

РЕЗУЛЬТАТЫ ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОГО АНАЛИЗА ЭЭГ СИГНАЛА С ПРИМЕНЕНИЕМ МЕТОДА МОДИФИЦИРОВАННЫХ СТАТИСТИК КОЛМОГорова – СМирнова

Введение

В настоящее время одной из перспективных с точки зрения анализа является гипотеза о кусочно-стационарном характере ЭЭГ. Характер сегментации (присутствует она, отсутствует или слабо выражена) является важным для диагностики функционального состояния мозга. Вместо описания ЭЭГ единым усредненным набором параметров (например, одним спектром мощности или автокорреляционной функцией) получают описание нескольких выделенных классов сегментов. Такой подход представляет интерес с точки зрения разработки диагностических систем, поскольку именно в его рамках в принципе возможно получение новых показателей, оценивающих общее состояние мозга более корректно и точно, чем это возможно в традиционных подходах диагностики ЭЭГ. В этом случае ЭЭГ анализируется не как неизменный во времени сигнал, а как совокупность участков, имеющих качественно различные характеристики с диагностической точки зрения.

Методика расчета

В литературе рассмотрены различные методы выявления сегментации и локализации моментов времени перехода процесса от одного сегмента к другому [1–4].

Рассмотрим непараметрическую сегментацию ЭЭГ, не требующую предварительного построения модели ЭЭГ процесса. Наиболее удобным и объективным является непараметрический метод сегментации, предложенный в статьях [5, 6].

Будем исходить из того, что наблюдаемый случайный процесс составлен из нескольких строго стационарных процессов, такие участки стационарности называются сегментами. Эти стационарные процессы различаются между собой функциями распределения мгновенных значений. Если предположить, что места изменения функций распределения представляют собой не точки, а некоторые отрезки времени конечной длины, то получаем модель постепенного изменения характеристик процесса. Обнаружение изменения любой функции распределения или какой-либо иной вероятностной характеристики может быть (с любой степенью точности) сведено к обнаружению изменения математического ожидания в некоторой новой случайной последовательности, сформированной из исходной (диагностической последовательности) [6].

Для определения границ сегментов воспользуемся формулой семейства статистик [6]:

$$Y_n(n, \delta) = [(N - n) / N^2]^\delta \left[n^{-1} \sum_{k=1}^n x_k - (n - N)^{-1} \sum_{k=n-1}^N x_k \right], \quad (1)$$

где $0 \leq \delta \leq 1$, $1 \leq n \leq N$, $X = \{x_k\}_{k=1}^N$ – диагностическая последовательность, полученная путем возведения в квадрат исходного ЭЭГ-сигнала.

Обнаружение изменения любой функции распределения или какой-либо вероятностной характеристики может быть сведено к обнаружению изменения математического ожидания некоторой новой случайной последовательности, сформированной из исходной [6]. В данном случае этой новой случайной последовательностью является $X = \{x_k\}_{k=1}^N$.

Семейство (1) представляет собой обобщенный вариант статистики Колмогорова–Смирнова, которая используется для проверки совпадения или различия функций распределения у двух выборок (при фиксированном n).

Алгоритм поиска границ стационарных сегментов можно представить в следующей последовательности:

1. *Проверка гипотезы об однородности.* Вычисляется величина $\max |Y_N(n, 1)| \equiv \eta_N$. Определяется порог C с помощью критических значений критерия согласия Колмогорова-Смирнова [7]. Умножая критические значения критерия согласия на рассчитанное для каждого интервала среднеквадратическое отклонение, получаем порог C . Если $\eta_N \leq C$, то принимается гипотеза об однородности и процедура заканчивается. В противном случае происходит переход к пункту 2. На первом этапе порог C определяется из условия достаточно высокого уровня значимости, так как на первом этапе важно не пропустить границу сегментов, если она присутствует. На следующих этапах лишние границы будут удалены.

