

## ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ В ДИАГНОСТИКЕ ЭПИЛЕПСИИ НА ОСНОВЕ ОЦЕНКИ ПОКАЗАТЕЛЯ ХЕРСТА

**Егорова Людмила Дмитриевна**,  
аспирант института информатики и телекоммуникаций  
**Сибирский государственный университет науки и технологий им. академика М.Ф. Решетнёва,**  
**Красноярск, Россия**  
*e-mail: [egorova\\_ld@rambler.ru](mailto:egorova_ld@rambler.ru)*

**Казаковцев Лев Александрович**, доктор технических наук, доцент,  
профессор кафедры «Информационные технологии и математическое обеспечение информационных систем», ИЭиУ АПК

**Красноярский государственный аграрный университет, Красноярск, Россия**  
**Сибирский государственный университет науки и технологий им. академика М.Ф. Решетнёва,**  
**Красноярск, Россия**  
*e-mail: [levk@bk.ru](mailto:levk@bk.ru)*

**Рожнов Иван Павлович**, кандидат технических наук,  
старший научный сотрудник института информатики и телекоммуникаций  
**Сибирский государственный университет науки и технологий им. академика М.Ф. Решетнёва,**  
**Красноярск, Россия**  
*e-mail: [ris2005@mail.ru](mailto:ris2005@mail.ru)*

**Аннотация.** Показаны особенности автоматического анализа долгосрочных временных корреляций данных электроэнцефалографии с применением оценки показателя Херста и R/S-анализа.

**Ключевые слова:** показатель Херста, электроэнцефалография, сельскохозяйственные животные.

## ELECTROENCEPHALOGRAPHY IN THE DIAGNOSTICS OF EPILEPSY BASED ON THE ASSESSMENT OF THE HURST INDICATOR

**Egorova Lyudmila Dmitrievna**,  
postgraduate student Institute of Informatics and Telecommunications  
**Reshetnev Siberian State University of Science and Technology, Krasnoyarsk, Russia**  
*e-mail: [egorova\\_ld@rambler.ru](mailto:egorova_ld@rambler.ru)*

**Kazakovtsev Lev Aleksandrovich**, doctor of technical sciences, associate professor,  
professor of the Department «Information technologies and software of information systems», Institute of  
Economics and Management in AIC

**Krasnoyarsk state agrarian university, Krasnoyarsk, Russia**  
**Reshetnev Siberian State University of Science and Technology, Krasnoyarsk, Russia**  
*e-mail: [levk@bk.ru](mailto:levk@bk.ru)*

**Rozhnov Ivan Pavlovich**, candidate of technical sciences,  
senior researcher, Institute of Informatics and Telecommunications  
**Reshetnev Siberian State University of Science and Technology, Krasnoyarsk, Russia**  
*e-mail: [ris2005@mail.ru](mailto:ris2005@mail.ru)*

**Abstract.** The features of automatic analysis of long-term temporal correlations of electroencephalographic data using the assessment of the Hurst exponent and R/S-analysis are shown.

**Key words:** Hurst exponent, electroencephalography, farm animals.

Интенсивное развитие цифровых технологий привело к накоплению больших массивов медико-биологических данных и, как следствие, к появлению высокоэффективных вычислительных методов и алгоритмов для их обработки [3]. Но успехи современной науки все еще не приблизили нас к пониманию механизмов работы мозга. Одним из способов раскрытия механизмов высшей нервной деятельности является исследование электрической активности мозга с помощью электроэнцефалограммы (ЭЭГ), которая является объективным отражением функциональной активности центральной нервной системы (ЦНС) [8].

Электроэнцефалография в гуманной медицине является важнейшим методом при диагностике эпилепсии и широко используется для оценки эффективности медикаментозного лечения эпилепсии. Электроэнцефалография в сочетании с клиническими данными широко применяется для диагностики различных заболеваний ЦНС как дополнительный метод исследования, используемый также для обследования сельскохозяйственных животных и домашнего скота.

На современном этапе развития ветеринарной медицины, по данным существующих публикаций [2], отсутствие единого подхода и методологии, а также сложности при работе с животными приводят к тому, что, к сожалению, чувствительность метода колеблется от 0 до 100 %. При этом, использование различных техник седации и анестезии, а также специфических тестов (например, фотостимуляции, гипервентиляции) может увеличить чувствительность метода [15]. Но несмотря на имеющиеся различные разногласия, существуют данные о корреляции между клиническим проявлением приступа и изменениями на электроэнцефалограммах [2] у сельскохозяйственных животных.

