

УДК 621.3.082.9

# СОВМЕЩЕНИЕ МЕТОДОВ ЧАСТОТНОЙ ФИЛЬТРАЦИИ И НЕЛИНЕЙНОГО АНАЛИЗА ПРИ СОМНОЛОГИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЯХ ЭЭГ-СИГНАЛОВ

## COMBINING METHODS OF FREQUENCY FILTERING AND NONLINEAR ANALYSIS FOR SOMNOLOGICAL STUDY OF EEG SIGNALS

Антипов О.И.<sup>1</sup>  
Захаров А.В.<sup>2</sup>

Antipov OI<sup>1</sup>  
Zakharov AV<sup>2</sup>

<sup>1</sup> ФГБОУ ВО «Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики»

<sup>2</sup> ФГБОУ ВО «Самарский государственный медицинский университет» Минздрава России

<sup>1</sup> Povolzhskiy State University of Telecommunications and Informatics

<sup>2</sup> Samara State Medical University

**Цель** – совместное применение частотных и нелинейных методов анализа для получения гипнограмм путем анализа электроэнцефалографических (ЭЭГ) сигналов при сомнологических исследованиях.

**Методы.** Частотные методы фильтрации применяются для предварительной подготовки ЭЭГ-сигналов к дальнейшему нелинейному анализу. В качестве нелинейных методов анализа используются фрактальные методы детерминированного хаоса, такие как метод нормированного размаха Херста, метод аппроксимационной энтропии, расчет корреляционного интеграла методом Грассбергера-Прокаччиа. Для возможности применения двух последних методов используется метод восстановления псевдофазового пространства согласно теореме Такенса. В результате нелинейного анализа строились гипнограммы, отражающие переходы между стадиями сна у пациентов, проходящих сомнологическое обследование. Для оценки достоверности полученных результатов они сравнивались с гипнограммами, полученными классическим методом, основанном на правилах Рехчаффена и Кейлса. Также рассмотрены проблемы, связанные с возникновением различных видов помех и предложены способы уменьшения их влияния на конечные результаты.

**Выводы.** Используя данные методы, при соответствующем подборе параметров самих методов, при использовании необходимой нормировки исходных данных и усреднении результатов можно получить гипнограмму, имеющую полное совпадение определяемых фаз сна примерно для половины эпох, регистрируемых ЭЭГ. Причем для получения данных результатов достаточно использовать лишь один канал регистрации ЭЭГ.

**Ключевые слова:** фракталы, детерминированный хаос, гипнограмма, частотный анализ, электроэнцефалография.

**Aim** – combined use of frequency and nonlinear analysis methods for obtaining hypnograms by analyzing electroencephalographic (EEG) signals during somnological studies.

**Methods.** Frequency filtering methods were used for preliminary treatment of EEG signals before the following nonlinear analysis. As non-linear methods of analysis we used fractal methods of deterministic chaos, such as Hurst's method of the normalized amplitude, approximate entropy method, calculation of the correlation integral by Grassberger and Procaccia's method. For the possibility of applying the last two methods we used quasi phase space recovery method according to the Taken's theorem. As a result of non-linear analysis we obtained hypnograms reflecting the transition between the stages of sleep in patients undergoing somnological examination. To assess the reliability of the results, they were compared to the hypnograms obtained by the classical method based on the rules of Rehchaffen and Keyls. Also the problems associated with the occurrence of various types of interference were considered and methods for reducing their influence on the final results were suggested.

**Results.** We can conclude that using these methods with appropriate selection of the parameters, employing the necessary normalization of raw data, and averaging the results allow us to obtain hypnogram having a full match of defined phases of sleep for about half of the periods recorded by EEG. To obtain these results it is sufficient to use only one channel of EEG recording.

