

Безобразова С.В., Головки В.А.

## НЕЙРОСЕТЕВОЙ ПОДХОД В ЗАДАЧЕ ДИАГНОСТИКИ ЭПИЛЕПСИИ

**Введение**

Значимость изучения проблем диагностики, терапии и прогнозирования эпилепсии обусловлена в первую очередь широким распространением этого нервно-психического заболевания. В настоящее время показатель распространенности достиг 1 % от всего человечества [1]. Существует еще ряд факторов, которые требуют развития и совершенствования методов диагностики и лечения эпилепсии [2]:

- непредсказуемость появления припадков, так как в редких случаях существуют предшествующие факторы либо закономерности проявления болезни;
- чаще заболевание возникает в возрасте до 20 лет, что вызывает нарушение в психофизическом развитии детей и подростков;
- припадки являются неконтролируемыми, в результате большие эпилепсий потенциально опасны для окружающих;
- в 25 % случаев лечение заболевания не приводит к успеху.

На раннем этапе диагностика производилась на основе целенаправленного опроса больного и его близких для выявления закономерностей проявления эпилепсии и факторов риска возникновения заболевания. Позднее появился более адекватный метод – электроэнцефалографии, а также видеомониторинг (наблюдение врачом самих припадков). Электроэнцефалография позволяет при помощи специального оборудования получать сигналы электроэнцефалограммы (ЭЭГ), которые отражают суммарную биоэлектрическую активность головного мозга и способны хранить в себе информацию о функциональном состоянии мозга, общемозговых расстройствах и их характере [2]. При постановке диагноза эпилепсии врач визуально по сигналам ЭЭГ определяет наличие характерных эпилептических разрядов. Однако проблема состоит в том, что существуют случаи, когда даже квалифицированный и опытный специалист не может поставить точный диагноз. В результате больной наблюдается в клинике годами и не подвержен терапии.

Применение электроэнцефалографического исследования дало толчок к развитию методов анализа ЭЭГ сигналов с целью обнаружить эпилептические разряды. Стабильных и точных результатов пока не получено при использовании линейных методов [1,3]. Сигнал ЭЭГ содержит суммарную активность группы нейронов головного мозга и в результате является хаотическим при нормальной работе головного мозга [4,5]. Во время эпилептического припадка происходит чрезмерное возрастание активности некоторых нейронов, при этом в сигнале появляются характерные разряды (пики, острые волны и т.п.), происходит переход от хаоса к порядку. На основе этого мы предлагаем исследовать ЭЭГ сигнал при помощи методов нелинейной динамики. В качестве диагностического критерия можно использовать значение старшего показателя Ляпунова, которое является положительным при хаотическом поведении системы, и снижается при наступлении эпилептических припадков [4].

В данной статье исследуется нейросетевой подход при расчете старшего показателя Ляпунова для диагностики эпилепсии. Первый раздел посвящен описанию исследуемых сигналов ЭЭГ и их предварительному анализу при помощи метода независимых компонент. Данные для проведения исследования предоставлены отделом функциональной диагностики Брестской областной больницы. Во втором разделе

содержится короткое описание нейросетевого подхода для расчета старшего показателя Ляпунова, на основе значения которого нами производится обнаружение эпилептических разрядов на ЭЭГ. В третьем разделе приводятся описание экспериментальной системы и алгоритм ее функционирования. В четвертом разделе представлены результаты экспериментальных исследований реальных сигналов ЭЭГ.

**1. Анализ исходных сигналов**

В качестве исходных сигналов используются данные ЭЭГ шести пациентов (табл. 1). У каждого пациента при помощи специального оборудования снималась ЭЭГ в течение 10 секунд (около 3000 отсчетов временного ряда).

