

КЛИНИЧЕСКАЯ МЕДИЦИНА

УДК 621.3.082.9

О.И. Антипов¹, А.В. Захаров², В.А. Неганов¹

**СРАВНЕНИЕ СКОРОСТИ И ТОЧНОСТИ ФРАКТАЛЬНЫХ МЕТОДОВ
ДЕТЕРМИНИРОВАННОГО ХАОСА ПРИМЕНИТЕЛЬНО
К РАСПОЗНАНИЮ СТАДИЙ СНА**

¹ ФГБОУ ВПО «Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики» (Самара)² ГБОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения РФ (Самара)

В данной работе приводятся результаты применения различных фрактальных методов и их авторских модификаций применительно к автоматизированному распознаванию фаз сна по компьютерным электроэнцефалограммам. Представлены результаты применения метода Грассбергера – Прокаччиа, метода нормированного размаха Хёрста, авторской модификации метода ближайших ложных соседей и метода аппроксимационной энтропии к распознаванию стадий сна при полисомнографии и произведено их сравнение по относительной скорости и точности. Дано краткое описание особенностей применяемых фрактальных методов. Показано, что применение фрактальных методов детерминированного хаоса в рамках синергетического подхода позволяет производить дифференцирование стадий сна с относительно высокой точностью при значительно сокращенных временных рамках, используя при этом только один канал электроэнцефалограммы. Достоверность полученных результатов оценивалась путем сравнения с результатами, полученными сертифицированными специалистами в области нейрофизиологии.

Ключевые слова: сомнология, полисомнография, электроэнцефалография, фракталы, хаос, синергетика, гипнограмма

**COMPARISON OF SPEED AND ACCURACY OF FRACTAL METHODS
OF DETERMINED CHAOS APPLIED TO RECOGNITION OF SLEEP PHASES**

O.I. Antipov¹, A.V. Zakharov², V.A. Neganov¹¹ Volga State University of Telecommunications and Informatics, Samara² Samara State Medical University, Samara

The article presents the results of use of various fractal methods and their author modifications applied to the automated recognition of sleep phases by computer electroencephalograms. The results of the application of the Grassberger – Procaccia method, Hurst rescaled range method, the author's modification of the method of false nearest neighbors and the method of approximating entropy for recognition of sleep phases at polysomnography are presented in the work and compared by relative rate and accuracy. Brief description of peculiarities of used fractal methods is given in the article. It was showed that use of fractal methods of determinate chaos in synergic approach allows to realize differentiation of sleep stages with relatively high accuracy at significantly reduced time limits with use of only one canal of encephalogram. Reliability of obtained results was estimated by comparison with the results obtained by certified neurophysiological specialists.

Key words: somnology, polysomnography, electroencephalography, fractals, chaos, synergetics, hypnogram

В современной медицине анализ и интерпретация электроэнцефалографических сигналов широко используются для диагностирования широкого спектра неврологических расстройств [19]. Однако до перехода к электронной форме записи анализ и интерпретация записей ЭЭГ сигналов производились в основном без использования вычислительной техники и носили субъективный характер. Подобная интерпретация зачастую бывает неоднозначной и противоречивой [27]. Впервые возможность применения мер детерминированного хаоса и фрактального анализа к анализу биоэлектрической активности мозга рассмотрел

основатель синергетики Герман Хакен [29]. В зарубежных работах относительно недавно стало развиваться направление применения данного математического аппарата для анализа процесса сна при полисомнографии [30, 32, 33, 34, 36]. У нас в стране данная методология тоже набирает обороты в сомнологии для автоматизированного распознавания стадий сна при полисомнографии [20, 21, 22, 23, 24, 25, 28]. Однако эти работы не используют непосредственное вычисление фрактальных характеристик для идентификации стадий сна.