2. *Предварительная оценка границ стационарных сегментов.* В качестве оценки первой найденной точки принимается произвольная точка n_1 , в которой достигается глобальный максимум статистики $Y_N(n, 1)$. Далее формируются две новые выборки:

$$Z_1: 1 \leq n \leq n_1 - [\varepsilon N] \text{ и } Z_2: n_1 + [\varepsilon N] \leq n \leq N.$$

Здесь ε число, которое рассчитывается по объему выборки, остроте максимума статистики и которое дает грубую предварительную оценку доверительного интервала для границ стационарных сегментов. Затем каждая из новых выборок Z_1 и Z_2 проверяется на однородность и при отсутствии однородности снова осуществляется переход к пункту 2. Процедура повторяется до тех пор, пока не будут найдены статистически однородные сегменты. В результате получаем набор предварительных оценок границ стационарных сегментов n_1, n_2, \dots, n_k , где k предварительная оценка числа сегментов.

3. *Отбраковка лишних сегментов.* Для любого $i = 1, \dots, k$ формируются выборки:

$$X_1: 1 \leq n \leq n_1 + 0,5(n_2 - n_1) \text{ и } X_s: n_s + 0,5(n_{s+1} - n_s) \leq n \leq n_s + (n_{s+1} - n_s),$$

где $s = 2, \dots, k-1$, $X_k: n_k + 0,5(n_{k+1} - n_k) \leq n \leq N$.

Каждая из выборок X_i проверяется на наличие границы стационарных сегментов так же, как и в п.1, но при достаточно низком уровне значимости. Те границы, которые не удовлетворяют данным условиям, удаляются, и соответствующие выборки объединяются.

4. *Окончательная оценка границ сегментов.* Для каждой выборки X_i вычисляется статистика $Y_N(n, 0)$. Произвольная точка максимума модуля этой статистики принимается в качестве окончательной оценки i -го момента разрядки. Затем вычисляется доверительный интервал этой оценки по формуле [8]

$$n_i - \frac{st_{n,\alpha/2}}{\sqrt{N}} \leq n \leq n_i + \frac{st_{n,\alpha/2}}{\sqrt{N}}, \quad (2)$$

где $n = N - 1$; $1 - \alpha$ – уровень доверия; s – выборочная дисперсия; $t_{n,\alpha/2}$ – процентные точки t -распределения Стьюдента.

Экспериментальная проверка разработанной методик

В данной работе расчет произведен с использованием реализации ЭЭГ здоровых бодрствующих людей. Рассматриваемый диапазон частот соответствовал α -ритму (8...13 Гц). Для фильтрации применялся фильтр Баттерворта 8-го порядка. На рис. 1, 2 представлены α -ритмы реализаций ЭЭГ здорового бодрствующего человека (здесь соответственно рис. 1 – темя, левая сторона, рис. 2 – темя, правая сторона). Длительность реализаций составляла 30 с, частота дискретизации $f_d = 120$ Гц.

Определим диагностическую последовательность путем возведения в квадрат исходного ЭЭГ-сигнала (рис. 3, 4). При поиске границ стационарных участков на этапе предварительных оценок их моментов уровень значимости принимается равным 0,2.

На следующем этапе принимаем уровень значимости равным 0,05. Расположение границ уточняется.

Затем границы сегментов уточняются, находится максимум математического ожидания в окрестности найденных точек и определяются доверительные интервалы. с учетом того, что в формуле (2) величина $\alpha = 0.01$.

