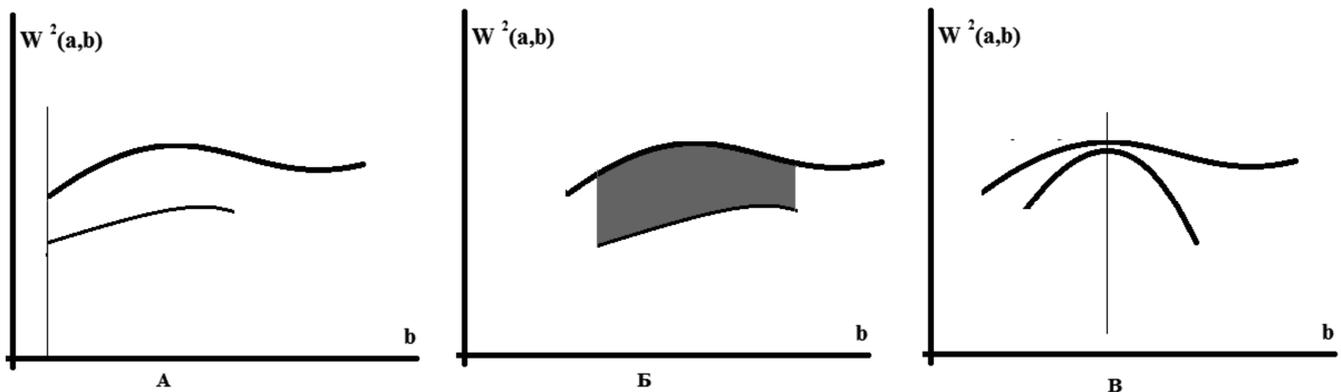


Рис 3. Схематическое изображение трех предлагаемых подходов к взаиморасположению ЦЛМ по оси b (время, номер локального спектра) при вычислении усреднённых данных по энергии ЦЛМ. По горизонтальной оси отложена величина b , отражающая время процесса, по вертикальной оси – значения $W^2(a,b)$, характеризующие энергию процесса, происходящего в заданном диапазоне частот ЭЭГ.

- А – усреднение при синхронизации по первому значению ЦЛМ (несмотря на разную длину, ЦЛМ выравниваются по их первым значениям);
- Б – усреднение при синхронизации по минимуму разницы величин $W^2(a,b)$ для двух цепочек: ЦЛМ меньшей длины таким образом соотносится с ЦЛМ большей длины, чтобы минимизировать функцию U_i (6);
- В – усреднение при синхронизации по величинам $W_{max}^2(a,b)$ для двух ЦЛМ, при котором синхронизируются максимальные энергии ЦЛМ

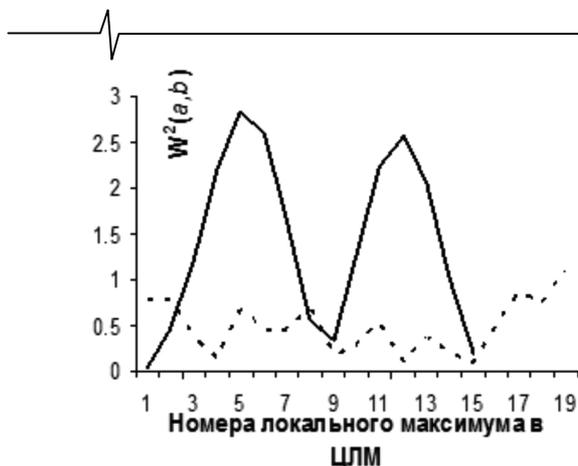


Рис. 4. Динамика двух ЦЛМ (сплошная и пунктирная линии), полученных при анализе фонового сигнала ЭЭГ (отведение Oz) в состоянии покоя человека.

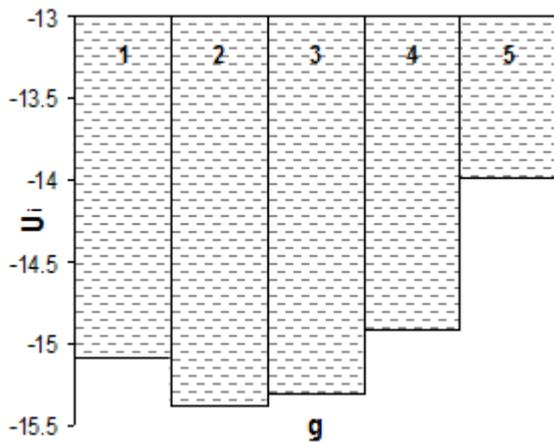


Рис. 5. Зависимость функции $U_i(b)$ от величины сдвига g по отношению друг к другу для ЦЛМ, динамика которых представлена на рис. 4

