

ISSN 0452—9910

НАЦИОНАЛЬНАЯ АКАДЕМИЯ НАУК УКРАИНЫ
МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ УКРАИНЫ
ИНСТИТУТ КИБЕРНЕТИКИ им. В.М. ГЛУШКОВА
МЕЖДУНАРОДНЫЙ НАУЧНО-УЧЕБНЫЙ ЦЕНТР
ИНФОРМАЦИОННЫХ ТЕХНОЛОГИЙ И СИСТЕМ



Кибер- не Тика

И

**ВЫЧИСЛИТЕЛЬНАЯ
ТЕХНИКА**

153

ВЫПУСК

2007

УДК 681.5 + 621.391:01

В сборнике представлены результаты исследований в области теории и практики эргатических систем управления, а также рассматриваются актуальные вопросы медицинской и биологической кибернетики.

Для научных работников, инженеров, аспирантов и студентов вузов соответствующих специальностей.

У збірнику представлено результати досліджень у галузі теорії та практики ергатичних систем керування, а також розглядаються актуальні питання медичної і біологічної кібернетики.

Для наукових співробітників, інженерів, аспірантів і студентів вузів відповідних спеціальностей.

The results of research in the field of theory and practice of ergatic control systems are presented. Consideration is also given to the topical problems of medical and biological cybernetics.

It is intended for researchers, practical engineers, post-graduate students of corresponding specialities.

Редакционная коллегия:

И.В. Сергиенко, акад. НАНУ, д.ф.-м.н., проф. (ответственный редактор сборника),

В.И. Гриценко, к.т.н., проф. (зам. ответственного редактора сборника),

Н.В. Туроверова (ответственный секретарь сборника),

В.М. Кунцевич, акад. НАНУ, д.т.н., проф. (ответственный редактор раздела),

А.А. Чикрий, чл.-к. НАНУ, д.ф.-м.н., проф. (ответственный редактор раздела),

В.В. Павлов, д.т.н., проф. (ответственный редактор раздела),

В.М. Белов, д.м.н., проф. (ответственный редактор раздела)

Научные разделы:

Сложные системы управления

Дискретные системы управления

Эргатические системы управления

Медицинская и биологическая кибернетика

Редакционный совет:

д.м.н., проф. Л.С. Алеев, д.б.н. П.В. Василик, д.т.н. В.В. Волосов, д.т.н., проф. Ф.Г. Гаращенко,

д.м.н., проф. М.В. Голубчиков, д.т.н., чл.-к. НАНУ, проф. В.Ф. Губарев, д.ф.-м.н., проф.

А.М. Гупал, д.ф.-м.н., проф. В.Е. Капустян, д.б.н. С.И. Кифоренко, д.м.н. А.С. Коваленко,

д.б.н. Л.М. Козак, д.б.н., проф. А.Б. Котова, д.ф.-м.н., проф. В.Б. Ларин, д.т.н. Д.В. Лебедев,

д.ф.-м.н. М.М. Лычак, д.б.н. Е.Г. Лябах, д.ф.-м.н., чл.-к. НАНУ, проф. В.С. Мельник, д.ф.-м.н.,

проф. А.Г. Наконечный, д.м.н., проф. Г.А. Слабкий, д.ф.-м.н., проф. Д.Я. Хусаинов

Утверждено к печати ученым советом

Международного научно-учебного центра

информационных технологий и систем НАН Украины

и Министерства образования и науки Украины

План выпуска 2007 г.

Адрес редколлегии:

03680 Киев ГСП, просп. Академика Глушкова, 40

Международный научно-учебный центр

информационных технологий и систем НАН Украины

и Министерства образования и науки Украины

Тел. 526 25 49

Редактор *Л.И. Лесько*. Компьютерная верстка *Г.В. Зорько*

Свидетельство о государственной регистрации КВ № 12649-1533Р от 14.05.2007

Медицинская и биологическая кибернетика

УДК 519.23/25:612/614

О.Ю. Майоров, А.Б. Глухов, В.Н. Фенченко, А.Б. Прогнимак

РЕАЛИЗАЦИЯ МЕТОДА СМЕЩЕНИЯ С ПОМОЩЬЮ ОЦЕНКИ РАЗМЕРОВ ОСЕЙ АТТРАКТОРА ДИНАМИЧЕСКОЙ СИСТЕМЫ МОЗГА

Дан сравнительный анализ различных методов вычисления задержки — одной из ключевых переменных для достоверного вычисления параметров детерминированного хаоса в электроэнцефалографии (ЭЭГ): корреляционной размерности, размерности вложений, корреляционной энтропии, энтропии Колмогорова–Синяя, старшего показателя Ляпунова, спектра показателей Ляпунова. Предложен новый метод оценки смещения (задержки) с помощью оценки размеров осей восстановленного в фазовом пространстве аттрактора по одномерной реализации динамической системы. Предложена методика уменьшения влияния «человеческого фактора» на выделение прямолинейного участка $f(e)$ для определения параметров ЭЭГ-аттрактора.

Введение. Проведенные к настоящему времени исследования различных биологических ритмов с применением математического аппарата нелинейной динамики показали, что в норме для них характерно наличие нерегулярной компоненты с высокой степенью сложности. С другой стороны, при многих патологических состояниях проявляется четко выраженная периодичность, сопровождающаяся снижением степени хаотичности и степени сложности динамики изучаемых параметров [1–21].

Постановка задачи. К настоящему времени появилось большое количество работ, посвященных исследованию динамических параметров ЭЭГ в различных патологических и измененных состояниях мозга: сон, кома, гипноз и т.д. В частности, обнаружено значительное перераспределение нелинейно-динамических параметров биоэлектрической активности при патологии и измененных состояний. Таким образом, можно предполагать, что решение задачи анализа степени хаотичности ЭЭГ-сигналов будет весьма эффективно для диагностики, тем более, что оценка нелинейно-динамических параметров, по мнению многих исследователей, предоставляет более разнообразную информацию, чем традиционный амплитудно-частотный анализ ЭЭГ-сигналов.

Метод. Наличие детерминированного хаоса можно установить, измеряя любую из динамических переменных [22] и при этом [23] определить *размерность вложения аттрактора*, оценить *размерность Хаусдорфа*, характеризующую статическую структуру аттрактора и *энтропию Колмогорова–Синяя*, показывающую, «насколько хаотичен» сигнал [24].

Сигнал ЭЭГ $x(t)$ от соответствующего отведения представляет собой одну из динамических переменных системы. Пусть $\{x_i\}_{i=1, \dots, \infty}$ — ряд, по-

лученный в результате измерения через постоянные интервалы Δt времени сигнала $x(t)$. Построим ряд $\{Z_j\}_{j=1, \dots, \infty}$ смещенных m -мерных векторов $Z_j = \{x_j, x_{j+d}, x_{j+2d}, \dots, x_{j+(m-1)d}\}$, где d — смещение.

Как известно [22], параметры исходного аттрактора в n -мерном пространстве X совпадают с параметрами реконструированного аттрактора в m -мерном пространстве Z смещенных векторов при $m \geq 2n+1$ и, вообще говоря, произвольном смещении d . Этот факт лежит в основе алгоритмов реконструкции аттрактора [25].

Размерность реконструкции (*размерности вложения*) устанавливаются по стабилизации параметров аттрактора, при увеличении размерности реконструкции они практически перестают меняться, если $m \geq 2n+1$, где n — минимальная размерность вложения аттрактора, т.е. наименьшая целая размерность пространства, содержащего весь аттрактор.

Определим корреляционную сумму:

$$C(N, m, \epsilon) = \frac{1}{N^2} \sum_{i, j=1}^N \theta(\epsilon - |Z_i - Z_j|),$$

где θ — функция Хевисайда, N — число рассматриваемых точек,

а $|Z_i - Z_j| = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{k=1}^m (Z_{i,k} - Z_{j,k})^2}$. Тогда корреляционная размерность, яв-

ляющаяся оценкой размерности Хаусдорфа снизу, определяется формулой [24]

$$D_2 = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{N \rightarrow \infty} \frac{\ln C(N, m, \epsilon)}{\ln \epsilon},$$

а корреляционная энтропия, также являющаяся оценкой энтропии Колмогорова–Синяя снизу, — по формуле [24] (заметим, что если в этой формуле использовать вместо натурального логарифма логарифм по основанию 2, то энтропия будет выражена в бит/с):

$$H_2 = \frac{1}{d\Delta t} \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{m \rightarrow \infty} \ln \frac{C(K, m, \epsilon)}{C(K, m+1, \epsilon)}.$$

Однако вычисление корреляционной размерности и энтропии сопряжено с большими трудностями. Длина рассматриваемого ряда ограничена, поэтому не удастся рассмотреть ячейки слишком малого размера, так как невозможно оценить вероятности попадания в них точек аттрактора из-за того, что в каждую ячейку попадет всего несколько точек. Кроме того, в этом случае обычно велико влияние погрешностей измерений. В то же время, если размер ячеек недостаточно мал, то не удастся выявить структуру аттрактора.