В отличие от известных работ из данной области, авторы предлагают свою методику анализа

электроэнцефалограмм. Она содержит собственный специализированный алгоритм, основанный на модификациях известных фрактальных методов для коротких и нестационарных рядов, таких, как метод Грассбергера — Прокаччия, метод нормированного размаха Хёрста, метод аппроксимационной энтропии и авторская модификация метода ближайших ложных соседей (МЛБС). Метод Грассбергера — Прокаччия ранее авторами применялся для анализа проявлений самоорганизации технических и биологических систем (анализ работы желудочно-кишечного тракта) [6, 10, 15]. Метод нормированного размаха Хёрста авторами также применялся для анализа и диагностирования как биологических, так и технических систем [6, 7, 8, 11]. Метод аппроксимационной энтропии в недавних зарубежных работах был специально адаптирован для коротких временных рядов [30, 32, 33, 34, 37], в частности, для коротких ЭЭГ-сигналов, состоящих из 10–30-секундных эпох. Авторы также с успехом применяли его для выявления стадии сна у нездоровых пациентов [2, 4, 9]. Авторская модификация МЛБС была с успехом апробирована не только для выявления временного лага фрактальных сигналов [9, 10, 12, 13, 14, 31], но и для анализа и диагностирования биологических [2] и экономических систем [1, 5].

Цель работы: применение фрактальных методов детерминированного хаоса к автоматизированному распознаванию стадий сна и их сравнение друг с другом на предмет точности и скорости распознавания.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В данной работе для распознавания стадий сна применялись следующие фрактальные методы детерминированного хаоса: метод нормированного размаха Хёрста, метод вычисления корреляционной размерности Грассбергера — Прокаччия и метод аппроксимационной энтропии. Все эти методы и особенности их применения к электроэнцефалографическим сигналам уже описывались нами ранее [2, 4, 10]. Применение авторской модификации метода ближайших ложных соседей к распознаванию стадий сна описывается в данной работе впервые. Данный метод основан на теореме Такенса о вложении, из которой следует, что при соответствующем выборе временной задержки τ и размерности пространства вложения m оригинальный и реконструированный псевдофазовый аттракторы должны быть топологически эквивалентны (гомеоморфны). Основы метода изложены D. Kugiumtzis [35]. Поскольку траектории оригинального аттрактора не имеют самопересечений, то и в реконструированном аттракторе траектории также не должны пересекаться. Самопересечение траекторий реконструированного аттрактора означает, что размерность вложения меньше фрактальной размерности аттрактора, то есть соответствующая псевдофазовая реконструкция не является биекцией. Условием того, что самопересечения будут отсутствовать, является то, что все

соседние точки аттрактора, восстановленного в R^m , будут также являться соседними в R^{m+1} . Метод ложных ближайших соседей позволяет определить наименьшее значение размерности m пространства вложения, так, что при переходе к размерности $(m+1)$ количество ложных соседей (точек аттрактора, близких друг к другу в R^m и отстоящих далеко в R^{m+1}) будет относительно мало. Полученное таким образом значение m определяет наименьшую размерность пространства, где возможна реконструкция аттрактора без самопересечений.

Согласно методу, для каждой точки временно-го ряда $\bar{x}(i)$ находится ближайший «сосед» $\bar{x}(j)$ в m -мерном пространстве. Вычисляется расстояние . Находится расстояние $\|\bar{x}(i) - \bar{x}(j)\|$ между данными точками на следующем шаге $\|\bar{x}(i+1) - \bar{x}(j+1)\|$ и определяется согласно формуле [18]:

$$R_i = \frac{\|\bar{x}(i+1) - \bar{x}(j+1)\|}{\|\bar{x}(i) - \bar{x}(j)\|}.$$

Если $R_i < R_t$, где R_t — подходящий порог, то точка $\bar{x}(j)$ является ложным ближайшим соседом по отношению к точке $\bar{x}(i)$. В результате производится подсчет количества ложных ближайших соседей P для каждой точки $\bar{x}(i)$. Вычисляется соотношение P/N и алгоритм повторяется для $m = m+1$. Алгоритм продолжается до тех пор, пока частное P/N не станет близким к нулю. Рекомендуемое значение порога R_t согласно данным В.А. Головки [18], равно 2. Авторская модификация метода заключается в том, что рассчитывается не максимальная размерность пространства вложения m , а количество ближайших ложных соседей при переходе из двумерного в трехмерное псевдофазовое пространство.

Для реализации вычислений всеми вышеперечисленными методами на компьютере авторами была разработана программа с использованием среды Borland C++ Builder [16]. Правильность работы программы проверялась путем сравнения результатов ее работы с результатами, полученными авторами в других работах, и с результатами других авторов [30, 33, 34, 36].