**Keywords:** fractals, deterministic chaos, hypnogram, frequency analysis, electroencephalography.

## ВВЕДЕНИЕ

Своевременное диагностирование расстройств сна может выявить и предупредить развитие многих серьезных заболеваний [1, 2]. Во время сна могут зарождаться или, наоборот, облегчаться многие патологические процессы, поэтому в последние годы значительное развитие получила медицина сна, изучающая особенности патогенеза, клиники и лечения патологических состояний, возникающих в период сна [3-5]. Общепринятая система классификации стадий сна была разработана Рехчаффеном и Кейлсом в 1968 году [1, 2]. Согласно данному методу, эксперт вручную анализирует записи электрофизиологических параметров, длительность которых в среднем составляет восемь часов. Для каждого тридцатисекундного отрезка записи последовательно рассчитываются характеристики, на основании которых принимается решение об отнесении рассматриваемого участка к той или иной стадии сна. Метод построения гипнограмм по правилам Рехчаффена и Кейлса является до сих пор наиболее распространенным, однако он имеет ряд существенных ограничений — высокая трудоемкость и субъективность оценки. Поэтому в настоящее время существует необходимость в разработке объективных автоматизированных методов распознавания стадий сна, которые в совокупности с прибором для регистрации электрофизиологических сигналов образуют систему для диагностики расстройств сна. Поскольку ЭЭГ-сигналы по своей природе являются фрактальными, применение фрактальных мер в данном случае является более естественным [6]. Соответственно это позволит дать более точные результаты при меньшем количестве информации. В данной работе задача разделения стадий сна решалась непосредственным применением фрактальных мер к анализу канала ЭЭГ. В частности, в данной работе для получения результатов достаточно иметь запись только лишь одной ЭЭГ (без ЭОГ и ЭМГ) и только лишь одного канала.

## МЕТОДЫ НЕЛИНЕЙНОГО АНАЛИЗА

Фрактальные методы, описанные ниже, уже с успехом применялись авторами ранее в других работах для решения широкого спектра задач [7-13]. В частности, уже находил применение метод, основанный на расчете показателя Хёрста [11-13], метод Грассбергера-Прокаччиа [13], метод, основанный на теореме Такенса [11, 13], метод расчета аппроксимационной энтропии [11-13] и др. методы нелинейного анализа [14] и их применение [15]. Ниже кратко представлены математические основы данных методов.

*Метод нормированного размаха Хёрста и его применение к расчету временной выборки ЭЭГ сигнала.* На первом этапе расчета показателя Хёрста находится среднее значение сигнала  $\langle U \rangle_N$  за  $N$  временных отсчетов:

$$\langle U \rangle_N = \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N U(n).$$

Тогда накопившееся отклонение  $U(n)$  от его среднего значения  $\langle U \rangle_N$  определяется суммой:

$$X(n, N) = \sum_{p=1}^n \{U(p) - \langle U \rangle_N\}.$$

Размах отклонений определяется как:

$$R(N) = \max_{1 \leq n \leq N} X(n, N) - \min_{1 \leq n \leq N} X(n, N).$$

Стандартное отклонение можно вычислить по формуле квадратного корня из дисперсии:

$$S(N) = \sqrt{\left( \frac{1}{N} \sum_{n=1}^N \{U(n) - \langle U \rangle_N\}^2 \right)}.$$

Как показано в работах Хёрста, для большинства временных рядов наблюдаемый нормированный размах описывается эмпирическим соотношением [16]:

$$R/S = (\alpha N)^H,$$

где  $H$  — показатель Хёрста,  $\alpha$  — произвольная постоянная. Тут следует отметить, что размах называется нормированным, поскольку он должен быть разделен на квадратный корень из дисперсии.

*Метод восстановления фазового пространства и теорема Такенса.* По теореме Такенса [17] можно вычислить корреляционный интеграл (о котором будет сказано ниже) и фрактальную размерность по измерениям временной последовательности лишь одной составляющей. Следуя Такенсу, необходимо сконструировать пространство вложения (или псевдофазовое пространство) с  $m$ -мерным вектором по значениям одной физической переменной, взятым со сдвигом  $\tau$ :

$$X_i = X(t_i) = \{x(t_i), x(t_i - \tau), \dots, x(t_i - (m-1)\tau)\}.$$

*Метод Грассбергера-Прокаччиа для вычисления корреляционного интеграла.* С помощью описанного выше метода задержек сформируем из исследуемого ряда аттракторы в  $m$ -мерных псевдофазовых пространствах для  $m=1, 2, 3, \dots$ . Далее для каждого аттрактора в пространстве  $m$  рассчитаем корреляционный интеграл по формуле [18]:

$$Ce(\epsilon, N) = \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{1}{N(N-1)} \sum_i \sum_j \theta(\epsilon - |x_i - x_j|), \quad i \neq j,$$