В современной ветеринарной медицине ЭЭГ вытеснили из рутинной диагностики патологий головного мозга, более продвинутые техники визуализации головного мозга, такие как КТ и МРТ. Однако встречаются ситуации, при которых невозможно найти замену ЭЭГ при необходимости дифференциации приступа (например, чтобы отличить фокальный эпилептический приступ от поведенческого расстройства), определения типа эпилептического припадка (абсанс или фокальный) или локализации судорожного очага при фокальной эпилепсии (в случае, если магнитно-резонансная диагностика не выявляет патологий). Нахождение и понимание сходства между ветеринарными пациентами и людьми может помочь в поиске более эффективного лечения эпилепсии. Вполне вероятно, что обнаружение у животных эпилептических синдромов, схожих с диагностируемыми в гуманной медицине, позволит использовать сходные противосудорожные препараты, которые так или иначе в основной массе проходят испытание на животных [2].

ЭЭГ является отражением процессов, которые происходят в головном мозге [7, 9]. В силу различных причин слаженная работа сообщества нейронов может нарушаться: при эпилепсии возникает избыточная синхронизация нейронов, порождающая патологические электрические разряды, передающиеся от нейрона к нейрону. В процесс вовлекаются все новые участки головного мозга, приводя в конце концов к развитию эпилептического приступа [4]. Врач-эксперт по ряду признаков, таких как преобладание определенных частот колебаний, наличие эпилептиформной активности в виде спайков, острых волн, комплексов спайк-волна, разрядов, по их длительности и амплитуде может определить патологическую активность в мозге, ее тип и локализацию очага [13]. При патологических состояниях изменяется частота и выраженность ЭЭГ. Например, «при эпилепсии в межприступный период у больных регистрируется эпилептиформная активность в виде спайков, при опухолях головного мозга регистрируется аномальная  $\delta$ -активность. С помощью ЭЭГ можно обнаруживать эпилептиформные разряды, локальные очаги патологической активности, общую дезорганизацию биоэлектрической активности» [12]. Обычная ЭЭГ не всегда может выявить наличие патологии, так как на момент исследования в межприступный период эпилептиформной активности может не быть. Поэтому часто прибегают к длительному ЭЭГ-мониторингу до нескольких часов [1]. Анализ такой записи – дорогостоящая процедура. Автоматическая обработка ЭЭГ может помочь в выявлении наиболее подозрительных с точки зрения наличия патологии участков записи, которые впоследствии могут быть проанализированы экспертом.

Сложным нелинейным динамическим системам, таким, как головной мозг [4], с протекающими в них стохастическими процессами с долговременной памятью свойственно наличие фрактальных свойств [6, 10]. Одним из методов оценки фрактальных свойств объекта служит метод нормированного размаха (R/S анализ), – метод Херста. Суть состоит в следующем [11]: пусть  $x(t)$  – рассматриваемая случайная величина, значения которой получены в дискретные промежутки времени  $t_i$  в течение периода наблюдений  $\tau$ , среднее значение этой случайной величины может быть рассчитано как  $\langle x(\tau) \rangle = \frac{1}{\tau} \sum_{i=1}^{\tau} x(t_i)$ . Стандартное отклонение  $S(\tau)$  случайной величины  $x$  определяется как  $S(\tau) = \sqrt{\frac{1}{\tau} \sum_{i=1}^{\tau} [x(t_i) - \langle x(\tau) \rangle]^2}$ . Тогда накопившееся отклонение значений случайной величины  $x(t)$  от ее среднего значения за время  $t$  определяется как:  $X(t, \tau) = \sum_{u=1}^t [x(u) - \langle x(\tau) \rangle]$ , величина  $R(\tau)$ , являющаяся разностью между максимальным и минимальным значениями  $X(t, \tau)$  называется размахом:  $R(\tau) = \max X(t, \tau) - \min X(t, \tau)$ , где  $1 \leq t \leq \tau$ . Поскольку величина размаха зависит от периода  $\tau$ , и растет