Третий подход (рис. 3 В) основан на представлении о величинах $W^2(a,b)$ как о характеризующих энергию и, в конечном счёте, амплитуду сигнала на заданной частоте, являющейся частотой локального максимума. Это позволяет предложить ещё одно правило усреднения: ЦЛМ синхронизируются таким образом, чтобы различия $W^2_{\max 1}(a,b)$ и $W^2_{\max 2}(a,b)$ были минимальными, где $W^2_{\max 1}(a,b)$ – максимальная энергия первой ЦЛМ типа i , а $W^2_{\max 2}(a,b)$ – максимальная энергия второй ЦЛМ типа i . Очевидно, что при всей внешней схожести второй и третий подходы принципиально различаются. Второй подход минимизирует разницу между энергиями двух ЦЛМ в течение всего периода их существования. Таким образом, ищется такое взаимное расположение ЦЛМ на оси b , при котором суммарные энергии двух процессов минимально различаются. В третьем подходе различия минимизируются только для точек ЦЛМ с максимальными энергиями, при этом разница в общей энергии процессов может быть не минимально возможной. Очевидно, что второй подход имеет преимущество для процессов, относительно мало меняющихся во времени. К таковым, например, можно отнести динамику ЭЭГ для расслабленного состояния человека или для его состояния с закрытыми глазами. Третий подход наиболее эффективен для анализа ярко выраженных неста-

ционарностей на кривой ЭЭГ, когда исследуемый сигнал резко меняет свои свойства. Помимо простого примера эпилепсии, порождающей на ЭЭГ, в ряде случаев, характерную структуру «пик-волна», можно упомянуть о феномене синхронизации и десинхронизации сигнала ЭЭГ, при котором частотная картина процесса резко меняется.

После того как выбран тип взаиморасположения ЦЛМ по оси времени в исследуемом частотном диапазоне происходит усреднение величин $W^2(a,b)$:

$$W^2_{i,k}(a,b) = \frac{1}{n_i} \sum_{j=1}^{n_i} W^2_{i,j,k}(a,b). \quad (5)$$

В случае, если в одной из ЦЛМ отсутствует точка с определёнными временными координатами, то в общем суммировании для данной временной координаты такая ЦЛМ не участвует. Следовательно, здесь усреднение осуществляется только по точкам, полученным в ходе расчета ЦЛМ, без учета «искусственно построенных» точек, например, в результате интерполяции или аппроксимации, которые также могут заполнять участки ЦЛМ без локальных максимумов.

Результаты анализа энергетических показателей цепочек локальных максимумов в вейвлет-спектрах

Как и при анализе динамики частот локальных максимумов во времени, при исследовании динамики энергии процесса можно увидеть, что она может весьма сильно различаться для разных процессов. Суммирование ЦЛМ, существенно отличающихся временной динамикой поведения величин $W^2(a,b)$, может привести к некорректным или не интерпретируемым результатам. В связи с этим множество ЦЛМ мы разделили на несколько типов, внутри которых дисперсия величин $W^2(a,b)$, рассчитанная между ЦЛМ, относящимися к данному типу, была бы минимальной.

Нами выделено 5 типов динамики энергии внутри ЦЛМ.

1. Стабильно нарастающая по энергии ЦЛМ. Можно предположить, что осциллятор или группа осцилляторов, порождающих данный тип ЦЛМ, существенно увеличивает с течением времени свою активность, что выражается увеличением в сигнале амплитуды данной частоты.

2. Стабильно убывающая по энергии ЦЛМ. Этот тип аналогичен первому типу, только характер поведения локальных максимумов значений $W^2(a,b)$ является убывающим.

3. ЦЛМ, практически не изменяющиеся по энергии. В этом случае осциллятор (или группа осцилляторов) в головном мозге не увеличивает и не уменьшает своей «мощности», т.е. не изменяет своего вклада в амплитуду сигнала.

4. ЦЛМ, демонстрирующая сначала рост энергии сигнала, а потом её уменьшение, при том, что завершиться она может как на более высокой, так и на более низкой энергии по отношению к начальной.

5. ЦЛМ, демонстрирующая уменьшение энергии с последующим её ростом. Как и для предыдущего типа,

соотношение энергий начала и завершения ЦЛМ может быть различным.

Отдельным типом являются ЦЛМ, состоящие только из одного значения, не отнесённого ни к одной из имеющихся ЦЛМ.