где  $N$  — количество точек аттрактора,  $|x_i - x_j|$  — абсолютное расстояние между  $i$ -ой и  $j$ -ой точками аттрактора в  $m$ -мерном пространстве,  $\epsilon$  — размер разрешающей ячейки,  $\theta$  — функция Хевисайда. По сути говоря,  $Ce(\epsilon, N)$  — зависимость количества точек аттрактора в  $m$ -мерном пространстве, расстояние между которыми  $< \epsilon$ , от размера разрешающей ячейки отнесенная к полному количеству пар точек, т.е.  $\sim N^2$  (в знаменателе формулы стоит  $N(N-1)$  поскольку поставлено условие  $i \neq j$ ). Полученные зависимости  $Ce(\epsilon, N)$  откладываются в двойном логарифмическом масштабе на плоскости (теоретически логарифм может быть по любому основанию, но для наглядности лучше брать по основанию 10). Затем выделяют линейные участки отложенных кривых, и по методу наименьших квадратов производят поиск аппроксимирующих их прямых. Для всех полученных кривых  $Ce(\epsilon, N)$  вычисляют первую производную от аппроксимирующих их прямых  $D_C$  и откладывают ее как функцию от  $m$ .

**Аппроксимационная энтропия.** Аппроксимационная энтропия является мерой детерминированного хаоса и предназначена для получения информации о сложности процессов, происходящих в системе на основании коротких временных рядов  $X = [x(1), x(2), \dots, x(N)]$ , где  $N$  – длина исследуемого ряда, и составляет примерно от 75 до 5000 отсчетов [19]. Значение аппроксимационной энтропии зависит от размерности псевдофазового пространства  $m$ , которое строится по методу Такенса, «фактора фильтрации»  $r$  и длины исследуемого ряда  $N$ , и определяется из выражения:

$$ApEn(m, r, N) = \Phi^m(r) - \Phi^{m+1}(r).$$

Здесь  $\Phi^m(r)$  и  $\Phi^{m+1}(r)$  определяются из выражений:

$$\Phi^m(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln(C_i^m(r)), \quad \Phi^{m+1}(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{i=1}^{N-m} \ln(C_i^{m+1}(r)).$$

Как и для корреляционного интеграла,  $C_i^m(r)$  и  $C_i^{m+1}(r)$  определяются суммами:

$$C_i^m(r) = \frac{1}{N-m+1} \sum_{j=1}^{N-m+1} \theta(r - |\mathbf{x}(i) - \mathbf{x}(j)|),$$

$$C_i^{m+1}(r) = \frac{1}{N-m} \sum_{j=1}^{N-m} \theta(r - |\mathbf{x}(i) - \mathbf{x}(j)|).$$

В результате определение аппроксимационной энтропии может быть сведено к получению значения  $ApEn$  с помощью общего выражения [20]:

$$ApEn(m, r, N) = \frac{1}{N-m} \left[ \sum_{i=1}^{N-m} \ln \left( \frac{C_i^m(r)}{C_i^{m+1}(r)} \right) \right],$$

с соответствующим вычислением значений  $C_i^m(r)$  и  $C_i^{m+1}(r)$  для каждого  $i$ .

## ■ ЧАСТОТНЫЕ МЕТОДЫ ФИЛЬТРАЦИИ КАК НЕОБХОДИМЫЕ СПОСОБЫ БОРЬБЫ С АРТЕФАКТАМИ ПРИ НЕЛИНЕЙНОМ АНАЛИЗЕ

Для ЭЭГ-сигналов исследования частотных характеристик с успехом применяются и в современной медицине и клинических исследованиях [21]. Здесь речь пойдет о выборе конкретных фрактальных методов для решения конкретных задач, о выборе каналов для анализа, а также выборе частотных диапазонов для фильтрации и конкретных особенности применения метода. Ниже приведем классификацию артефактов по Зенкову [22] совместно с предлагаемыми нами решениями для их устранения при применении фрактальной методики.