**Таблица 1.** Описание исследуемых данных

Идентификатор	Возраст пациента	Диагноз	Тип активности
Э - 1	74	Пароксизмальное состояние	Медленно-волновая
Э - 2	30	Эпилепсия	Комплексы острая – медленная волна
Э - 3	74	Пароксизмальное состояние	Медленно- волновая
Н - 1	30	Норма	-
Н - 2	54	Норма	-
Э - 4	30	Эпилепсия	Комплексы острая – медленная волна

Как видно из таблицы 1, в двух случаях (Э-2,4) наблюдается эпилептическая активность в сигналах ЭЭГ, еще в двух наборах (Э-1,3) присутствует медленно-волновая активность, которая может появиться в результате нервно-психических расстройств (неврозов, мигреней и т.п.), а также при эпилепсии. Обнаружение такой активности также важно. Кроме того, мы предполагаем исследовать нормальные ЭЭГ (Н-1,2) для проверки метода на ложные срабатывания.

ЭЭГ одного пациента представляет собой набор из восьми сигналов, как показано на рисунке 1. ЭЭГ снимается с 20-ти электродов, подключенных к голове пациента. При этом каждый сигнал является математической комбинацией каналов по одной из восьми зон головного мозга (лоб, висок, темя, затылок левого и правого полушария). На рисунке 1 указаны области комбинирования каналов для правого полушария головного мозга и получение первых четырех сигналов. При симметричном отображении областей получаем зоны для левого полушария, комбинированные сигналы, полученные с этих зон, представляются нам четырьмя последними сигналами набора ЭЭГ данных.

Исходные сигналы представляют собой суммарную активность нейронов головного мозга. На эту активность также накладываются шумы и другие биоэлектрические сигналы, называемые артефактами (активность сердца, мускульная активность и т.п.). Частично артефакты, такие как мускульная, кожная активность, фильтруются при помощи частотных фильтров, которые фильтруют высокие и низкие диапазоны частот во время снятия ЭЭГ. Для устранения помех и артефактов, уровень которых пропорционален ширине полезного сигнала, и выделения чистых сигналов ЭЭГ мы использовали метод независимых компонент (ICA - Independent Component

*Безобразова Светлана Владимировна, аспирант кафедры интеллектуальных информационных технологий БрГТУ. Беларусь, Брестский государственный технический университет, 224017, Беларусь, г. Брест, ул. Московская, 267.*

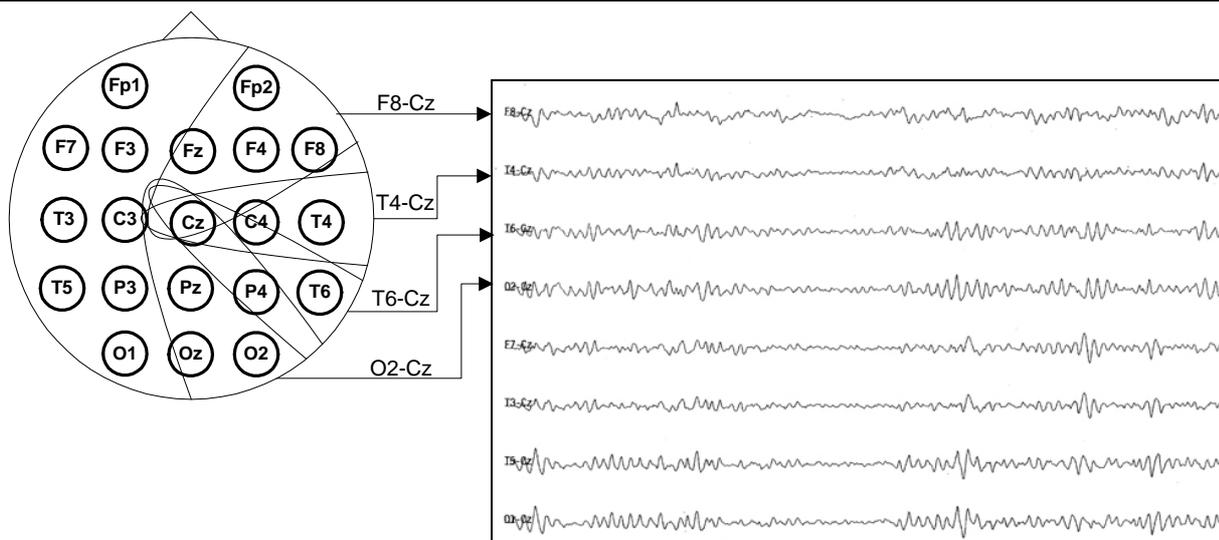


Рис. 1. Формирование набора сигналов ЭЭГ. Отображены области комбинирования каналов и получение смешанных сигналов ЭЭГ правого полушария

Analysis). Данный метод позволяет из линейных смесей независимых сигналов от различных источников выделить исходные несмешанные сигналы [6].

