



¹ Поволжский
государственный
университет
телекоммуникаций
и информатики,
Самара

² Самарский
государственный
медицинский
университет

Результаты применения фрактального метода разделения бодрствования и сна путем анализа активности головного мозга человека

О.И. Антипов¹, А.В. Захаров²

Адрес для переписки: Александр Владимирович Захаров, zakharov1977@mail.ru

Представлены результаты применения фрактального метода разделения функционального состояния мозга по данным электроэнцефалографии на бодрствование/сон. Поскольку данный метод предназначен для предупреждения засыпания водителей или операторов, то он должен иметь математический аппарат, позволяющий работать в режиме реального времени, и обладать минимальной временной задержкой в предоставлении результатов анализа. Продемонстрированы примеры работы этой методики.

Ключевые слова: фрактальные методы, синергетика, электроэнцефалограмма, сомнология, полисомнография, сон

Введение

В настоящее время существует множество запатентованных способов для предупреждения засыпания водителей или операторов на рабочем месте – лиц, чья профессия связана с риском для жизни. Однако ни один из этих методов не основан на анализе деятельности головного мозга, а ведь сон – это прежде

всего функциональное состояние центральной нервной системы. Все существующие методы реагируют на последствия засыпания, например на изменение сопротивления кожи или положения тела. Совершенно очевидно, что определение сна путем анализа электроэнцефалограммы (ЭЭГ) – это самый оперативный способ отслежи-

вания утери внимания. Для решения этой задачи требуется привлечение инновационных направлений в науке, таких как фрактальная математика и сомнология. Впервые такой подход предложил основатель синергетики Г. Хакен в своей фундаментальной работе [1]. Однако на тот момент фрактальные методы не были еще приспособлены для решения поставленной задачи. Авторы адаптировали собственную фрактальную методику, нашедшую применение в технике [2–4], перенесенную ими в нейросетевой анализ [5], удачно примененную в решении экономических задач, для определения засыпания путем фиксирования изменения функциональной активности головного мозга с помощью анализа ЭЭГ. Наиболее похож по алгоритму метод выявления экономических кризисов. Фрактальный анализ уже применялся авторами



в решении задач диагностирования расстройств деятельности желудочно-кишечного тракта путем анализа электрогастроэнтерографического сигнала [6, 7]. Однако наиболее близким результатом явилась предложенная авторами методология дифференцирования стадий сна на предмет построения гипнограммы с целью диагностики неврологических расстройств [8, 9].

Цель

Разработать и изучить возможности применения метода, который путем анализа ЭЭГ-сигнала позволял бы выявлять засыпание или потерю внимания водителя или оператора в режиме реального времени.

Материал

Нами предложен новый метод автоматизированного получения гипнограмм путем математической обработки компьютерных ЭЭГ на предмет разделения сна и бодрствования с помощью измененного алгоритма применения метода ближайших ложных соседей. Алгоритм оригинального метода ложных ближайших соседей подробно изложен в статье [10].

Для каждой точки $\bar{x}(i)$ временного ряда $X_i = X(t_i) = \{x(t_i), x(t_i - \tau), \dots, x(t_i - (m-1)\tau)\}$ находится ближайший «сосед» $\bar{x}(j)$ в $(m = 2)$ -мерном пространстве и вычисляется расстояние $\|\bar{x}(i) - \bar{x}(j)\|$, затем находится расстояние между данными точками на следующем шаге $\|\bar{x}(i+1) - \bar{x}(j+1)\|$ и определяется согласно формуле:

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

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 $\bar{x}(i)$ и вычисляется соотношение P / N . Рекомендуемое значение порога $R_t = 2$ [10], однако для

анализируемых рядов авторами было установлено оптимальное значение $R_t = 2e$. В данной работе из-за малости исследуемых рядов временная задержка τ бралась равной 1. Это значит, что для расчетов использовались абсолютно все отсчеты, находящиеся в скользящем окне.

Для выявления закономерности авторы решили ограничиться длиной ряда, не превышающей 800 отсчетов, что связано в первую очередь со скоростью вычисления. Это также обусловлено предположением, что стационарность протекающих процессов меняется. К тому же большее число отсчетов соответствует большей длительности времени реакции на изменение в работе головного мозга, а значит, увеличивается задержка срабатывания метода. Конечно, следует понимать, что в реальной ситуации каждая секунда может быть на счету и стоить жизни не только водителю, но и другим участникам движения. Далее задавалось так называемое окно – количество отсчетов временного ряда, предшествующих значению, для которого вычислялось значение P / N . Тогда, выступив от начала общего исследуемого ряда на длину окна, можно для каждого следующего отсчета до конца исследуемого периода вычислить отношение P / w , чтобы отследить динамику его изменения. Практическая задача в таком случае сведется к тому, чтобы опытным путем определить величину порога срабатывания при изменении функционального состояния головного мозга.