**Потенциалы ЭМГ,** как отмечено в книге [22], – это высокочастотная активность заостренной формы и нерегулярная по частоте, лежащая в диапазоне 15–100 Гц. Для ЭЭГ сигнала мы предлагаем использовать цифровой фильтр, построенный на методике быстрого преобразования Фурье (БПФ), чтобы отсеять частоты выше 40 Гц, поскольку пик ЭМГ активности доминирует в области 70 Гц.

**Потенциалы ЭКГ,** возникают, как правило, в референтных электродах и обладают характерной формой электрокардиограммы [22]. Это связано с тем фактом, что пары электродов, с которых снимается сигнал, не

являются равноудаленными от источника их возникновения – сердца. Поскольку данные помехи являются квазипериодическими, то на фрактальные меры они имеют меньшее влияние, чем на спектральный анализ.

**Потенциалы ЭОГ** связаны с движением глазных яблок и, соответственно, с изменением ориентации электрической оси глаза, определяемой корнеоретинальным потенциалом [22]. Нами частично эта проблема решается путем отфильтровывания частот ниже 0.5 Гц, что позволяет избавиться от высокоамплитудных скачков на ЭЭГ, связанных с движением глазных яблок. Но чтобы максимально уменьшить влияние данных помех на автоматизированное распознавание, необходимо выбирать отведения отдаленные от лобной части.

**Электрические потенциалы, сопровождающие глотательные движения,** представлены высокоамплитудными двух- и полифазными медленными волнами с периодом 0.5–2 секунды, обычно распространяющимися при монополярном отведении по всем каналам [22]. Согласно нашей методике, весь период сна предлагается придерживаться длительности одной эпохи, равной 30 секундам. С точки зрения полученной гипнограммы, влияние таких артефактов окажется достаточно кратковременным – 1–2 эпохи, и тогда выход из текущей стадии сна, если он возникнет при автоматизированном распознавании, не будет засчитан согласно Рехчаффену и Кейлсу.

**Сетевые помехи** являются следствием электромагнитных наводок на систему пациент-электроды-проводники. Устранение таких помех одинаковое для любых случаев – уменьшение импеданса между электродом и кожей пациента до необходимого уровня путем проведения стандартных процедур по подготовке кожных покровов пациента и применение узкополосной фильтрации в области частот городской осветительной сети – так называемой нотч-фильтрации. В нашей практике для большинства случаев достаточно исключить зону 47–53 Гц путем цифровой фильтрации с помощью БПФ, чтобы полностью избавиться от этих помех.

**Электрические потенциалы, связанные с изменением состояния кожных покровов,** обусловлены в основном разницей потенциалов между поверхностными и глубокими слоями кожи, активностью потовых желез, колебаниями кровообращения в коже и, как следствие, изменением ее сопротивления. Поскольку периодичность их возникновения составляет 1–5 сек., то частично избавиться от них можно отфильтровыванием частот ниже 0.5 Гц. Дальнейшее смещение нижней полосы пропускания фильтра в сторону дельта-диапазона приведет к заметному искажению интерпретации стадии сна, поэтому данные помехи, если они возникают, являются самыми проблематичными.

Суммируя все вышесказанное, можно сформировать некоторые ключевые рекомендации при применении фрактальных мер детерминированного хаоса к расчету стадий сна при полисомнографии:

– по многим причинам следует использовать отведения близкие к сагиттальной линии в районе теменных и центральных точек;