После выделения чистого сигнала ЭЭГ производится расчет параметров, значения которых необходимы для дальнейших исследований. Опишем эти параметры:

- Временная задержка  $\tau$  определяет интервал между отсчетами временного ряда для достижения наилучшей прогнозируемости данных. Использование временной задержки позволяет оптимальным образом формировать обучающую выборку для прогнозирующей ИНС.
- Размер пространства вложения  $d$  рассчитывается по методу «ложных ближайших соседей» и позволяет определить размерность входного слоя ИНС для увеличения скорости обучения и повышения качества прогноза.

Для каждого набора с помощью метода ICA выделяется один чистый сигнал ЭЭГ, для которого рассчитываются временная задержка и размер пространства вложения (табл. 2).

Таблица 2. Параметры сигналов ЭЭГ

Идентификатор	Временная задержка $\tau$		Размер пространства вложения $d$
	в отсчетах	в мс	
Э - 1	13	39	7
Э - 2	12	36	10
Э - 3	13	39	7
Н - 1	10	30	6
Н - 2	16	48	8
Э - 4	12	36	7

Таким образом, проанализировав исходные данные, мы получаем шесть чистых временных рядов для исследования и необходимые характеристики этих сигналов для настройки работы экспериментальной системы.

### 2. Метод обнаружения

При нормальной работе мозга снимаемый с группы нейронов суммарный сигнал ЭЭГ носит хаотический характер. Эпилептические разряды представляют собой некий феномен, так как при возникновении приступа группы нейронов синхронизируются и образуются высокоамплитудные биоэлектрические разряды [2].

Если при анализе система характеризуется положительной экспонентой Ляпунова, это означает, что любые две близкие траектории развития системы быстро расходятся с

течением времени, и имеет место чувствительность к значениям начальных условий.

Как уже было сказано, мы предлагаем использовать старший показатель Ляпунова в качестве критерия для определения состояния электрической активности мозга:

$$\begin{cases} \lambda > 0, \text{ нормальная активность;} \\ \lambda \leq 0, \text{ эпилептиформная активность,} \end{cases} \quad (1)$$

где  $\lambda$  – значение старшего показателя Ляпунова.

Длительность эпилептических разрядов очень мала, приблизительно от 20 до 1300 мс [7], так как отсчеты данных взяты через 3 мс, то для расчета старшего показателя Ляпунова необходимо выбирать соизмеримые объемы данных, длительностью около 300 - 800 мс (100 - 260 отсчетов). Наилучшим выходом является использование искусственных нейронных сетей (ИНС) для расчета экспоненты Ляпунова. Нейросетевой подход предполагает использование прогнозирующей ИНС и позволяет оперировать небольшими объемами данных [8].

В своих исследованиях мы применяли ИНС с радиально-базисной функцией активации, которая состоит из сети Кохонена и выходного слоя (рис. 2), а также обладает высокой скоростью обучения, по сравнению с другими прогнозирующими ИНС [9].

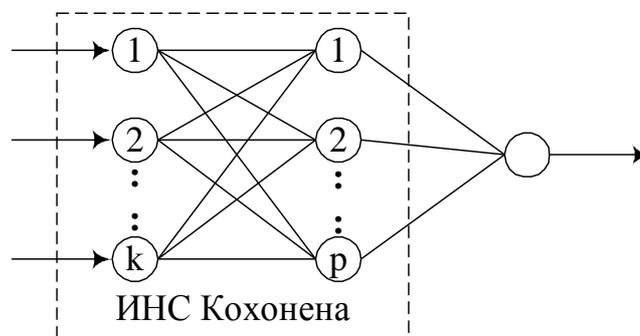


Рис. 2. ИНС с радиально-базисной функцией активации

ИНС будет состоять из  $k \geq d - 1$  входных нейронов,  $p$  скрытых и одного выходного нейронного элемента. Здесь  $d$  – размерность пространства вложения.