Данные фрактальные методы применялись к распознаванию стадий сна у добровольцев с формой инсомнии, сопровождающейся трудностью инициации и поддержания сна. Перед проведением регистрационной ночи добровольцам проводилась адаптационная ночь с наложенными электродами, при этом запись не регистрировалась, что позволяло испытуемым адаптироваться к дискомфорту, создаваемому установленными электродами. Ночь регистрации назначалась на следующие сутки после проведенной адаптационной ночи. Расположение ЭЭГ электродов проводилось по системе «10–20», устанавливалось 6 каналов; в противофазе устанавливались ЭОГ электроды (2 канала). Электроды ЭМГ устанавливались в проекции жевательной мышцы, регистрация проводилась по 2

каналам с симметричных участков. Длительности записей составляли 8 – 10 часов, точкой отсчёта начала записи являлось выключение света в комнате где находился доброволец.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

В результате применения всех вышеперечисленных методов было выявлено, что при анализе только лишь одного канала ЭЭГ выявить парадоксальную стадию сна нельзя. Это связано с тем, что значения всех без исключения фрактальных мер, используемых в работе, для фазы с БДГ совпадают со значениями для поверхностного сна и для РБ. Подобные результаты были получены как российскими, так и зарубежными коллегами [30, 33, 34, 36, 37]. Причем между собой I и II стадии сна, а также фаза РБ хорошо дифференцируются. В этой связи, поскольку в данной работе для автоматизированного распознавания фаз сна ставилась цель проанализировать только один канал ЭЭГ, было решено

проигнорировать наличие фазы с БДГ. Это привело к тому, что на результирующей гипнограмме фаза БДГ распознавалась программой либо как фаза РБ, либо как I или II стадия сна. В данной работе также не производилось распознавание фаз ВД, вызванных двигательными артефактами [26].

На рисунке 1 показаны внешние виды зависимости различных фрактальных размерностей и их сопоставление с гипнограммой полученной специалистами. Как видно из полученных результатов, использование всех четырех методов, позволило увидеть общую картину сна, поскольку четко дифференцированы фазы глубокого дельта-сна и выход в фазу РБ. Распознавание поверхностных стадий сна, как видно из рисунка, осложнено только лишь отсутствием отделения фазы парадоксального сна.

Гипнограммы, полученные с помощью всех четырех используемых в данной работе методов, представлены на рисунке 2 в виде пунктирных линий. Гипнограмма, полученная специалистами,