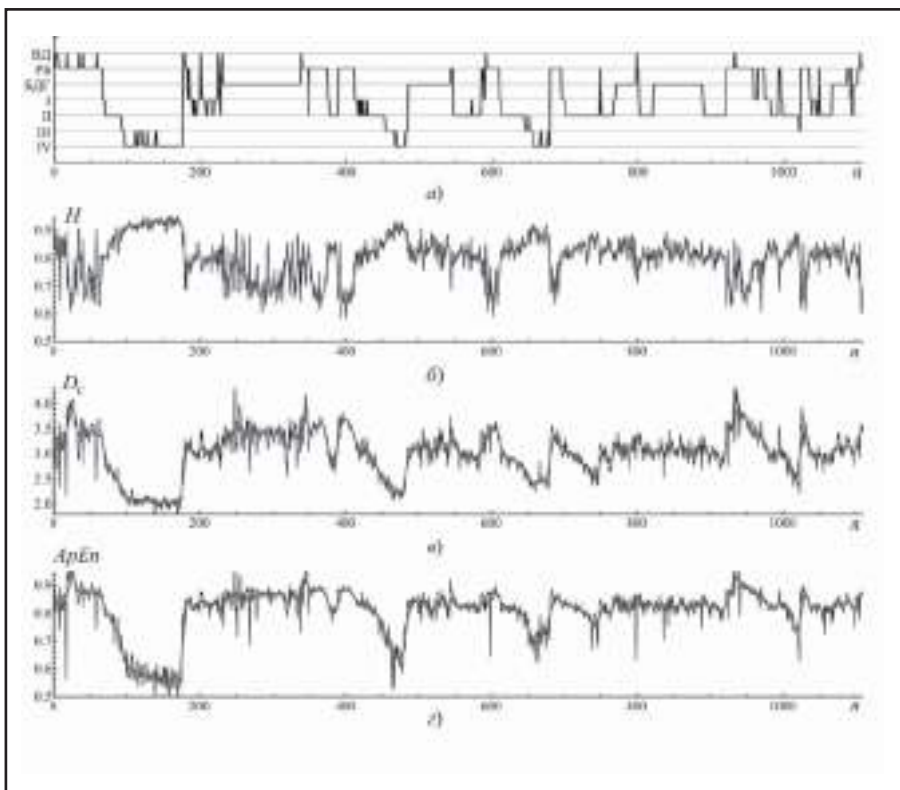
– для ЭЭГ сигналов проводить цифровую фильтрацию с помощью БПФ и выделять сигнал в частотном диапазоне от 0.5 до 40 Гц.

– делать статистическую обработку результатов фрактальных расчетов с отсеиванием явно артефактных отклонений;

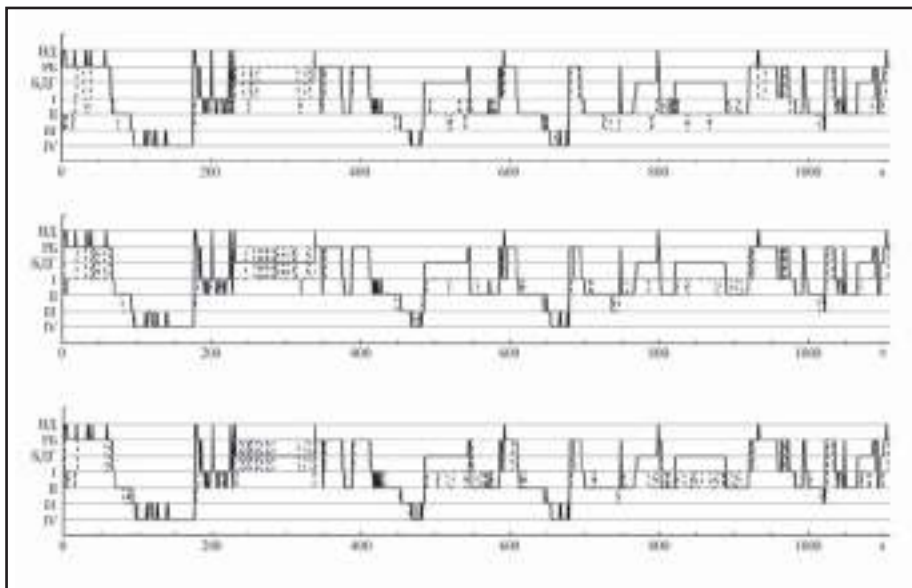
– брать длительность эпохи равную 20-30 секунд для нивелирования кратковременных выходов из стадии, что может быть связано с артефактами различного происхождения.