Известно, что реально определить структуру аттрактора можно только при наличии выборки достаточной длины (конечно, если этому не помешают шумовые эффекты). И хотя, в общем случае, трудности могут возникнуть, если нарушается неравенство [26] $m < (1+2) \lg N$, где m — размерность фазового пространства, а N — длина выборки, часто удается ограни-

читься и гораздо менее длинными выборками. Заметим, что для небольших выборок, при малых ϵ в каждой ячейке разбиения, будут преобладать точки, лежащие на том же участке траектории. Это ухудшает точность определения параметров аттрактора, поэтому важное значение приобретает модификация корреляционной суммы [27]. При ее подсчете определенное число ближайших точек на траектории не учитывается, так как они не отображают структуру аттрактора, а только характеризуют способ дискретизации сигнала.

Вычисление корреляционной размерности, как и вычисление корреляционной энтропии, сопряжено с рядом трудностей. Практически при заданной размерности вложения вычисляют корреляционные суммы и рассматривают зависимость тангенса угла наклона кривой $f = \ln C(N, m, \epsilon)$ от величины $e = \ln \epsilon$. На этой кривой можно выделить несколько областей [26].

В первой размеры ячеек слишком малы, что не позволяет оценить вероятность попадания в них точек аттрактора. Во второй выборка недостаточна, чтобы передать структуру аттрактора и, кроме того, в этой области обычно существенна точность, с которой известны точки аттрактора. В третьей точки кривой характеризуют структуру аттрактора, кривая $f(e)$ имеет прямолинейный участок. Наконец, в четвертой области размеры ячеек разбиения слишком велики и не позволяют выявить структуру аттрактора.

Значение ϵ выбирают по результатам реконструкции аттрактора в области, где кривая $f(e)$ имеет прямолинейный участок, величину корреляционной размерности устанавливают по стабилизации значения $\ln C(N, m, \epsilon) / \ln \epsilon$, а величину энтропии — по стабилизации значения отношения $\ln \frac{C(N, m, \epsilon)}{C(N, m+1, \epsilon)}$.

Как видно, успех реконструкции аттрактора зависит от длины прямолинейного участка на кривой $f(e)$. Это, прежде всего, зависит от величины смещения, и при неудачном выборе смещения прямолинейный участок может быть либо слишком мал, либо вообще отсутствовать. Тогда размерность аттрактора восстановить не удастся. Из-за большой размерности аттракторов, характерных для ЭЭГ-сигналов, и обычно относительно высокого уровня шума, выбор смещения при реконструкции ЭЭГ-аттракторов часто решающий.

Конечно, в идеале следовало бы определять смещение так, чтобы длина прямолинейного участка зависимости $f(e)$ была максимальной, но это не реально из-за непомерно большого объема вычислений, поэтому приходится выбирать смещение, пользуясь теми или иными соображениями.

Обычно полагают, что если компоненты реконструированных векторов будут независимы друг от друга, то можно ожидать, что эти векторы будут нести «наибольшее количество информации об аттракторе». Простейший способ добиться такой независимости — выбрать смещение d близким к первому нулю автокорреляционной функции для ряда

$$c(d) = \frac{1}{N-d} \sum_{i=1}^{N-d} (x_i - \bar{x})(x_{i+d} - \bar{x}),$$

где $\bar{x} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N x_i$ — среднее значение компонент ряда.

Другая методика основана на теории информации: смещение выбирают так, чтобы каждый следующий реконструируемый вектор добавлял наибольшую информацию об аттракторе. Для этого по временному ряду строят гистограммы, аппроксимирующие распределение x_i (оно же будет и для x_{i+d}) и совместное распределение x_i и x_{i+d} . Далее по построенным гистограммам рассчитывается взаимная информация

$$S(d) = \sum_{i=1}^K P_{i,i+d} \ln \frac{P_{i,i+d}}{P_i^2},$$

где P_i --- вероятность попадания точки аттрактора в i -й интервал, $P_{i,i+d}$ --- вероятность попадания пары точек, смещенных на величину d в этот интервал, K --- количество интервалов (его выбирают по возможности большим, но так, чтобы в каждый интервал попадало достаточное число точек, иначе не удастся оценить вероятности). Смещение определяют из условия первого минимума функции взаимной информации.