вместе с ним, рассматривают безразмерное отношение  $R/S$ , которое позволяет сравнивать различные процессы независимо от периода измерений. Для нормированного размаха справедливо следующее эмпирическое соотношение, называемое законом Херста:

$$\frac{R}{S} = \left(\frac{\tau}{2}\right)^H,$$

где  $H$  – показатель Херста. Величина показателя Херста для многих природных явлений варьируется вокруг значения  $0,73 \pm 0,09$  [6]. Херст предположил, что значения показателя  $H > 0,5$ , свойственные многим природным явлениям, свидетельствуют о том, что наблюдения не являются независимыми и в системе присутствует долговременная память. Мера этой корреляции может быть выражена следующим соотношением  $C = 2^{2H-1} - 1$ , из чего вытекает, что  $H = 0,5$  соответствует случайному временному ряду с некоррелированными событиями. Показатель  $0 \leq H < 0,5$  соответствует антиперсистентному (эргодическому) ряду, т.е. ряду, значения которого возвращаются к своему среднему, после подъема наблюдается спад и наоборот. Значения  $0,5 < H < 1$  говорят о персистентности ряда, т.е. о сохранении системой тренда [14].

При некоторых нарушениях функционального состояния головного мозга, таких как эпилепсия, отдельные психические заболевания, сосудистые патологии фиксируется изменение фрактальных характеристик сигнала ЭЭГ по сравнению со здоровым мозгом. В связи с этим представляется возможным производить автоматическое определение наличия патологии по записи ЭЭГ с помощью алгоритмов машинного обучения с использованием фрактальных характеристик сигнала [5]. С помощью показателя Херста можно определить случайность или неслучайность ряда, даже если он не является нормально распределенным. Известно, что оценка показателя Херста чувствительна к длине временного ряда [11, 14]. Для короткого временного ряда значение показателя Херста испытывает случайные колебания. При увеличении длины временного ряда его оценка стабилизируется на некотором участке. Исследование поведения показателя Херста при дальнейшем увеличении длины временного ряда показывает, что показатель Херста при этом стремится к величине 0.5. Таким образом, чтобы корректно рассчитать показатель Херста, необходимо определить длину цикла системы и исходя из нее выбирать ширину окна для его расчета.

Для определения длины цикла в записях ЭЭГ и подтверждения гипотезы о том, что патологические состояния в частности, «спайки», «острые волны», периодические латерализованные эпилептиформные разряды, генерализованные периодические эпилептиформные разряды характеризуются изменением значения показателя Херста по отношению к нормальным записям был произведен расчет показателя Херста для записей ЭЭГ TUN EEG Events Corpus (TUEV) [16]. Исследовались события: SPSW (spike and/or sharp waves); PLED (periodic lateralized epileptiform discharges); GPED (generalized periodic epileptiform discharges) и BCKG (background - все остальные сигналы: сюда включались отрезки записи, помеченные как не имеющие патологии, а также артефакты). Файлы были соответственно разделены на четыре группы по видам событий. Предварительная подготовка данных заключалась в преобразовании монтажа к биполярной схеме и очистке данных от нулевых значений. Суть эксперимента: сначала покажем, что ЭЭГ является фрактальным временным рядом. Для этого возьмем трехсекундный участок записи ЭЭГ длиной 750 измерений, который помечен экспертом как имеющий PLED. Частота дискретизации сигнала - 250 Гц. Поделим временной ряд на непересекающиеся окна одинаковой ширины  $n$ , такие, чтобы значения  $\ln(n)$  равномерно покрывали логарифмическую шкалу по оси абсцисс. Для каждой ширины окна  $n$ :

1. Рассчитаем среднее значение  $\langle x(n) \rangle$  для каждого значения ширины окна  $n$ .
2. Рассчитаем стандартное отклонение  $S(n)$ .
3. Нормализуем исходный ряд путем вычитания из каждого значения среднего значения и создадим кумулятивный временной ряд.
4. Для кумулятивного ряда рассчитаем размах  $R(n)$  и отношение  $r(n)/S(n)$ .

Если построить график, по оси абсцисс которого отложен  $\ln(n)$ , а по оси ординат – натуральный логарифм от усредненного значения  $R/S$  для ширины окна  $n$ , то коэффициент Херста определяется как тангенс угла наклона полученной прямой. Показатель Херста при этом значительно превышает величину 0,5 ( $H \approx 0,89$ ), что говорит о том, что данный временной ряд является фрактальным и в нем присутствует эффект долговременной памяти.