**■ ПРИМЕР РЕЗУЛЬТАТОВ СОВМЕСТНОГО ИСПОЛЬЗОВАНИЯ ЧАСТОТНЫХ МЕТОДОВ ФИЛЬТРАЦИИ И НЕЛИНЕЙНОГО АНАЛИЗА ПРИ ПОСТРОЕНИИ ГИПНОГРАММ**

Для реализации вычислений на компьютере авторами была разработана программа с использованием среды Borland C++ Builder. Правильность работы программы проверялась путем сравнения результатов ее работы с результатами, полученными авторами в других работах, и с результатами других авторов [23-25]. На **рисунке 1** показана гипнограмма, полученная специалистами и результаты обчета ЭЭГ соответствующих эпох фрактальными методами. Гипнограммы, полученные с помощью всех трех используемых в данной работе методов, представлены на **рисунке 2** в виде пунктирных линий. Гипнограмма, полученная специалистами, показана на этом же рисунке в виде сплошной линии. На данном рисунке по оси абсцисс отложены номера эпох со времени начала регистрации ЭЭГ. По оси ординат отложены следующие фазы [26]: ВД – время движения (нераспознаваемая фаза, связанная с наличием двигательных артефактов, длительность которых составляет минимум 25% времени эпохи), РБ – расслабленное бодрствование, БДГ – фаза с быстрым движением глаз (фаза парадоксального сна), I, II, III, IV – 1, 2, 3 и 4 фазы сна соответственно.



**Рисунок 1.** Сопоставление гипнограммы с различными значениями фрактальных мер для соответствующих эпох: а – гипнограмма, полученная специалистами, б – значение показателя Хёрста, в – значение корреляционной размерности, г – значение аппроксимационной энтропии. Для фрактальных мер тонкими линиями показаны значения без обработки, а толстыми линиями данные значения после использования метода усреднения.



**Рисунок 2.** Сравнение гипнограммы, полученной специалистами (сплошная линия), с гипнограммами с гипнограммами, полученными с помощью следующих фрактальных методов детерминированного хаоса (пунктирные линии): а – методом нормированного размаха Хёрста; б – методом Грассбергера-Прокаччия; в – методом аппроксимационной энтропии.

**■ ЗАКЛЮЧЕНИЕ**

В результате совместного использования методов частотной фильтрации в целях предварительной обработки ЭЭГ-сигналов и методов нелинейной динамики в качестве способа оценки глубины рассинхронизации процессов головного мозга во время сна были получены удовлетворительные гипнограммы. Как видно

из полученных результатов, использование всех трех фрактальных методов нелинейного анализа позволило увидеть общую картину сна, поскольку были четко дифференцированы фазы глубокого дельта-сна и выход в фазу РБ. Распознавание поверхностных стадий сна осложнено только лишь отсутствием отделения фазы парадоксального сна. Количественные характеристики совпадения гипнограмм, полученных с помощью различных методов, используемых в программе и гипнограммы, составленной специалистами вручную были следующими: результаты метода нормированного

размаха Хёрста — 52,2%, корреляционного интеграла Грассбергера-Прокаччия — 47,8%, аппроксимационной энтропией — 48,5%. Здесь в процентах указано количество эпох, имеющих полное совпадение фаз сна с гипнограммой, полученной специалистами. Это говорит о хорошей дифференцируемости фаз сна при малой исходной информативности. Оба рассмотренных подхода — частотный и нелинейный — являются не конкурентными, а взаимодополняющими, и их совмещение открывает перед ними более широкие перспективы, нежели при их обособленном использовании. ■