Заметим, в редких случаях может оказаться, что автокорреляционная функция не имеет нулей, а функция взаимной информации --- минимума (обе просто монотонно убывают с ростом d). Тогда, очевидно, при выборе смещения следует просто ограничиться достаточным убыванием этих функций. Чаще ноль или минимум есть, но в качестве смещения они не всегда оптимальны. Если окно реконструкции $w = (m-1)d$ слишком мало, а так чаще всего бывает, то при использовании для реконструкции ЭЭГ-аттракторов описанных методик возникают «ложные соседи» --- пары точек, близких в пространстве Z , хотя их образы в пространстве x не были близки. Кроме того, для изучения деталей аттрактора необходимо различать очень мелкие масштабы, т.е. нужны очень большие выборки и отсутствие помех [26].

Более сложной является разработанная нами методика, базирующаяся на оценке «формы» реконструированного аттрактора. При этом смещение выбирается так, чтобы размеры реконструированного аттрактора по всем осям были по возможности близки. С этой целью для данной размерности вложения m строят ковариационную матрицу C размерности $m \times m$ для матрицы, строками которой служат векторы $\{Z_j\}_{j=1, \dots, K}$:

$$c_{i,j} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (Z_{k,i} - \bar{Z}_i)(Z_{k,j} - \bar{Z}_j),$$

где $\bar{Z}_j = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K Z_{i,j}$ --- средние значения ковариационной матрицы C по столбцам. Далее находят спектр собственных значений матрицы C (так как ковариационная матрица симметричная, то ее спектр вещественный). Выбирают минимальное λ_{\min} и максимальное λ_{\max} собственные значения. Определяют смещение d из условия минимума отношения $\lambda_{\max} / \lambda_{\min}$, которое, очевидно, характеризует степень отклонения реконструированного

аттрактора от «сферической» формы. Заметим, что по данной методике смещение, вообще говоря, зависит от текущей размерности реконструкции.

Конечно, возможна ситуация, когда и эта методика неэффективна. Дело в том, что если окно реконструкции слишком велико, а так иногда может оказаться при применении данной методики, то образ аттрактора подвергается «растяжению и складыванию». Тогда будет исследоваться не структура самого аттрактора, а структура получившихся складок, на которых тоже возникают «ложные соседи», и реконструкция будет выглядеть как объект большей размерности, чем на самом деле [26].

Тем не менее исследования показали, что в большинстве случаев для реконструкции ЭЭГ-аттракторов лучшим оказывается смещение, полученное по методике, базирующейся на оценке «формы» реконструированного аттрактора. Эта методика реализована в нескольких версиях программного комплекса компьютерной ЭЭГ NeuroResearcher®'2005–2007 (NeuroResearcher®-Chaos'2005–2007) [12, 29] и использовалась для анализа ЭЭГ-группы больных шизофренией и контрольной группы здоровых испытуемых [1, 2, 4, 7, 21]. Для исключения описанной выше нежелательной ситуации смещение определяется не из условия минимума отношения $\lambda_{\max} / \lambda_{\min}$, а из условия максимальной близости этого отношения к 1 при ограничении максимальной величины окна реконструкции.

В заключение заметим, что для успеха реконструкции аттрактора важно уменьшить влияние «человеческого фактора» на выделение прямолинейного участка $f(e)$. С этой целью будем задавать минимальное количество точек аттрактора, которые должны попасть в ячейку, и тем самым исключим из рассмотрения первую и, частично, вторую области. Будем далее задавать максимально возможное отклонение кривой $f(e)$ от прямой линии. Разумеется, нужно учитывать неравномерность сетки, на которой задана кривая, затем найдем на ее графике подходящий прямолинейный участок минимально допустимой, из соображений достоверности результатов, длины. Далее необходимо постепенно смещаться в сторону увеличения значений размера ячеек, т.е. e . Наконец, после того как положение прямолинейного участка найдено, для повышения точности определения угла его наклона максимально увеличим длину этого участка до появления недопустимых отклонений кривой $f(e)$ от прямой линии.