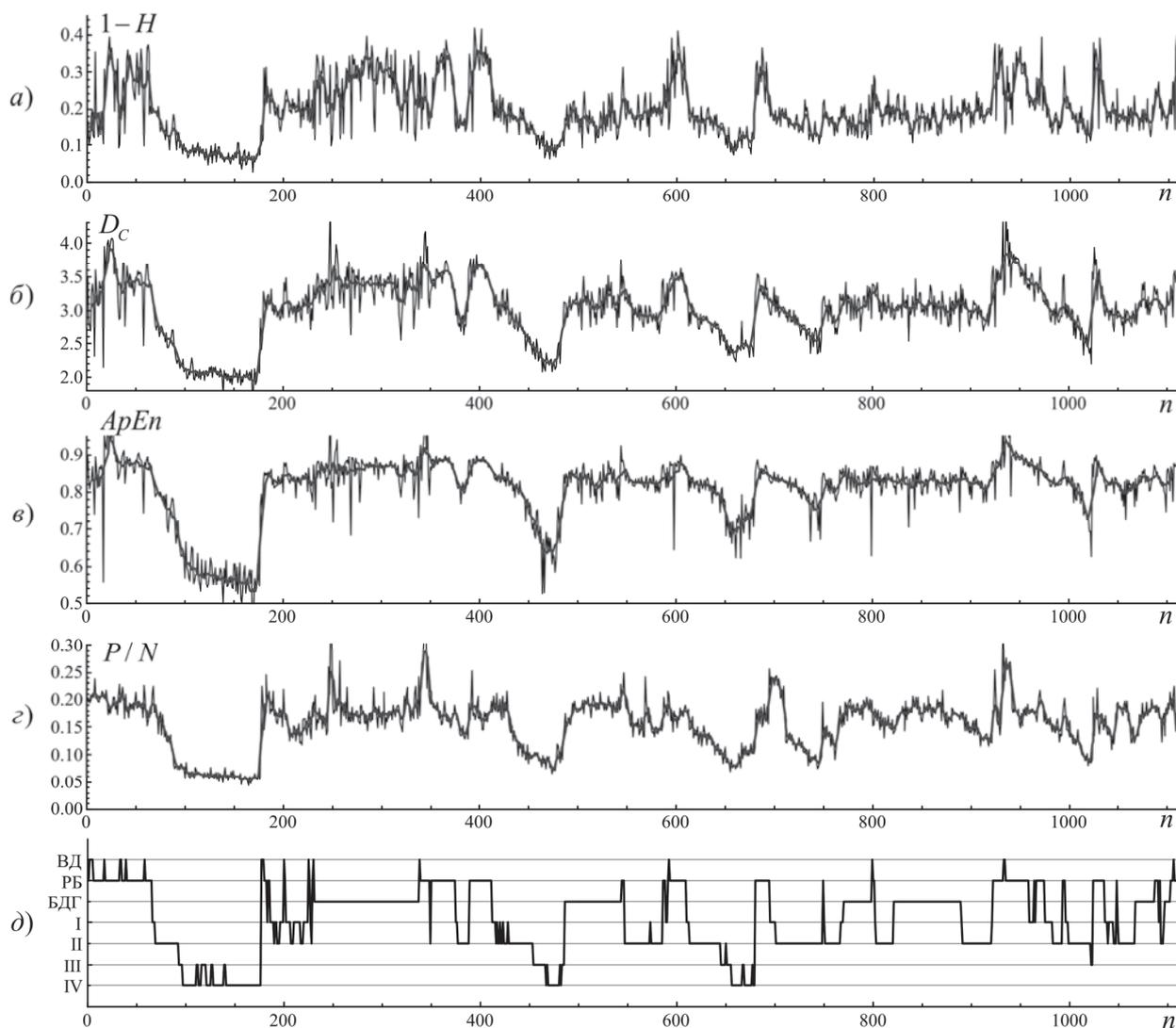


Рис. 1. Сопоставление гипнограммы с различными значениями фрактальных мер для соответствующих эпох: а – значение показателя Хёрста; б – значение корреляционной размерности; в – значение аппроксимационной энтропии; г – значение количества БЛС; д – гипнограмма полученная специалистами. Для фрактальных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

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 [17]: 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-я, 2-я, 3-я и 4-я фазы сна соответственно.

Наиболее просто сравнить данные методы по скорости вычисления. Для этого были взяты одни и те же ЭЭГ записи и разбиты на эпохи одинаковой длительности, и, соответственно, было просчитано одинаковое количество рядов одинаковой длины. Это достаточно важное замечание, несмотря на его очевидность. Здесь имеет место тот факт, что методы Грассбергера — Прокаччия и показателя Хёрста не рассчитаны на применение к коротким временным рядам, а для данной задачи длина рядов заранее детерминирована.

Следует отметить, что для данных методов разбиение рядов на более длительные участки не только не приводит к увеличению точности результатов распознавания, но и заметно их зашумляет. Самым быстрым оказался метод показателя Хёрста, и поэтому скорость расчета представим относительно него. Авторская модификация метода БЛС в 5,4

раза медленнее, метод аппроксимационной энтропии — в 14,8, метод Грассбергера — Прокаччия — в 304,5 раза медленнее метода показателя Хёрста. Тут следует отметить, что методы аппроксимационной энтропии и МЛБС можно использовать без особых изменений и с вдвое меньшими рядами, и тогда они всего лишь в 5,6 и 2,55 раза медленнее метода показателя Хёрста соответственно.

Как видно из полученных результатов (рис. 2), использование всех четырех методов позволило увидеть общую картину сна, поскольку четко дифференцированы фазы глубокого дельта-сна и выход в фазу РБ. Распознавание поверхностных стадий сна, как видно из рисунка, 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, представлены в таблице 1.