Для анализа работоспособности предлагаемой методики были проведены эксперименты по следующей схеме. На протяжении ночи фиксировалась полисомнограмма пациента-добровольца, и в моменты, когда пациент находился в состоянии сна, производился форсированный переход в состояние бодрствования тактильными воздействиями. Время перехода регистрировалось с точностью

Существующие методы реагируют на последствия засыпания, например на изменение сопротивления кожи или положения тела. Определение сна путем анализа ЭЭГ – самый оперативный способ отслеживания утери внимания. Для решения этой задачи потребовалось привлечь инновационные направления науки – фрактальную математику и сомнологию

до секунды. После этого производилась проверка полученного эффекта путем визуального анализа всей полисомнограммы. Таким образом решалась обратная задача от поставленной. Достоверность ее результатов подтверждается тем, что функциональная активность мозга после пробуждения ниже, чем в состоянии обычного бодрствования. Поэтому граница сон/бодрствование при выходе из сна не выше границы бодрствование/сон при засыпании. Далее производился фрактальный расчет ЭЭГ-сигнала для вычисления фрактальной характеристики и исследовались моменты перехода из сна в бодрствование.

Результаты

Представленная выше разработанная методика фрактального анализа ЭЭГ-сигналов была реализована в программе, написанной в среде программирования Borland C++ Builder 6. Правильность функционирования отдельных программных блоков, реализующих фрактальные расчеты и цифровую фильтрацию, предварительно была проверена в среде математического программирования Mathematica 7.0, разработанной корпорацией Wolfram Research. При загрузке из edf-файла программа позволяет выбрать любой из нескольких



Требуется дальнейшее развитие методики на предмет коррекции порога чувствительности с учетом индивидуальных особенностей конкретных людей. Несмотря на указанную недоработку полного алгоритма, предлагаемый метод удовлетворительно фиксирует снижение фоновой активности головного мозга при утере внимания и засыпании

ЭЭГ-сигналов, включенных в данный файл. Программа отображает не только маркеры сигналов, но и их характеристики. В частности, представлены такие параметры, как максимальные и минимальные физические значения сигналов, тип электрода, использовав-

шегося для их снятия, и частота отсчетов для формирования их дискретной выборки. В случае задания автоматического выбора сигнала программа выбирает теменные каналы, снятые относительно референтного электрода. Это обусловлено результатами, полученными в ходе авторских исследований в области применения фрактальных методик к анализу ЭЭГ-сигналов [8], где было показано, что теменные электроды максимально удалены от источников естественных физиологических артефактов.

В процессе исследования длина окна ω варьировалась в пределах от 100 до 800 отсчетов, что соответствует примерно 1–4 секундам реального времени. Наиболее оптимальным с точки зрения результатов оказалось значение окна $\omega = 800$. Поскольку получаемые ряды были слишком короткими, то также варьировалось значение порога R_i в пределах от 2 до 10.

Лучший результат получался при $R_i \in (5;6)$. Выявленное оптимальное значение порога $R_i = 2e$. На рис. 1 представлены результаты работы программы после перехода в состояние бодрствования: наблюдается дрема с характерным балансированием на границе бодрствование/сон.

На рис. 2 представлен недолгий выход в состояние бодрствования, которое после 13 секунд быстро перешло в глубокий сон. На рис. 3 момент выхода из сна представлен также хорошо, однако предшествующее время сна было представлено стадией, не отличающейся по мозговой активности от бодрствования. Это связано с высокой мозговой активностью в момент парадоксальной стадии сна (фаза быстрого сна – прим. ред.). С точки зрения применимости методики для распознавания момента засыпания, наличие парадоксальной стадии сна не должно влиять на результаты, поскольку парадоксальная стадия появляется только после перехода через первую стадию, а цель предлагаемой методики – не допустить развития именно первой стадии сна.

Обсуждение

Предлагаемая методика удовлетворительно справляется с поставленной задачей. Задержка, обусловленная минимальной длиной ряда, учитывающего изменение функционального состояния головного мозга, не превышает 45 секунд, что является вполне приемлемым. В остальном задержка срабатывания будет увеличиваться только за счет низкоскоростной обработки ЭЭГ-сигнала, что решается повышением тактовой частоты обрабатывающего устройства. Требуется дальнейшее развитие методики на предмет коррекции порога чувствительности с учетом индивидуальных особенностей конкретных людей. Это связано с тем, что общая фоновая активность мозга с точки зрения фрактальных мер индивидуальна, а предлагаемая

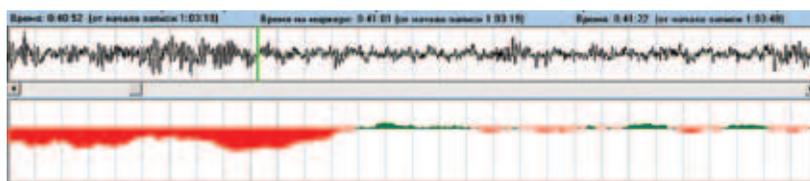


Рис. 1. Представление перехода из сна в состояние бодрствования пациента-добровольца в момент времени 00:41:01 с последующей дремотой