Рассматривая интерпретацию динамики ЦЛМ в амплитудном пространстве для полученных цепочек, необходимо учитывать, что далеко не всегда наличие высоких значений энергии на данном масштабе (частоте) свидетельствует о присутствии в сигнале вклада от функционирующего на данной частоте осциллятора. По аналогии с применением преобразования Фурье, например, для анализа сигнала в виде амплитудно-модулированной синусоиды, возможно получить и иное распределение энергетических пиков локальных спектров, что может привести, в конечном итоге, к неправильной интерпретации полученных результатов.

Заключение

В работе представлен метод определения цепочек локальных максимумов (ЦЛМ) квадратов коэффициентов непрерывного вейвлет-преобразования $W^2(a,b)$ для разных типов сигналов и анализа их характеристик с использованием в качестве базисной функции вейвлета Морле. Продемонстрированы различные способы выявления ЦЛМ и подходы к исследованию их свойств, отмечены их преимущества и недостатки. Проведена типологизация динамики энергетических значений максимумов локальных спектров, формирующих ЦЛМ, и представлены её результаты. Проанализировано поведение во времени энергетических максимумов, формирующих цепочки локальных максимумов величин $W^2(a,b)$ на плоскости (a,b) . По аналогии с алгоритмом усреднения по частоте, для получения характерных ЦЛМ предложен алгоритм усреднения ЦЛМ по энергии. Представлено три способа подобных усреднений. Выявлено пять типов динамики поведения энергетических максимумов ЦЛМ как для модельных сигналов, так и для реальных электроэнцефалограмм. Показано, что наличие ЦЛМ «стабильного» типа и их число зависит от формирования «коридора значений» начальных и конечных точек ЦЛМ, при которых изменение энергетических максимумов не будут считаться значимым. Разработанные алгоритмы могут быть использованы для анализа не только ЭЭГ, но и других медико-биологических сигналов: электрокардиограмм, вариабельности сердечного ритма, суточного мониторинга артериального давления и т.д. Это позволит в дальнейшем выявить и описать ряд новых физиологически значимых феноменов при исследовании биомедицинских сигналов.

Литература

1. Гнездицкий В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 626 с.
2. Туровский Я.А., Кургалин С.Д., Максимов А.В., Семёнов А.Г. Анализ электроэнцефалограмм на основе исследования изменяющейся во времени структуры

локальных максимумов матрицы вейвлет-коэффициентов // Вестник Воронежского государственного университета. Сер. Системный анализ и информационные технологии. – 2012. – №2. – С.69-73.

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

4. Туровский Я.А., Кургалин С.Д., Максимов А.В. Выбор анализирующих вейвлетов для системы с параллельной обработкой биомедицинских данных // Вестник Воронежского государственного университета. Сер. Системный анализ и информационные технологии. – 2011. – №2. – С.74-79.

5. Короновский А.А., Храмов А.Е. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2003. – 176 с.

Van Vugt M.K., Sederberg P.B., Kahana M.J. Comparison of spectral analysis methods for characterizing brain oscillations // Journal of Neuroscience Methods. – 2007. – V.162. – P. 49–63.

6. Bruns A. Fourier-, Hilbert- and wavelet-based signal analysis: are they really different approaches? // Journ. Neurosci. Methods. – 2004. – V.137. – P. 321–32.

7. Feng Zhou-Yan. Analysis of Rat Electroencephalogram during Slow Wave Sleep and Transition Sleep Using Wavelet Transform // Acta Biochimica et Biophysica Sinica. – 2003. – V. 35(8). – P. 741–746.

8. Туровский Я.А. Программа PikWave 1.0. Зарегистрирована в Российском агентстве по патентам и товарным знакам, регистрационный № 2006613500.

9. Туровский Я.А., Семёнов А.Г., Киселева Е.В., Хороших Н.В. Программа Wavemax 1.0. Зарегистрирована в Российском агентстве по патентам и товарным знакам, регистрационный № 2012614720.

10. Туровский Я.А., Кургалин С.Д., Вахтин А.А. Обработка данных ЭЭГ на основе анализа частотных зависимостей и вейвлет-преобразования // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2012. – №12. – С.39-45.

THE POWER DYNAMICS OF THE LOCAL MAXIMUMS SERIES OF THE WAVELET-COEFFICIENTS FOR BIOMEDICAL SIGNALS

Turovsky Ya.A., Kurgalin S.D., Semenov A.G.

The method of the detection the locals maximums series on the matrix continuous wavelet transformation coefficients was demonstrated. Wavelet Morlet was used. The different method of the locals maximums series detection and investigation of the its property was demonstrated. The preference and disadvantage of this method was noted. The typologisation of the power dynamics of the local maximums series was realized and result of it was presented. The algorithm of the averaging local maximums series by energy was suggest. The three way of the averaging was demonstrated. The five types, as for frequency was detected, as for model signal as for electroencephalograms.