

ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ: ЭЛЕКТРОФИЗИОЛОГИЧЕСКИЕ ФЕНОМЕНЫ И ИХ ИНТЕРПРЕТАЦИЯ

Я. А. Туровский

Воронежский государственный университет

В статье предложен метод анализа медико-биологических временных рядов на примере электроэнцефалограммы (ЭЭГ). Показано преимущество данного подхода по сравнению с классическими методами анализа ЭЭГ. Описан ряд нестационарных ЭЭГ-феноменов и дана их возможная интерпретация.

Ключевые слова: ЭЭГ, вейвлет-анализ, нестационарные фрагменты.

WAVELET ANALYSIS OF EEG: ELECTROPHYSIOLOGICAL PHENOMENA AND THEIR INTERPRETATION

Ya. A. Turovsky

An effective method of processing medical and biologic information on the basis of continuous wavelet transformation is proposed. The method is applied to the analysis of encephalograms. Possibilities of its use in systems of distributed computing for real time analysis of data are discussed.

Key words: EEG, wavelet-analysis, nonstationary time series

Массовое применение цифровых технологий для анализа медико-биологических сигналов повлекло за собой широкий спектр работ с применением целого ряда математических подходов в анализе клинко-физиологических феноменов. В то же время наблюдается явный разрыв между математическим аппаратом и физиологическим содержанием проводимых исследований.

ЦЕЛЬ РАБОТЫ

Подробное описание оригинальных алгоритмов на основе вейвлет-преобразования и попытка дать физиологическое объяснение новым феноменам электроэнцефалограмм (ЭЭГ), выявленным с помощью данного инструментария.

МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

Запись ЭЭГ проводилась на электроэнцефалографе «Нейрон-Спектр-4» (21 ЭЭГ-канал, частота дискретизации 5 кГц, разрядность АЦП 16 бит). Было обследовано 42 здоровых добровольцев обоюбого пола (23 мужчины, 19 женщин) в возрасте от 19 до 29 лет. В качестве обработки наряду с классическими методами нами были использованы оригинальные алгоритмы анализа на основе вейвлет-преобразования с целью выявления и описания временной динамики новых феноменов ЭЭГ.

Как известно, вейвлет-преобразование является инструментом для спектрального анализа временных рядов, то есть выделение в интересующем сигнале колебаний различной частоты [2].

Мы будем использовать непрерывное вейвлет-преобразование в виде [1–3]:

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

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

Коэффициенты непрерывного вейвлет-преобразования $W(a, b)$ отражают выраженность частоты a в картине сигнала в момент времени b и инвариантны по отношению к выбору начальной точки отсчета исследуемого сигнала. Это особенно ценно при изучении переходных процессов, вызванных различными функциональными пробами.

Важным моментом является выбор анализирующего вейвлета. В зависимости от его типа можно выявить те или иные особенности ЭЭГ-сигнала. При изучении переходных процессов на основе данных ЭЭГ преимущество использования вейвлета Морле по сравнению, например, с применением вейвлета Добеши (Daubechies) связано с достижением наилучшего разрешения по частоте при достаточно хорошем разрешении по времени. Отметим, что в предлагаемом методе могут быть использованы с разной степенью успеха и другие типы вейвлетов и даже, при соблюдении определенных условий, «оконное» преобразование Фурье.

Результатом вейвлет-преобразования является матрица вейвлет-коэффициентов $W(a_p, b_k)$, отражающая степень «присутствия» определенной частоты в общей структуре сигнала в конкретный момент времени (индекс, характеризует номер масштаба, a_k — номер временного отсчета для вейвлет-преобразования).

На основе матрицы вейвлет-коэффициентов $W(a_p, b_k)$ можно построить скейлограммы $V(a_i)$:

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

где N — число усредняемых вейвлет-коэффициентов $W(a_p, b_k)$.

Являясь функцией масштаба a_p , скейлограмма $V(a)$ включает в себя ту же информацию, что и традиционно используемая в исследовании спектральная плотность мощности (СПМ) [2–3] преобразования Фурье, которая является функцией частоты. Как известно [1, 3, 4], ис-

пользование вейвлет-преобразования имеет преимущество по сравнению с другими распространенными видами преобразований, прежде всего, за счет свойства частотно-временной локализации вейвлета. Следовательно, скейлограммы можно построить на малых временных отрезках (например, от 0,05 до 0,1 с), что позволяет детально изучать динамику процессов, отражаемых на ЭЭГ.