Для проверки гипотезы о наличии долговременной памяти проведем тест на перемешивание исследуемого сигнала. Случайное перемешивание данных приводит к нарушению порядка следования данных и разрушает внутреннюю структуру сигнала. Теоретически оценка показателя Херста после перемешивания должна приближаться к 0,5 [14]. Результат эксперимента приведен в

таблице 1. Как и следовало ожидать, при перемешивании сигнала среднее значение показателя Херста по пяти испытаниям стало близким к 0,5 ( $H \approx 0,51$ ), что подтверждает наличие фрактальных свойств у исследуемой записи.

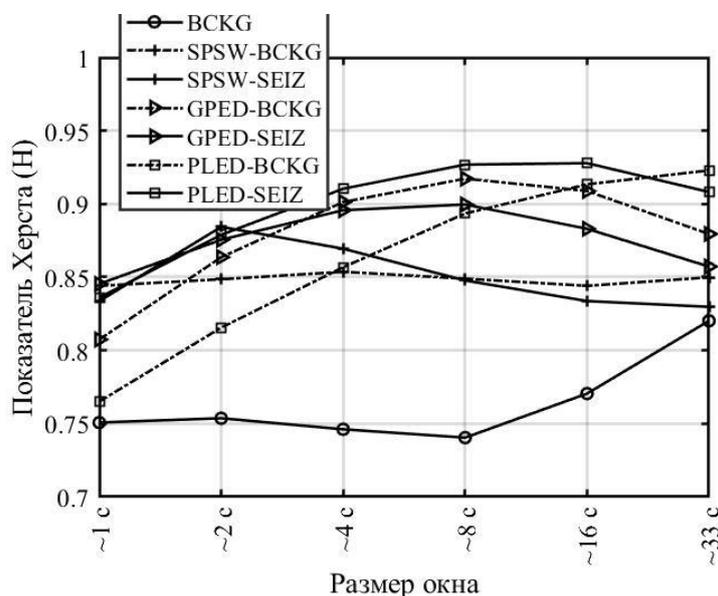
Таблица 1 – Значения показателя Херста после перемешивания данных

	Номер эксперимента				
	1	2	3	4	5
Показатель Херста H	0.50	0.50	0.53	0.52	0.49

Поскольку ЭЭГ обладает исключительной вариативностью [8], с целью выявления общих закономерностей в данных был произведен расчет показателя Херста для всех файлов набора данных TUEV с использованием различной ширины окна. Каждая запись ЭЭГ из набора разбивалась на последовательность окон фиксированного размера. Окна в конце файла, которые оказывались меньше установленного размера, удалялись. Для каждого окна устанавливалась метка по следующему принципу: если внутри окна имелся хотя бы один отсчет, помеченный как патология (SEIZ), все окно помечалось как патология, иначе - окно помечалось как норма (BCKG). Далее для каждого окна вычислялся показатель Херста (H) по всем отведениям. Процедура повторялась для различной ширины окна начиная от 512 наблюдений (~2 с.) и далее по степеням двойки до 8192 наблюдений (~33 с.). Затем данные расчета усреднялись. Результаты расчета приведены в таблице 2 и на рисунке 1.

Таблица 2 – Зависимость показателя Херста (H) от размера окна

	Ширина окна (сек.)				
	~2	~4	~8	~16	~33
«Спайки», «острые волны» (SPSW - spike and/or sharp waves)					
BCKG	0,85	0,85	0,85	0,84	0,85
SEIZ	0,88	0,87	0,85	0,83	0,83
Генерализованные периодические эпилептиформные разряды (GPED - generalized periodic epileptiform discharges)					
BCKG	0,86	0,90	0,92	0,91	0,88
SEIZ	0,88	0,90	0,90	0,88	0,86
Периодические латерализованные эпилептиформные разряды (PLED - periodic lateralized epileptiform discharges)					
BCKG	0,82	0,86	0,89	0,91	0,92
SEIZ	0,88	0,91	0,93	0,93	0,91
Норма (BCKG – background)					
BCKG	0,75	0,75	0,74	0,77	0,82