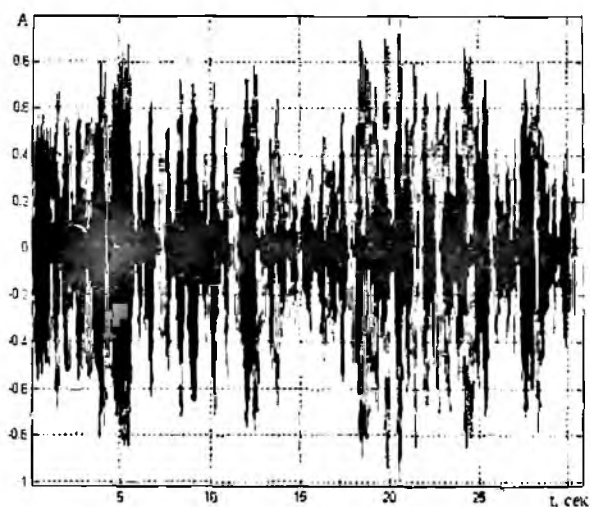


Рис. 1

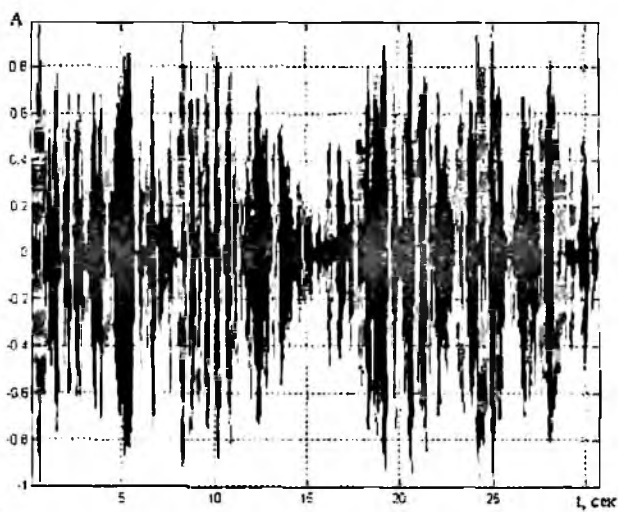


Рис.2

На рис. 5 – 6 приведены исходные реализации с нанесенными границами участков сегментов. Видно, что границы стационарных участков в большинстве случаев совпадают.