## ЛИТЕРАТУРА / REFERENCES

1. Левин Я.И. Сомнология: сон, его структура и функции; инсомния. *Российский медицинский журнал*. 2007, 15(15):11–30.
2. Неврология. Национальное руководство. Гусев Е.И., Коновалов А.Н., Скворцова В.И., Гехт А.Б., М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009 г.
3. Захаров А.В., Антипов О.И., Хивинцева Е.В. Полисомнографические характеристики сна у пациентов с фибромиалгией. *Российский журнал боли*. 2014. № 1 (42):58-59.
4. Захаров А.В., Афросина Е.Ю., Хивинцева Е.В., Антипов О.И. Качество ночного сна у пациентов с рассеянным склерозом. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. 2016. Т. 116(2-2):41-43.
5. Захаров А.В., Власов Я.В., Повереннова И.Е., Хивинцева Е.В., Антипов О.И. Особенности постуральных нарушений у больных рассеянным склерозом. *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. 2014. Т. 114(2-2):55-58.
6. Хакен Г. *Принципы работы головного мозга: Синергетический подход к активности мозга, поведению и когнитивности деятельности*. М.: ПЕР СЭ, 2001.
7. Антипов О.И., Неганов В.А. Исследование динамического хаоса в импульсном стабилизаторе напряжения инвертирующего типа с учетом влияния активных потерь с помощью мер фрактального исчисления. *Нелинейный мир*. Москва, 2008.Т. 6(7):364-377.
8. Антипов О.И., Неганов В.А. Детерминированный хаос в импульсном стабилизаторе напряжения повышающего типа. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2004.Т. 7(3):53-61.
9. Антипов О.И., Неганов В.А., Панфёрова Т.А. Нелинейная динамика и хаотические явления в нематическом жидком кристалле. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2006.Т. 9(4):76-87.
10. Антипов О.И., Неганов В.А. Влияние учета активных потерь на детерминированный хаос в импульсном стабилизаторе напряжения инвертирующего типа. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2007.Т. 10(4):48-55.
11. Антипов О.И., Захаров А.В., Неганов В.А., Пятин В.Ф. Исследование частотных диапазонов для пейсмейкеров иррадиационных явлений при световых воздействиях на сетчатку глаза человека путем анализа результатов применения фрактальных мер к ЭЭГ-сигналам. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2014.Т. 17(3):90-95.
12. Антипов О.И., Захаров А.В., Пятин В.Ф. Сравнение возможностей фрактальных методов обработки ЭЭГ для обнаружения изменения в активности головного мозга человека при разной внешней освещенности. *Инфокоммуникационные технологии*. 2014.№2 (12):57-63.
13. Антипов О.И., Неганов В.А. Анализ и предсказание поведения временных рядов самоорганизованных экономических и биологических систем с помощью фрактальных мер. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2011.Т. 14(3):78-89.

Antipov OI, Neganov VA. Analysis and prediction of the behavior of the time series of self-organized economic and biological systems using fractal measures. *Fizika volnovykh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*. 2011. T. 14(3):78-89. (in Russ.).

14. Волобуев А.Н., Антипова Т.А. Нелинейная генетика, инбридинг и генетический груз. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2013. Т. 16(4):70-74.

Volobuev AN, Antipova TA. Nonlinear Genetics, inbreeding and genetic load. *Fizika volnovykh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*. 2013. T. 16(4):70-74. (in Russ.).

15. Волобуев А.Н., Антипова Т.А. Анализ аннигиляции позитрона и электрона и дополнительные возможности позитронно-эмиссионной томографии. *Физика волновых процессов и радиотехнические системы*. 2014. Т. 17(4):75-80.

Volobuev AN, Antipova TA. Analysis of the electron and positron annihilation and advanced positron emission tomography. *Fizika volnovykh protsessov i radiotekhnicheskie sistemy*. 2014. T. 17(4):75-80.

16. Федер Е. Фракталы. М.: Мир, 1991.

Feder E. Fraktaly. M.: Mir, 1991 (in Russ.).

17. Takens F. Detecting Strange Attractors in Turbulence. *Dynamical Systems and Turbulence. Lecture Notes in Mathematics*. Berlin., 1981(V. 898):366-381.

18. Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б., Подлазов А.В. Нелинейная динамика: Подходы, результаты, надежды. Изд. 2-е. М., 2009.

Malinetskii GG, Potapov AB, Podlazov AV. Nelineinaya dinamika: Podkhody, rezul'taty, nadezhdy. Izd. 2-e. M., 2009. (in Russ.).