Из полученных результатов можно сделать следующие выводы. Наиболее быстрыми оказались метод нормированного размаха Хёрста и авторская модификация метода ближайших ложных соседей. Несмотря на большее совпадение количества фаз у метода нормированного размаха, метод БЛС дает более качественную картину сна. Это следует из того факта, что стадия расслабленного бодрствования хорошо дифференцируется от остальных

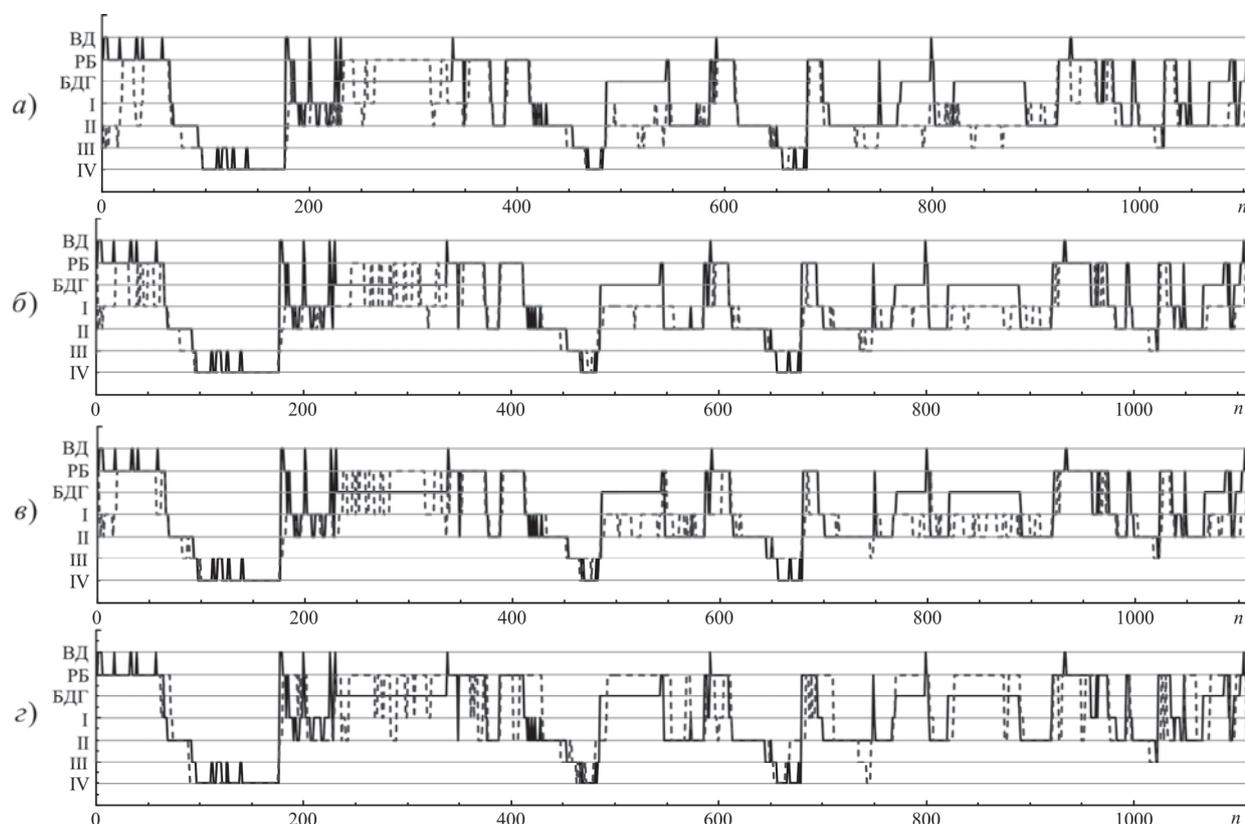


Рис. 2. Сравнение гипнограммы полученной специалистами (сплошная линия) с гипнограммами, полученными с помощью следующих фрактальных методов детерминированного хаоса (пунктирные линии): а — методом нормированного размаха Хёрста; б — методом Грассбергера — Прокаччия; в — методом аппроксимационной энтропии; г — авторской модификацией метода БЛС.

Таблица 1

Количественная оценка совпадения гипнограмм, полученных различными фрактальными методами, с гипнограммой, полученной специалистами.

Используемый метод	Кол-во эпох, имеющих полное совпадение фаз сна (%)
Метод нормированного размаха Хёрста	52,2
Метод корреляционного интеграла Грассбергера – Прокаччия	47,8
Метод аппроксимационной энтропии	48,5
Модифицированный метод ближайших ложных соседей	47,9

стадий только у последнего метода, что также хорошо видно из рисунка 2.

Использование данных методов для распознавания стадий сна позволило создать портативный полисомнограф, авторские права на который были оформлены в виде заявки на патент [3].