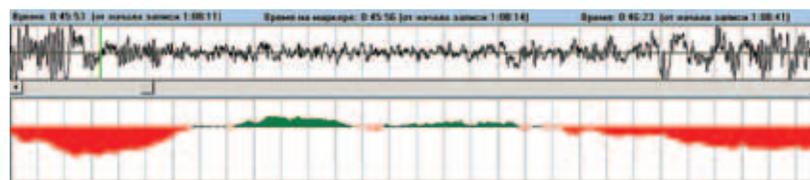


Рис. 2. Представление перехода из сна в состояние бодрствования пациента-добровольца в момент времени 00:45:56 с последующим засыпанием

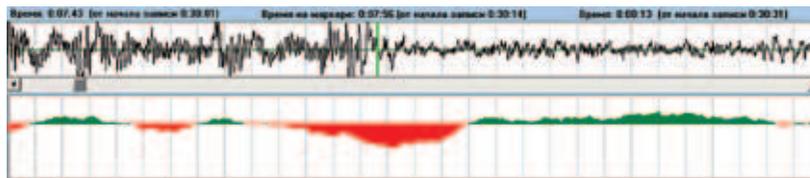


Рис. 3. Представление перехода из парадоксальной стадии сна в состояние бодрствования пациента-добровольца в момент времени 00:07:56



методика фиксирует сам факт изменения функциональной активности головного мозга, в то время как для универсализации требуется выработка алгоритма предварительной подстройки порогового значения. Несмотря на указанную недоработку полного алгоритма, предлагаемый метод удовлетворительно фиксирует снижение фоновой активности головного мозга при утере внимания и засыпании.

Заключение

В результате проведенной работы нами предложен новый метод автоматизированного получения гипнограмм путем матема-

тической обработки компьютерных ЭЭГ на предмет разделения сна и бодрствования. Данный метод прошел успешную предварительную апробацию.

Конфликт интересов

Данная работа была выполнена в рамках гранта-победителя областного конкурса «Идея-2012» на тему «Инновационный прибор контроля за состоянием бодрствования водителя транспортного средства или диспетчера». На способ и аппаратную часть предлагаемого прибора заявлены права на интеллектуальную собственность. Предлагаемый метод и устройство относятся к критичес-

кой «Технологии создания интеллектуальных систем навигации и управления» и соответствуют перспективному направлению «Системы и технологии организации движения, исключают или существенно снижают вероятность возникновения аварийных ситуаций и катастроф, в том числе с учетом человеческого фактора» из подраздела «Безопасность движения, управление транспортом, интермодальные перевозки и логистические системы», а также относятся к «Технологии информационных, управляющих, навигационных систем», согласно Указу Президента РФ от 7 июля 2011 г. № 899. *

психиатрия

Литература

1. Хакен Г. Принципы работы головного мозга: синергетический подход к активности мозга, поведению и когнитивности деятельности. М.: ПЕР СЭ, 2001.
2. 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. С. 48–55.
3. Антипов О.И., Неганов В.А. Детерминированный хаос в импульсном стабилизаторе напряжения повышающего типа // Физика волновых процессов и радиотехнические системы. 2004. Т. 7. № 3. С. 53–61.
4. 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. 2008. Т. 6. № 7. С. 364–377.
5. 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.
6. Антипов О.И., Нагорная М.Ю. Показатель Херста биоэлектрических сигналов // Инфокоммуникационные технологии. 2011. Т. 9. № 1. С. 75–77.
7. Антипов О.И., Нагорная М.Ю. Фрактальный анализ электрогастроэнтерографического сигнала // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 10. С. 40–44.
8. 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.
9. Антипов О.И., Захаров А.В., Повереннова И.Е. и др. Возможности различных методов автоматического распознавания стадий сна // Саратовский научно-медицинский журнал. 2012. Т. 8. № 2. Приложение (нервные болезни). С. 374–379.
10. Головкин В.А. Нейросетевые методы обработки хаотических процессов // VII Всероссийская научно-техническая конференция «Нейроинформатика 2005». Лекции по нейроинформатике. М.: МИФИ, 2005. С. 43–91.

Results of Applying Fractal Separation of Wakefulness and Sleep by Analyzing Activity of Human Brain

O.I. Antipov¹, A.V. Zakharov²

¹ Volga State University of Telecommunications and Informatics, Samara

² Samara State Medical University

Contact person: Aleksandr Vladimirovich Zakharov, zakharov1977@mail.ru

The results of the application of original fractal method of separation of the functional state of the brain for wake/sleep based on electroencephalography processing are presented. Since the method is designed to prevent falling asleep of operator, it must have a mathematical apparatus allows real time processing and minimal delay to present the results. The examples of satisfactory performance of the practical use of the method were demonstrated.

Key words: fractal methods, synergy, electroencephalogram, somnology, polysomnography, sleep