Следующим этапом обработки данных является выделение на скейлограммах физиологически значимых для дальнейшей интерпретации частотных диапазонов, ответственных за различные типы механизмов регуляции. В каждом из частотных диапазонов $[a_m, a_n]$ можно определить величину U_{ij}^{nm} как сумму значений функции $V_{ij}(a_l)$ на временном отрезке $[b_p, b_j]$, представляющую собой вейвлетную плотность мощности (ВПМ) [4—6]:

$$U_{ij}^{nm} = \sum_{l=n}^m V_{ij}(a_l), \quad (3)$$

где a_{\max} — максимальный масштаб вейвлет-преобразования, полученный в ходе исследования; $n, m < a_{\max}$; $m > n$; $j > i$.

Следует подчеркнуть, что выделение на скейлограммах физиологически значимых частотных диапазонов происходит с учетом расстояний между соседними локальными минимумами на кривой скейлограммы по формуле:

$$\Delta a = a_m - a_n, \quad (4)$$

где Δa — физиологически значимый диапазон, a_m, a_n — соседние локальные минимумы на кривой скейлограммы.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Поясним физиологический смысл данных расчетов. Выделение физиологически значимых диапазонов в рамках классического подхода не приносит успеха в том случае, если частотная граница разделения не проходит по локальным минимумам спектров. Фактически в этом случае один пик (и, следовательно, как минимум один физиологический осциллятор) будут искусственно разделены на два. Причем полученные значения будут отнесены к разным ритмам, что, разумеется, серьезно исказит результаты оценивания. В случае адаптированного разделения частотных диапазонов временной ряд значений U_{ij}^{nm} будет отражать изменение активности различных механизмов генерации ЭЭГ.

Рассмотрим динамику значений U_{ij}^{nm} (рис. 1). Можно выделить временные области, на которых значения U_{ij}^{nm} изменяются мало, и те временные области, где значения U_{ij}^{nm} резко изменяются в короткие промежутки времени (~ 1—3 с). Первые из них можно интерпретировать, с физиологической точки зрения, как тонические влияния, модулирующие волны ЭЭГ, а вторые — как переходные процессы. Алгоритмы разделения тонических влияний и переходных процессов любой природы разработаны [5, 6]. Таким образом, применив данный подход, мы получим разделение на тонические влияния и реакцию на эндо- и экзогенные воздействия.

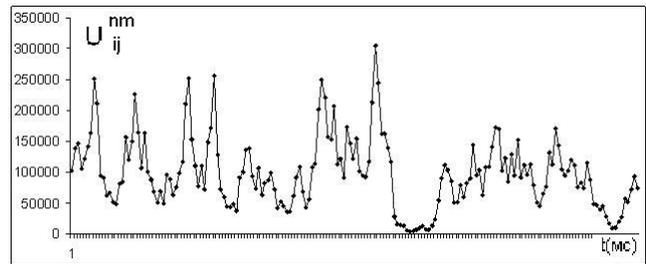


Рис. 1. Динамика изменения величин U_{ij}^{nm} , отражающая активность в частотном диапазоне α -ритма. По оси абсцисс — временные интервалы с ценой деления 0,05 с, по оси ординат — значения U_{ij}^{nm}

Важную роль в оценке ЭЭГ играет вопрос о том, являются ли синхронизированными наблюдаемые процессы. Традиционный подход с оценкой когерентности можно дополнить алгоритмом, изложенным на рис. 2. В *диапазоне 1* имеются два нестационарных фрагмента, в *диапазоне 2* выделяют временные интервалы, соответствующие нестационарным фрагментам *диапазона 1* (их два). С использованием статистических критериев сравниваются значения U_{ij}^{nm} в *диапазоне 2* во временных интервалах, соответствующих нестационарным фрагментам в *диапазоне 1* (выделено серым цветом) и вне их. Наличие статистически значимых различий в значениях U_{ij}^{nm} в этих частотных диапазонах будет свидетельствовать о синхронизации процессов.