### *Рисунок 1 - R/S Анализ - оценка длины цикла*

На рисунке 1 использованы следующие обозначения: BCKG – файл записи не содержит патологии; SPSW-BCKG – в файле имеется патология SPSW, однако окно помечено как нормальное; SPSW-SEIZ – в файле имеется патология SPSW, окно помечено как патологическое; GPED-BCKG – в файле имеется патология GPED, однако окно помечено как нормальное; GPED-SEIZ – в файле имеется патология GPED, окно помечено как патологическое; PLED-BCKG – в файле имеется патология PLED, однако окно помечено как нормальное; PLED-SEIZ – в файле имеется патология PLED, окно помечено как патологическое. График показывает, что для патологических состояний, связанных с генерализованными периодическими эпилептиформными разрядами (GPED), а также с периодическими латерализованными эпилептиформными разрядами (PLED), максимальное значение показателя Херста лежит в диапазоне 8-16 с. При больших значениях окна показатель Херста снижается, что говорит об ослаблении корреляций. Разность между средними значениями показателя Херста при ширине окна 8-16 с. при состояниях GPED и PLED выше, чем в норме. Для нормы показатель Херста составляет в среднем для 0,76, а для состояний GPED и PLED около 0,9. Для «спайков» и «острых волн» (SPSW) длина сигнала, при котором наблюдается максимальное значение показателя Херста меньше, до 4 с. Максимальное значение показателя Херста для SPSW также меньше  $\approx 0,88$ . Различие между значениями показателя Херста для сигналов, помеченных как нормальные (BCKG) и имеющие патологию (SPSW, GPED, PLED) позволяет использовать фрактальные характеристики для автоматического выявления эпилептических разрядов.

Различия между значениями показателя Херста в норме и при патологии позволяют предположить возможность его использования для автоматического обнаружения патологических состояний таких как «спайки», «острые волны», периодические латерализованные эпилептиформные разряды, генерализованные периодические эпилептиформные разряды, связанных с эпилепсией.

### **Список литературы**

1. Айвазян С. О. Ширяев Ю. С. Видео-ЭЭГ-мониторинг в диагностике эпилепсии у детей. // Журнал неврологии и психиатрии. 2010. № 6. С.70-76.
2. Албул А. В. Электроэнцефалография в диагностике эпилепсии у мелких домашних животных // Ветеринарный Петербург. 2018. № 3.
3. Алгоритмы автоматической группировки с повышенными требованиями к точности и стабильности результата / И. П. Рожнов, Л. А. Казаковцев, В. И. Орлов, Д. Л. Михнев. Москва: Издательский Дом "Инфра-М", 2020. 192 с. (Научная мысль). ISBN 9785160166414.
4. Дзяк Л. А., Зенков Л. Р., Кириченко А. Г. Эпилепсия. Киев: Книга-плюс, 2001. С. 168.
5. Дик О. Е., Ноздрачев А. Д. Механизмы изменения динамической сложности паттернов физиологических сигналов. – СПб.: Изд-во С.-Петербур. ун-та, 2019. С. 200.
6. Егорова Л.Д., Казаковцев Л.А. Фрактальный анализ как инструмент для автоматического выявления артефактов в записях электроэнцефалограмм // Системы управления и информационные технологии. 2021. № 3(85). С. 72-76.
7. Жадин М.Н. Биофизические механизмы формирования электроэнцефалограммы. М.: Наука, 1984. С. 197.
8. Жирмунская Е.А., Лосев В.С. Системы описания и классификация электроэнцефалограмм человека. М.: Наука, 1984. С. 80.
9. Кубланов В.С. и др. Биомедицинские сигналы и изображения в цифровом здравоохранении: хранение, обработка и анализ: учебное пособие. Екатеринбург. 2020. С. 240.
10. Мандельброт Б. Фракталы, случай и финансы. Москва-Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2004, С. 256.
11. Найман Э. Расчет показателя Херста с целью выявления трендовости (персистентности) финансовых рынков и макроэкономических индикаторов // Экономист, 2009, № 10. С.18-28.
12. Неробкова Л.Н., Авакян Г.Г., Воронина Т.А., Авакян Г.Н. Клиническая электроэнцефалография. Фармакоэлектроэнцефалография. М.: ГЭОТАР-Медиа, 2020. С. 288.
13. Новейшие методы обработки изображений. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2008. С. 496.
14. Петерс Э. Хаос и порядок на рынках капитала. Новый аналитический взгляд на циклы, цены и изменчивость рынка. Пер. с англ. М.: Мир 2000. С. 333.

15. Brauer C. et al. Electroencephalographic recordings in dogs suffering from idiopathic and symptomatic epilepsy: diagnostic value of interictal short time EEG protocols supplemented by two activation techniques // *The Veterinary Journal*. – 2012. – T. 193. – № 1. – С. 185-192.
16. Obeid I., Picone J. The Temple University Hospital EEG Data Corpus // *Frontiers in Neuroscience*, V.10, 2016, P.196.