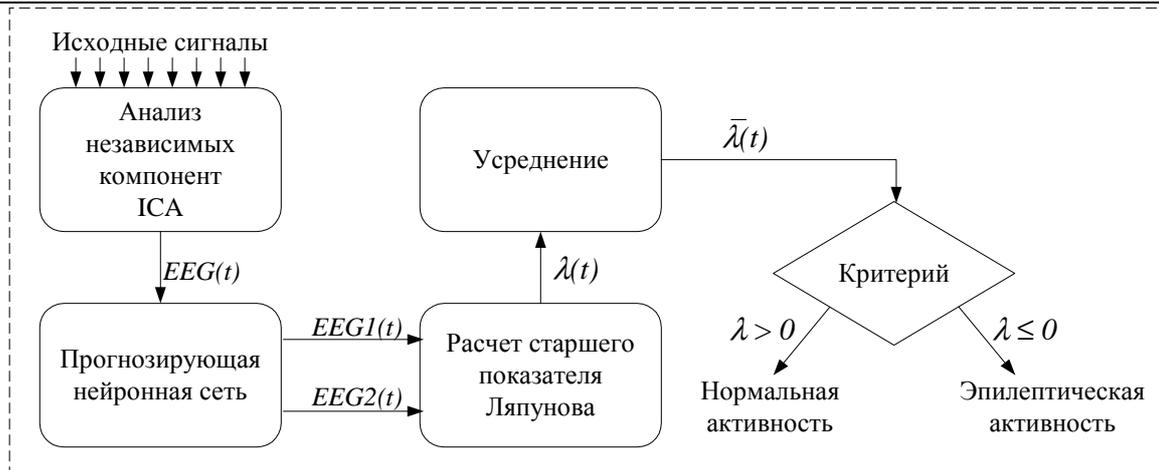


Рис. 3. Схема экспериментальной системы:  $EEG(t)$  – чистый ЭЭГ сигнал,  $EEG1(t)$  и  $EEG2(t)$  – прогнозы двух близких траекторий ЭЭГ сигнала

В результате обучения ИНС на прогнозирование легко осуществить эволюцию двух точек на фазовой траектории, используя итерационный подход. Таким образом, необходимо выполнить прогнозы двух близлежащих траекторий на  $n$  шагов вперед, степень экспоненциального расхождения которых определяет значение старшего показателя Ляпунова [8].

### 3. Описание экспериментальной системы

Основной частью экспериментальной системы, которая показана на рисунке 3, является прогнозирующая ИНС, поэтому важен выбор не только архитектуры, но и типа ИНС.

Опишем алгоритм функционирования диагностической системы:

а) Исходные сигналы анализируются при помощи метода ИСА, в результате анализа выделяется один полезный ЭЭГ сигнал для последующей обработки.

б) Модель ИНС строится в соответствии с характеристическими величинами входных данных: временная задержка и размер пространства вложения [10].

в) На вход ИНС поступает сигнал ЭЭГ, который разбивается на обучающие выборки, размер  $L$  которой считается заданным.

г) Далее производится обучение ИНС на прогнозирование данных ЭЭГ:

$$x(t+i\tau) = F(x(t+(i-1)\tau), \dots, x(t+(i-k)\tau)), \quad i = 1, n, \quad (2)$$

где  $\tau$  – временная задержка,  $EEG = \{x(1), x(2), \dots\}$ .

д) Выполняется прогнозирование двух близких траекторий исходного сигнала  $EEG1(t)$  и  $EEG2(t)$ .