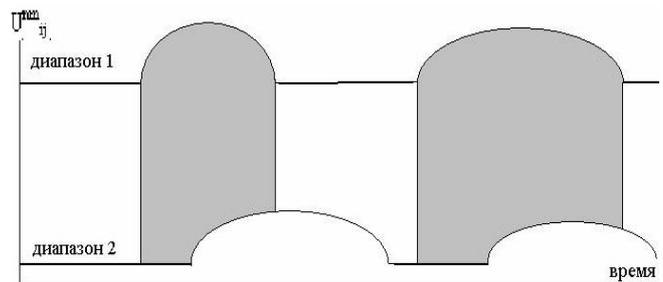


Рис. 2. Схема процедуры выявления синхронизации нестационарных процессов, исследуемых на ЭЭГ. По оси абсцисс — время, по оси ординат — значения U_{ij}^{nm}

Установить степень синхронизации переходных процессов по данным ЭЭГ можно и путем сравнения значений U_{ij}^{nm} высокочастотных (α -, β - и γ -) составляющих сигнала, соответствующих восходящему и нисходящему фронтам низкочастотных волн, на основе использования статистических критериев.

На следующем этапе обработки данных проводится подсчет количества частотных пиков на каждой из скейлограмм $V_{ij}(a)$. Свойство локальности во времени в каждом из вышеуказанных диапазонов ограничивает число пиков в любом из физиологически значимых частотных диапазонов. При анализе сигнала строится большое число (~103—108) скейлограмм, что позволяет четко определить изменение во времени количества частотных пиков, а также оценить их амплитуду и частоту.

Из сказанного выше можно сформулировать несколько интерпретаций появления нестационарных фрагментов ЭЭГ.

1. Появление нестационарного фрагмента (увеличение U_{ij}^{nm}) сопровождается увеличением частотного диапазона (Δa), но с сохранением или даже уменьшением удельной ВПМ ($U_{ij}^{nm}/\Delta a$) можно интерпретировать как десинхронизацию активности клеточного пула, порождающего волны ЭЭГ.

2. Появление нестационарного фрагмента (увеличение U_{ij}^{nm}) сопровождается увеличением частотного диапазона (Δa), но и с увеличением удельной ВПМ ($U_{ij}^{nm}/\Delta a$) можно интерпретировать как вовлечение новых групп клеток (микросистем нейронов) в генерацию ЭЭГ-феномена.

3. Уменьшение частотного диапазона (Δa) следует рассматривать как повышение синхронизации активности клеточного пула или исключения из данного пула микросистем нейронов.

4. В случае интерпретации по п. 1 на скейлограммах будет наблюдаться увеличение числа локальных максимумов, то есть осцилляторов, генерирующих ЭЭГ; в случае интерпретации по п. 2 картина будет аналогичной

5. Картину интерпретации по п. 3 дополняет снижение числа локальных максимумов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Данная группа алгоритмов помимо ЭЭГ также была применена на следующих группах временных рядов: ЭКГ в том числе и высокого разрешения (150 наблюдений), переменность сердечного ритма (250 наблюдений), лазерная доплеровская флоуметрия (60 наблюдений), эпи-

демические показатели (два временных ряда) [5, 6]. Выявлен ряд новых феноменов и дана их клинико-физиологическая интерпретация. Полученные результаты позволяют утверждать, что данный набор алгоритмов может широко применяться в анализе медико-биологических сигналов различной природы с целью выявления новых физиологически и прогностически значимых феноменов.

ЛИТЕРАТУРА

1. Астафьева Н. М. // Успехи физических наук. — 1996. — Т. 166, № 11. — С. 1145—1170.
2. Добеши И. Десять лекций по вейвлетам. — Ижевск: НИЦ Регулярная и хаотическая динамика, 2001. — 464 с.
3. Дремин И. М., Иванов О. В., Нечитайло В. А. // Успехи физических наук. — 2001. — Т. 171, № 5. — С. 465—500.
4. Марпл мл. С. Л. Цифровой спектральный анализ и его приложения. — М.: Мир, 1990. — 584 с.
5. Туровский Я. А., Битюцкая Л. А., Яковлев В. Н. и др. // Мат. X Межд. симп. Эколого-физиологические проблемы адаптации. — М., 2001. — С. 170—171.
6. Туровский Я. А., Мишин В. В., Битюцкая Л. А. и др. // Известия вузов. Прикладная нелинейная динамика. — 2002. — Т. 10, № 6. — С. 16—23.

Контактная информация

Туровский Ярослав Александрович — к. м. н., доцент кафедры цифровых технологий Воронежского государственного университета, заведующий лабораторией информационных медицинских технологий Факультета компьютерных наук Воронежского государственного университета, e-mail: yaroslav_turovsk@mail.ru