Результаты. В качестве примера рассмотрим реконструкцию типичного ЭЭГ-аттрактора здорового испытуемого в состоянии спокойного бодрствования («затылочное» отведение).

На рис. 1–4 показан ход процесса реконструкции аттрактора при выборе смещения соответственно 0,0025 с, 0,0225 с, 0,0375 с и 0,2500 с (частота дискретизации сигнала 400 Гц). Применялись как известные алгоритмы вычисления корреляционной суммы [25, 26], так и собственные [28]. Видно, что при слишком малых смещениях, при увеличении размерности реконструкции, практически исчезают прямолинейные участки на кривой $f(e)$, т.е. определить параметры аттрактора невозможно. Аналогичная ситуация наблюдается и при излишне больших смещениях.

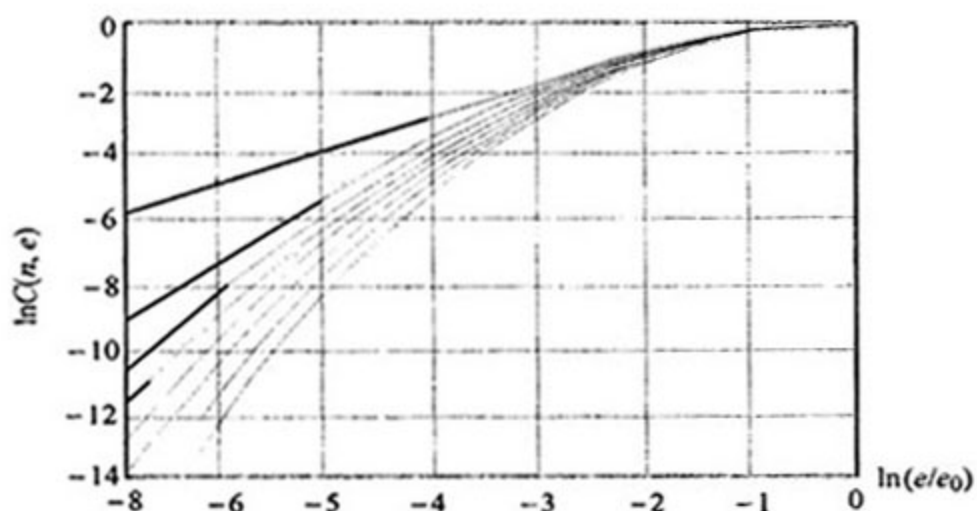


Рис. 1. Попытка реконструкции ЭЭГ-аттрактора при смещении 0,0025 с (рассмотреть размерности реконструкции больше 4 не удается)

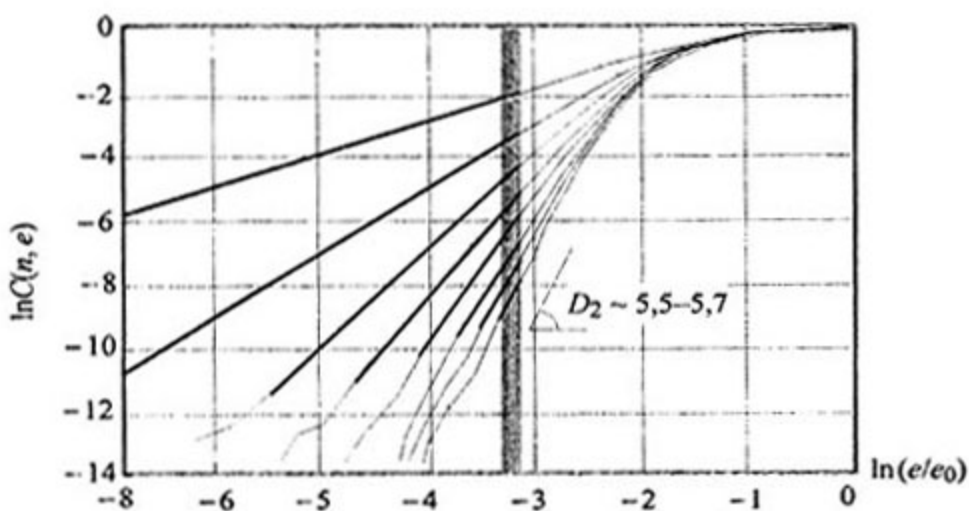


Рис. 2. Реконструкции ЭЭГ-аттрактора при смещении 0,0225 с (выделен участок масштабов, где можно реконструировать аттрактор)