е) На основе полученных траекторий  $EEG1(t)$  и  $EEG2(t)$  рассчитывается старший показатель Ляпунова, как экспоненциальная степень расхождения двух близких траекторий.

ж) Пункты г) и д) многократно повторяются, так как нам необходимо определить значения экспоненты Ляпунова в каждой точке обучающей выборки. В результате мы получаем детерминированный ряд  $\lambda(t) = (\lambda_1, \lambda_1, \dots, \lambda_L)$ , где  $L$  – размер обучающей выборки.

з) Если все обучающие выборки поступили на ИНС, то производится усреднение данных, иначе возвращаемся к пункту в) и рассматривается следующая обучающая выборка. Усреднение производится для устранения «скачкообразности» полученных значений:

$$\bar{\lambda}_k = \frac{\lambda_{k-[n/2]} + \lambda_{k-[n/2]+1} + \dots + \lambda_{k+[n/2]}}{n}, \quad (3)$$

где  $n$  – окно, в котором производится усреднение значений.

Согласно критерию (1) по усредненной зависимости  $\bar{\lambda}(t)$  определяется наличие эпилептической активности в сигнале ЭЭГ.

### 4. Результаты экспериментов

Исследование проводилось на шести чистых сигналах ЭЭГ, подробно описанных в первом разделе данной статьи. Каждый сигнал разбивался на обучающие выборки, которые подавались на ИНС. По результатам прогнозирования рассчитывались значения старшего показателя Ляпунова в каждой точке исходного временного ряда. На рисунке 4 наглядно отражается обнаружение эпилептических разрядов в сигнале ЭЭГ по значению старшего показателя Ляпунова.

На рисунке 4.а можно видеть исходный сигнал, который содержит медленно-волновую активность. На рисунке 4.б показано обнаружение эпилептических форм активностей в виде области, где значения экспоненты Ляпунова отрицательные. Из рисунка видно, что в промежутке между 3 и 4 секундами идентифицируется аномальная активность, в исходном сигнале ЭЭГ в этой области наблюдается медленно-волновая активность с повышенной амплитудой.

Как видно из таблицы 3, в которой приведены результаты экспериментов для всех чистых сигналов ЭЭГ, удалось получить 100% идентификацию эпилептиформных активностей в случаях диагнозов эпилепсия и пароксизмальное состояние. Также важно отметить, что отсутствуют ложные определения в сигналах ЭЭГ не содержащих эпилептических разрядов.

Ложное обнаружение в случае сигнала с идентификатором Э-2 требует дополнительных исследований, так как с одной стороны это может свидетельствовать о недостаточной точности метода, с другой стороны возможно присутствие эпилептической активности, которая в сигнале визуально неразличима.

### Выводы

1. Разработан подход на основе прогнозирующей нейронной сети для идентификации эпилептиформной активности. В качестве исходных данных используются реальные сигналы ЭЭГ, предоставленные для исследований Брестской областной больницы.