19. Naoto Burioka, Masanori Miyata, Germaine Cornèlissen, Franz Halberg, Takao Takeshima, Daniel T. Kaplan, Hisashi Suyama, Masanori Endo, Yoshihiro Maegaki, Takashi Nomura, Yutaka Tomita, Kenji Nakashima, Eiji Shimizu. Approximate Entropy in the Electroencephalogram During Wake and

Sleep. *Journal of Clinical EEG & Neuroscience*, January 2005.36(1):21-24.

20. Srinath Vukkadala, Vijayalakshmi S, Vijayapriya S. Automated Detection Of Epileptic EEG Using Approximate Entropy In Elman Networks. *International Journal of Recent Trends in Engineering*, May 2009 Vol 1(1): 307-312.

21. Пятин В.Ф., Колсанов А.В., Сергеева М.С., Захаров А.В., Антипов О.И., Коровина Е.С., Тюрин Н.Л., Глазкова Е.Н. Информационные возможности использования мю- и бета-ритмов ЭЭГ доминантного полушария в конструировании нейрокompьютерного интерфейса. *Фундаментальные исследования*. 2015(2-5):975-978.

Pyatin VF, Kolsanov AV, Sergeeva MS, Zakharov AV, Antipov OI, Korovina ES, Tyurin NL, Glazkova EN. Information possibilities of using mu and beta rhythms of the EEG dominant hemisphere in the construction of brain-computer interface. *Fundamental'nye issledovaniya*. 2015(2-5):975-978. (in Russ.).

22. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. М.: МЕДпресс-информ, 2004. Zenkov LR. Klinicheskaya elektroentsefalografiya s elementami epileptologii. M.: MEDpress-inform, 2004. (in Russ.).

23. Kobayashi T, Madokoro S, Ota T, Ihara H, Umezawa Y, Murayama J, Kosaka H, Misaki K, Nakagawa H. Analysis of the human sleep electroencephalogram by the correlation dimension. *Psychiatry Clin Neurosci*. 2000 Jun;54(3):278-279.

24. Röschke J, Aldenhoff J. The dimensionality of human's electroencephalogram during sleep. *Biol Cybern*. 1991;64(4):307-313.

25. Acharya UR, Faust O, Kannathal N, Chua T, Laxminarayan S. Non-linear analysis of EEG signals at various sleep stages. *Computer Methods and Programs in Biomedicine*. 2005 Oct;80(1):37-45.

26. Белов А.М. Анализ процесса сна при полисомнографии. М.: ТГТПС, 2000.

Belov A.M. Analiz protsesssa sna pri polisomnografii. M.: TGTPS, 2000. (in Russ.).

## Участие авторов:

Концепция, дизайн исследования: Антипов О.И., Захаров В.А.

Программирование и статистическая обработка: Антипов О.И., Захаров В.А.

Написание текста: Антипов О.И., Захаров В.А.

Конфликт интересов отсутствует.

## СВЕДЕНИЯ ОБ АВТОРАХ

**Антипов О.И.** — д.ф.-м.н, профессор, и.о. зав. кафедрой основ конструирования и технологий радиотехнических систем Поволжского государственного университета телекоммуникаций и информатики. E-mail: oleg1307@mail.ru

**Захаров А.В.** — к.м.н., доцент кафедры неврологии и нейрохирургии Самарского государственного медицинского университета. E-mail: zakharov1977@mail.ru

## INFORMATION ABOUT AUTHORS

**Antipov OI** — PhD, professor, acting Head of the Chair of the basics of designing and technology of radio systems of the Volga State University of Telecommunications and Informatics. E-mail: oleg1307@mail.ru

**Zakharov AV** — PhD, associate professor of Neurology and Neurosurgery Department of Samara State Medical University. E-mail: zakharov1977@mail.ru

## КОНТАКТНАЯ ИНФОРМАЦИЯ

**Антипов Олег Игоревич**

Адрес: кв. 93, ул. Фадеева, 53, г. Самара, 443081

E-mail: oleg1307@mail.ru

Тел.: +7 (917) 165 02 75

## CONTACT INFORMATION

**Antipov Oleg Igorevich**

Address: ap. 93, 53 Fadeev st., Samara, Russia 443081

E-mail: oleg1307@mail.ru

Tel.: +7 (917) 165 02 75