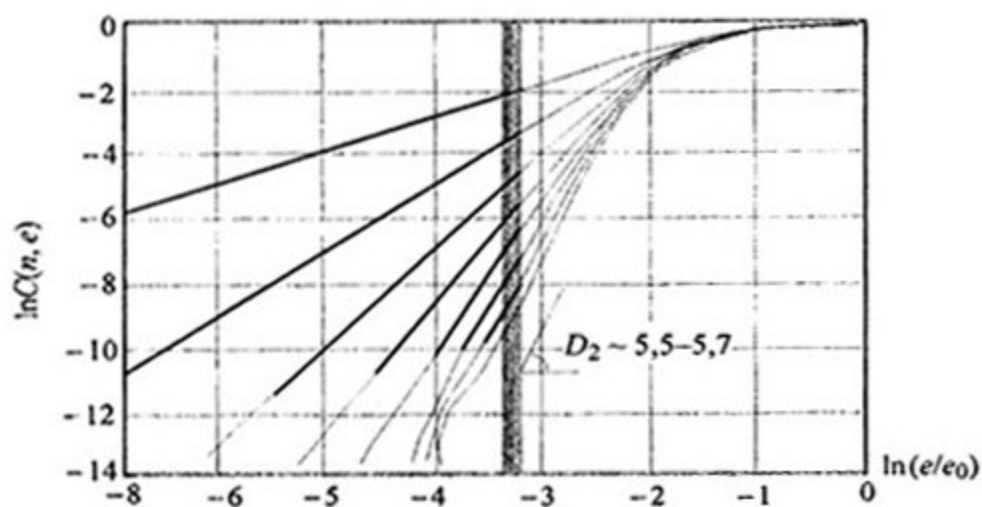


Рис. 3. Реконструкции ЭЭГ-аттрактора при смещении 0,0375 с (выделен участок масштабов, где можно реконструировать аттрактор)

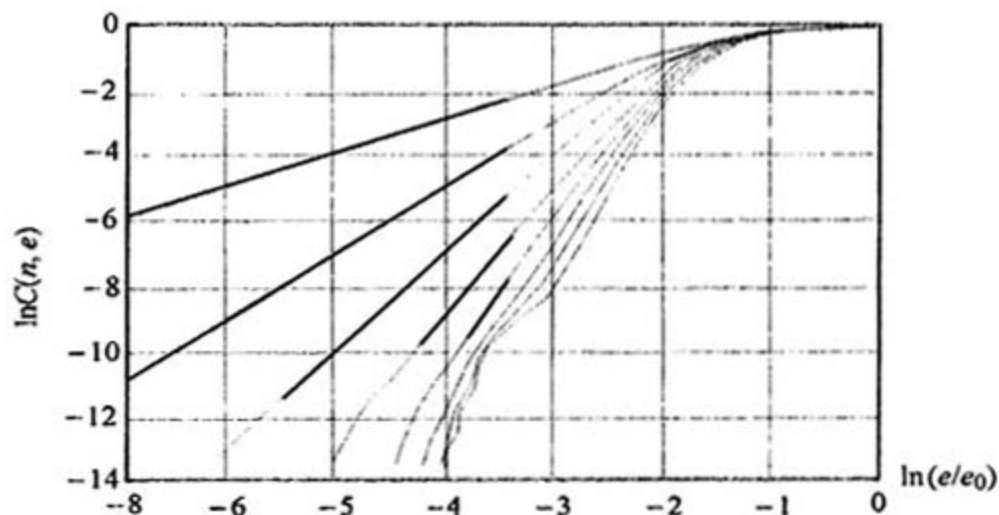


Рис. 4. Попытка реконструкции ЭЭГ-аттрактора при смещении 0,2500 с (рассмотреть размерности реконструкции больше 5 не удастся)

Практически в данном конкретном случае параметры ЭЭГ-аттрактора можно восстановить, когда смещение лежит в пределах $0,0225+0,0375$ с (см. рис. 2, 3). Если смещение меньше, то прямолинейные участки на кривой $f(e)$ имеются только при малой размерности реконструкции (рис. 1). Поскольку для реконструкции ЭЭГ-аттрактора такая размерность недостаточна, то параметры аттрактора установить невозможно. Если смещение больше, то ситуация аналогична и параметры аттрактора опять восстановить не удастся (см. рис. 4).