ЛИТЕРАТУРА

1. Антипов О.И., Добрянин А.В., Неганова Е.В., Неганов В.А. Фрактальный анализ динамики цен на нефть // Экономические науки. — 2010. — № 5 (66). — С. 260–271.

2. Антипов О.И., Захаров В.А., Неганов В.А. Особенности применения фрактальных мер детерминированного хаоса к автоматизированному распознаванию стадий сна при полисомнографии // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. — 2012. — Т. 15, № 3. — С. 101–109.

3. Антипов О.И., Захаров А.В., Неганов В.А. Устройство для выявления стадий сна при полисомнографии: Заявка на патент № 2012100807/14 (001144) от 11.01.2012 г.

4. Антипов О.И., Захаров В.А., Повереннова И.Е., Неганов В.А. и др. Возможности различных методов автоматического распознавания стадий сна // Саратовский научно-медицинский журнал. — 2012. — Т. 8, № 2, Прил. (Нервные болезни). — С. 374–379.

5. Антипов О.И., Ивахник В.В., Неганова Е.В., Неганов В.А. Фрактальный анализ динамики цен на драгоценные металлы // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. — 2011. — Т. 14, № 2. — С. 110–116.

6. Антипов О.И., Куляс М.О., Нагорная М.Ю., Неганов В.А. и др. Результаты применения фрактальных методов анализа к электрогастроэнтерографическим сигналам // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. — 2011. — Т. 14, № 4. — С. 113–119.

7. Антипов О.И., Нагорная М.Ю. Показатель Херста биоэлектрических сигналов // Инфокоммуникационные технологии. — 2011. — № 1 (9). — С. 75–77.

8. Антипов О.И., Нагорная М.Ю. Фрактальный анализ электрогастроэнтерографического сигнала // Биомедицинская радиоэлектроника. — 2010. — № 10. — С. 40–44.

9. 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. — С. 78–89.

10. Антипов О.И., Неганов В.А. Анализ и прогнозирование поведения временных рядов: бифуркации, катастрофы, синергетика, фракталы и нейронные сети. — М.: Радиотехника, 2011. — 350 с.

11. Антипов О.И., Неганов В.А. Применение метода нормированного размаха Хёрста к анализу стохастических временных рядов в импульсных стабилизаторах напряжения // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. — 2009. — Т. 12, № 3. — С. 78–85.

12. Антипов О.И., Неганов В.А. Прогнозирование и фрактальный анализ хаотических процессов дискретно-нелинейных процессов с помощью нейронных сетей // Доклады Академии наук. — 2011. — Т. 436, № 1. — С. 34–37.

13. Антипов О.И., Неганов В.А. Фрактальный анализ дискретно-нелинейных систем на примере импульсного стабилизатора, работающего в хаотическом режиме, и построение на его основе прогнозирующих нейронных сетей // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. — 2010. — Т. 13, № 2. — С. 7–23.

14. Антипов О.И., Неганов В.А. Фрактальный анализ нелинейных систем и построение на его основе прогнозирующих нейронных сетей // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. — 2010. — Т. 13, № 3. — С. 54–63.

15. Антипов О.И., Неганов В.А., Потапов А.А. Детерминированный хаос и фракталы в дискретно-нелинейных системах / Под ред. и с предисловием акад. Ю.В. Гуляева и чл.-корр. РАН С.А. Никитова. — М.: Радиотехника, 2009. — 235 с.

16. Антипов О.И., Повереннова И.Е., Неганов В.А., Захаров А.В. Программа автоматического распознавания стадий сна: Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2012614865 от 31.05.2012 г.

17. Белов А.М. Анализ процесса сна при полисомнографии. — М.: ТГТПС, 2000. — 81 с.

18. Головкин В.А. Нейросетевые методы обработки хаотических процессов // VII Всероссийская научно-техническая конференция «Нейроинформатика 2005»: Лекции по нейроинформатике. — М.: МИФИ, 2005. — С. 43–91.

19. Гусев Е.И., Коновалов А.Н., Скворцова В.И., Гехт А.Б. Неврология. Национальное руководство. — М.: ГЭОТАР-Медиа, 2009. — 1035 с.

20. Дорошенко Л.Г. Методы и алгоритмы обработки электрофизиологических сигналов для автоматического распознавания стадий сна: автореф. дис. ... канд. техн. наук. — М., 2009. 29 с.