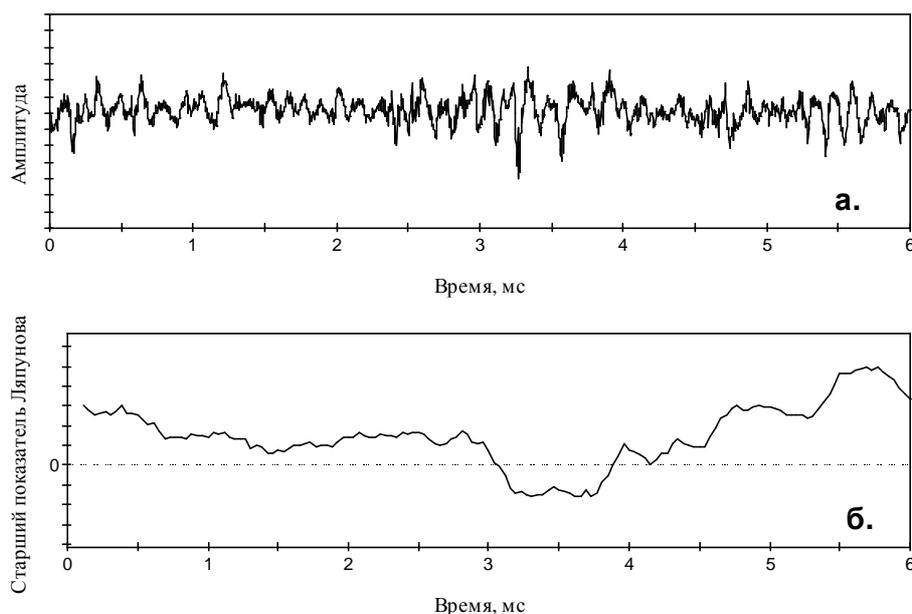


Рис. 4. Определение эпилептической активности по зависимости старшего показателя Ляпунова от времени  $\bar{\lambda}(t)$ : а – чистый ЭЭГ сигнал; б – усредненная зависимость  $\bar{\lambda}(t)$

Таблица 3. Результаты обнаружения

Идентификатор	Количество участков с эпилептиформной активностью		
	В исходном сигнале	Правильное обнаружение	Ложное обнаружение
Э - 1	1	1	0
Э - 2	2	2	1
Э - 3	1	1	0
Н - 1	0	0	0
Н - 2	0	0	0
Э - 4	2	2	0

- Описана методика по предварительному анализу данных для устранения шумов и артефактов и получения чистого сигнала ЭЭГ.
- Исследованы различные данные ЭЭГ с чисто-эпилептическими активностями, с медленно-волновой активностью (характеризует не только эпилепсию), а также без патологических активностей.
- Получены результаты, подтверждающие целесообразность применения старшего показателя Ляпунова в качестве диагностического критерия.
- Дальнейшим развитием данных исследований является проведение экспериментов на большем количестве данных с разнообразными формами патологических активностей, а также проверка точности обнаружения участков с эпилептическими разрядами.

Исследования проводятся в соответствии с государственной программой фундаментальных исследований «Инфотех» Республики Беларусь.

#### СПИСОК ЦИТИРОВАННЫХ ИСТОЧНИКОВ

- Litt B, Echaiz J. Prediction of epileptic seizures. –Lancet Neurology, v.1, 2002. - p. 22-30.
- Карлов В.А Эпилепсия. – М.: Медицина, 1990. - 336с.
- Maiwald Th., Winterhalder M., Aschenbrenner-Scheibe R., Voss H. U., Schulze-Bonhage A., Timmer J. Comparison of

- three nonlinear seizure prediction methods by means of the seizure prediction characteristic // Physica D, 194 (2004), - P. 357–368.
- Toward A. Neurodynamical Understanding of Ictogenesis // Epilepsia, v.uu, №1, 2003, - P. 30-43.
- Moser H., Weber B., Wieser H. Electroencephalograms in epilepsy: analysis and seizure prediction within the framework of Lyapunov theory // Physiol. D, 1999, - P. 130, 291-305.
- Hyyaerinen A., Oja E. Independent component analysis: algorithms and applications // Neural Networks, №13, 2000, - P. 411-430.
- Зенкова Л.Р. «Клиническая эпилептология». - Медицинское информационное агентство, 2002, - 416с.
- Головко В.А. Нейросетевые методы обработки хаотических процессов// В книге «Лекции по Нейроинформатике». – М.: МИФИ, 2005. – С. 43-88.
- В.А. Головко. Нейронные сети: обучение, организация и применение. Кн. 10: Учеб. пособие для вузов / Общая ред. А. И. Галушкина. - М.: ИПРЖР, 2000. –187с.
- V. Golovko, S. Bezobrazova. Neural Networks for Chaotic Signal Processing: Application to the Electroencephalogram Analysis for Epilepsy Detection // Proceedings of the 4<sup>th</sup> international conference on neural networks and artificial intelligence ICNNAI'2006 - Brest: BSTU, 31 May – 2 June, 2006. – P. 136-139.

Статья поступила в редакцию 21.12.2006