

# Идентификация стохастической динамики и режимы магнитной активности мозга

В.В. Сычев, С.А. Махортых, А.М. Молчанов, Н.М. Панкратова,  
М.Н. Устинин  
(Пушино)

## Общие положения

Идентификация стохастической динамики в реальных экспериментальных данных является довольно сложной задачей [1]. Непосредственное использование классических приемов, таких, как описанные в [2] методы, редко приводит к удовлетворительным результатам. Прежде всего, это связано с неизбежным присутствием шума в записях, а также необходимостью получения и анализа очень длинных стационарных временных рядов. Для сложных систем с многочисленными режимами функционирования, переходами между режимами и при наличии тепловых и прочих помех это требование редко удовлетворяется. В полной мере сказанное относится к биологическим объектам. В силу этого использование методов распознавания и смысловой оценки отрезков записей является актуальным, а иногда и единственно возможным подходом в данной задаче. Один из перспективных методов такого рода излагается в докладе [3] настоящего сборника.

Здесь приводятся несколько связанных друг с другом подходов, позволяющих упростить реализацию классических методов [2] и на его основе сформулировать модель рассматриваемой системы и оценить ее параметры.

В качестве исходных рассматриваются данные, полученные в ходе измерений магнитной активности мозга у здоровых и страдающих синдромом Паркинсона пациентов. Вычислительные процедуры тестировались также на модельных данных и реальных экспериментальных данных: записях электрической активности пищеварительной системы человека и нейронной активности обонятельной подсистемы моллюска вида *Limax Maximus*.

## Алгоритмы идентификации стохастической динамики

Алгоритмы идентификации динамических свойств временных рядов сводятся к модифицированным версиям методов [2] и включают вычисление корреляционной размерности аттрактора динамической системы, показателей Ляпунова и информационной энтропии сигнала.

Алгоритмы оптимизированы для эффективной обработки больших массивов экспериментальных данных. Их главные отличия от существующих основаны на следующих положениях. Вычислению размерности и энтропии предшествует вычисление корреляционного интеграла  $C(r, n)$  на сетке расстояний  $r_0 < r_1 < \dots < r_{l-1}$  ( $l$  – количество

узлов сетки расстояний). В результате за один шаг вычисляются  $l$  значений корреляционного интеграла  $C(r_0, n), C(r_1, n), \dots, C(r_{l-1}, n)$ . Таким образом, осуществляется перебор пар точек аттрактора не для каждого значения  $r$ , а только один раз для всех значений узлов сетки. Этим достигается ускорение работы алгоритма в  $l$  раз.

На его основе написаны и протестированы программы, вычисляющие корреляционную размерность, корреляционную энтропию и наибольший показатель Ляпунова аттрактора, восстанавливаемого по одномерному временному ряду данных. Для аттрактора динамической системы, заданной системой обыкновенных дифференциальных уравнений (или дискретным отображением), программы позволяют найти все показатели Ляпунова.

Использование метода выделения информативных участков в записях магнитных энцефалограмм (МЭГ) [3] позволяет эффективно использовать данный алгоритм в задаче идентификации динамического поведения в записи и классификации режимов функционирования (рис. 1).

### **Моделирование и параметрическая идентификация системы**

Ниже излагаются результаты моделирования сигналов, целью которого является получение качественного сходства с экспериментальными данными магнитной энцефалографии. Такие модельные сигналы помогут объяснить механизм перехода между паттернами в данных МЭГ. Моделирование сложных сигналов, которые являются комбинацией нескольких процессов, может быть полезно также для тестирования фильтров, которые будут использоваться для отделения полезного сигнала от шума и т.п. При этом применяются методы распознавания и классификации участков записей [3] и результаты корреляционного анализа.

Типичное поведение сигнала с переключениями между режимами приводится на рис. 1. Четко выделяются два режима – с высокой (спайки) и малой амплитудами, частота сигнала при этом также изменяется.

Для того чтобы получить более полное представление о поведении динамической системы, производилась реконструкция фазового пространства с помощью задержки по времени [2]. Объем фазового пространства, занимаемого аттрактором в режиме I, существенно меньше, чем в режиме II.

Предложена модель, описывающая переключение между режимами. Области повышенной спонтанной кратковременной активности описываются автогенератором Ван-дер-Поля, который используют при моделировании различных патологий, когда нормальная активность сменяется четкими квазигармоническими колебаниями. Для качественного описания нормальной работы мозга использовался генератор шума. Электрическая схема последнего (при включенном туннельном диоде) и генератора Ван-дер-Поля (с выключенным диодом) приводится на рис. 2а) и на рис. 2б) – картина генерируемого сигнала.

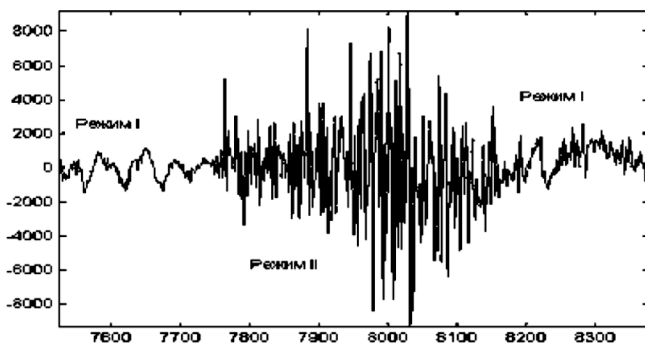


Рис.1. Запись МЭГ

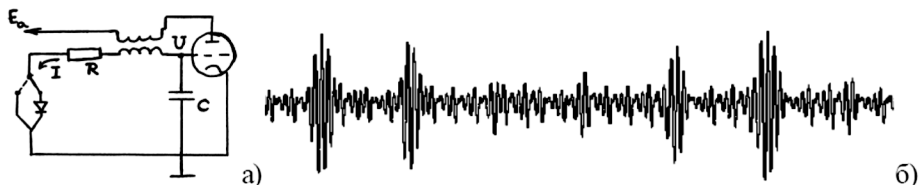


Рис.2. Электрическая схема системы переключения (модель) и ее выходной сигнал

Высокоамплитудный режим в каждом случае переключения имеет разную амплитуду. По этой причине, в системе, как видно на рис.2, переключение происходит нерегулярно, несмотря на периодический переключатель. Это можно объяснить различными 'начальными' условиями системы в моменты переключения.

Проводимые исследования выполняются при финансовой поддержке РФФИ (проекты 00-01-00417, 01-02-16127, 01-07-90317, 01-01-00893, 01-01-00894, 00-01-05000), проекта 107 6-го конкурса молодых ученых РАН, CRDF (грант RB1-2027).

### Литература

1. Гласс Л., Мэки М. От часов к хаосу: ритмы жизни. - М.: Мир, 1991.
2. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. In: Dynamical Systems and Turbulence. Lecture Notes in Mathematics, edited by D.A.Rand L.S.Young Heidelberg: Springer-Verlag, 366-381 (1981).
3. В.И. Сухарев, Ф.Ф.Дедус, М.Н. Устилин, С.А. Махортых. Классические ортогональные полиномы дискретной переменной: анализ и классификация временных записей магнитных энцефалограмм/ Настоящий сборник