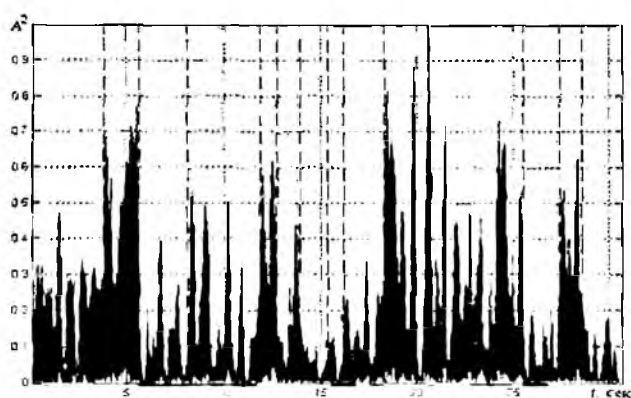


Рис. 3

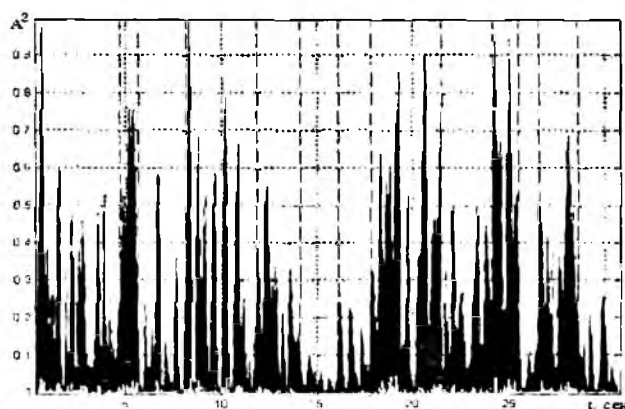


Рис. 4

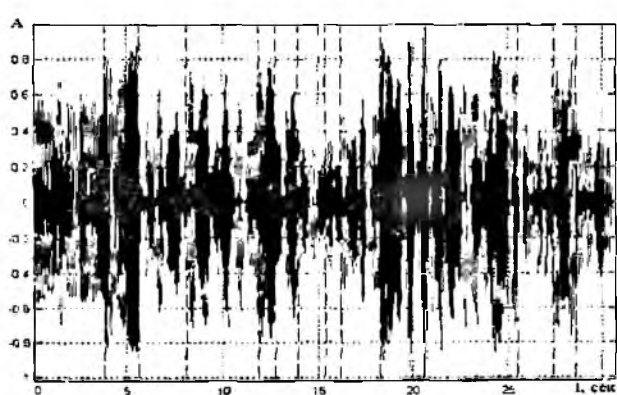


Рис. 5

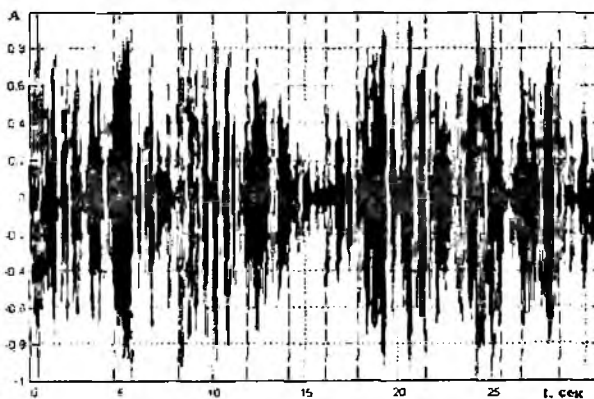


Рис. 6

БИБЛИОТЕКА
ХНУРЕ
ИНБ. № 794 998

Выводы

Сегментация ЭЭГ-сигнала методом модифицированных статистик Колмогорова–Смирнова не требует предварительного построения каких-либо математических моделей, которые для неоднородных процессов являются весьма приблизительными.

В отличие от подавляющего большинства описанных в литературе методов сегментации ЭЭГ, рассматриваемый метод позволяет находить границы стационарности с помощью порога, задаваемого таблично, а не эмпирически.

Применение непараметрических методов поиска моментов резкого изменения характеристик ЭЭГ имеет большое значение как для корректного вычисления базовых спектрально-корреляционных характеристик ЭЭГ-сигнала, так и для описания кусочно-стационарной организации ЭЭГ. Это обусловлено тем, что ЭЭГ является нестационарным процессом и в этом случае применение спектрально-корреляционного анализа ко всей реализации ЭЭГ в общем случае некорректно.

Анализ большой выборки [8] позволил сделать вывод: при уровне значимости 0,05 интервал стационарности ЭЭГ здорового бодрствующего человека, как правило, составляет 1...4 с.

Список литературы: 1. *Deistler M., Prohaska O., Reschenhofer E. et al.* Procedure for identification of different stages of EEG back ground activity & its application to the detection of drug effects // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1986. V. 64. P. 294. 2. *Bodenstein G., Praetorius H.M.* Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation // *Proc. IEEE.* 1977. V. 65. P. 642-652. 3. *Jansen B.H., Hasman A., Lenten R. et al.* A study of inter and intra individual variability of the EEG of 16 normal subjects by means of segmentation // *Proc. of the 2nd Europ. Congr. of EEG and Clin. Neurophysiol.* Ed. H. Lechner. Aranibar A., 1979. P. 617-627. 4. *Скрылев К.М.* Метод анализа скачкообразных изменений ритмики ЭЭГ // *Физиология человека.* 1984. Т. 10, №2. С. 333. 5. *Шинкин С.Л., Бродский Б.Е., Дарховский В.С., Каплан А.Я.* ЭЭГ как нестационарный сигнал: подход к анализу на основе непараметрической статистики // *Физиология человека.* 1997. Т. 23, № 4. С. 124-126. 6. *Бродский Б.Е., Дарховский В.С., Каплан А.Я. и др.* Непараметрическая сегментация электрических сигналов мозга // *Автоматика и телемеханика.* 1998. №2. С. 23–32. 7. *Статистический анализ: Подход с использованием ЭВМ.* / А. Афифи. С. Эйзен; Пер. с англ. М.: Мир, 1982. 488 с. 8. *Прикладной анализ случайных данных.* / Дж. Бендат, А. Пирсол.; Пер. с англ. М.: Мир, 1989. 340с. 9. *Харченко О.И.* Методы частотного и временного анализа в системах обработки случайных сигналов типа электроэнцефалограмм: Дисс. ... канд техн. наук. Харьков: ХНУРЭ. 253 с.

*Харьковский национальный
университет радиоэлектроники*

Поступила в редколлегию 18.04.2008