21. Дорошенко Л.Г., Конышев В.А., Селищев С.В. Исследование фаз сна по ЭЭГ человека на основе скрытых моделей Маркова // Медицинская техника. — 2007. — № 1. — С. 24–28.

22. Захаров Е.С. Автоматизированное распознавание стадий сна // Известия ЮФУ. Технические науки. — 2008. — № 5. — С. 117–120.

23. Захаров Е.С. Разработка метода и алгоритмов автоматического распознавания стадий сна и построения гипнограммы: автореф. дис. ... канд. техн. наук. — Таганрог, 2008. — 19 с.

24. Захаров Е.С., Кравченко П.П., Скоморохов А.А. Метод автоматизированного построения гипнограммы // Известия ТПУ. — Томск: Издательство Томского политехнического университета, 2007. — Т. 311, № 5. — С. 136–139.

25. Захаров Е.С., Кравченко П.П., Скоморохов А.А. О решении задачи классификации стадий сна // Вест. компьютерных и информационных технологий. — М.: Машиностроение, 2000. — № 5. — С. 48–53.

26. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. — М.: МЕДпресс-информ, 2004. — 187 с.

27. Семенова Н.Ю., Захаров В.С. Анализ корреляционной размерности данных ЭЭГ при эпилепсии у детей // Нелинейный мир. — 2010. — № 3, Т. 8. — С. 180–188.

28. Скоморохов А.А., Захаров Е.С. Полисомнографические исследования и задача автоматизированного построения гипнограммы // Известия ТРТУ. Тематический выпуск. «Медицинские

информационные системы». — Таганрог: ТРТУ, 2006. — № 11 (66). — С. 135–138.

29. Хакен Г. Принципы работы головного мозга: Синергетический подход к активности мозга, поведению и когнитивности деятельности. — М.: ПЕР СЭ, 2001. — 351 с.

30. Acharya U.R., Faust O., Kannathal N., Chua T. et al. Non-linear analysis of EEG signals at various sleep stages // Computer Methods and Programs in Biomedicine. — 2005. — Vol. 80 (1). — P. 37–45.

31. Antipov O.I., Neganov V.A. Neural network prediction and fractal analysis of the chaotic processes in discrete nonlinear systems // Doklady Physics. — 2011. — Vol. 56, N 1. — P. 7–9.

32. Burioka N., Kaplan D. et al. Approximate entropy of human respiratory movement during eye-closed wake and different sleep stages // Chest. — 2003. — Vol. 123 (1). — P. 80–86.

33. Burioka N., Miyata M., Cornélissen G., Halberg F. et al. Approximate entropy in the electroencephalogram during wake and sleep // J. Clin. EEG & Neuroscience. — 2005. — Vol. 36 (1). — P. 21–24.

34. Kobayashi T., Madokoro S., Ota T., Ihara H. et al. Analysis of the human sleep electroencephalogram by the correlation dimension // Psychiatry Clin. Neurosci. — 2000. — Vol. 54 (3). — P. 278–279.

35. Kugiumtzis D. State space reconstruction parameters in the analysis of chaotic time series — the role of the time window length. — 1996.

36. Madaeva I., Shevyrtsova O., Dolgikh V., Kolesnikova L. Obstructive sleep apnea/hypopnea syndrome in adolescents with essential hypertension // Sleep Medicine. — 2009. — Vol. 10 (10). — P. 1167–1168.

37. Rösche J., Aldenhoff J. The dimensionality of human's electroencephalogram during sleep // Biol. Cybern. — 1991. — N 64 (4). — P. 307–313.

Сведения об авторах

Антипов Олег Игоревич — доктор физико-математических наук, профессор кафедры основ конструирования и технологий радиотехнических систем ФГОБУ ВПО «Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики» (443010, г. Самара, ул. Льва Толстого, д. 23; тел.: 8 (846) 332-58-53; e-mail: oleg1307@mail.ru)

Захаров Александр Владимирович — кандидат медицинских наук, ассистент кафедры неврологии и нейрохирургии ГБОУ ВПО «Самарский государственный медицинский университет» Министерства здравоохранения РФ

Неганов Вячеслав Александрович — доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой основ конструирования и технологий радиотехнических систем ФГОБУ ВПО «Поволжский государственный университет телекоммуникаций и информатики»