Смещение, отвечающее минимуму взаимной информации, равно 0,0200 с, а отвечающее нулю автокорреляционной функции — 0,0250 с, т.е. они оказались близкими к наименьшему приемлемому значению смещения. Смещение же, полученное по оценке «формы» аттрактора, оказалось равным 0,0325 с. Оно лежит где-то в середине интервала приемлемых значений смещения (в этом интервале максимальное отношение осей аттрактора не превышает 2,5). Именно поэтому ему отдается предпочтение, так как точность расчета корреляционной размерности и энтропии аттрактора при его использовании более высокая. Важно, что аналогичная ситуация, как правило, наблюдается и при реконструкции других характерных ЭЭГ-аттракторов.

Выводы. Разработанный метод выбора смещения с помощью оценки размеров осей восстановленного в фазовом пространстве аттрактора показал лучшие результаты, чем обычно применяемые методы выбора смещения с помощью автокорреляционной функции и функции взаимной информации. Метод обеспечивает более высокую точность восстановления параметров (корреляционной размерности и энтропии) ЭЭГ-аттрактора.

1. Майоров О.Ю., Фрицше Л.Н., Фрицше М., Прогнимак А.Б. и др. Оценка динамических систем мозга в состоянии спокойного бодрствования и при интеллектуальной нагрузке на основе энтропии Колмогорова-Синяя по ЭЭГ // Экспериментальна і клінічна медицина. — 2006. — № 3. — С. 143–148.
2. Майоров О.Ю., Фрицше Л.Н., Фрицше М. Оценка энтропии Колмогорова-Синяя по ЭЭГ у здоровых мужчин, с различной степенью общей тревожности // Вест. Харьков. нац. ун-та им. В.Н. Каразина. Сер. Биология. — 2006. — № 748. — С. 147–152.

3. *Fell J., Roschke J., Mann J.K., Schaffner C.* Discrimination of sleep stages: a comparison between spectral and nonlinear EEG measures // *Electroenceph. Clin. Neurophysiol.* — 1996. — **98**. — P. 401–410.
4. *Molecular* and non-linear electroencephalographic basis underlying the interaction between dopaminergic and cannabinoid transmission — the missing link between cannabis psychosis and schizophrenia / O.Yu. Mayorov, M. Fritzsche, A. Gluchov, D.W. Sleduk, S.M. Kosidubova, L.N. Timchenko // *The Intern. J. of Neuropsychopharmacology.* — 2004. — **7**, N 1. — P. 121.
5. *Van den Broek P.L.C., Van Egmond J., Van Luijckelaar E.L.J.M., Dirksen R.* Chaos in the EEG as a measure of sleep wake states in rats // *Sleep-wake Research in the Netherlands.* — 1996. — **7**. — P. 33–36.
6. *Crawford H.J., Clarke S.W., Kitner-Triolo M.* Self-generated happy and sad emotions in low and highly hypnotizable persons during waking and hypnosis: laterality and regional EEG activity differences // *Int. J. Psychophysiol.* — 1996. — **24**. — P. 239–266.
7. *Asymmetric Processing of Information in Development, Evolution and Psychopathology.* Special Issue / O.Yu. Mayorov, M. Fritzsche, L. Fritzsche, S. Kosidubova, A. Glukchov // *Brain Asymmetry in Development, Evolution and Psychopathology.* — 2006. — P. 311–342.
8. *Lutzenberger W., Stevens A., Bartels M.* Do schizophrenics differentiate between perception and imagination? An EEG study using dimensional analysis // *Neurosci. Lett.* — 1995. — **199**. — P. 119–122.
9. *An estimation of the first positive Lyapunov exponent of the EEG in patients with schizophrenia* / Dai-Jin Kim, Jaeseung Jeong, Jeong-Ho Chae, Seongchong Park, Soo Yong Kim, Hyo Jin Go, In-Ho Paik, Kwang-Soo Kim, Bomoon Choi // *Psychiatry Research: Neuroimaging Section.* — 2000. — **98**. — P. 177–189.
10. *Theiler J.* On the evidence for low-dimensional chaos in an epileptic electroencephalogram // *Phys. Lett.* — 1995. — **196**. — P. 335.
11. *Fraction of non-linear determinism in intracranial EEG recordings allows focus lateralization in mesial temporal lobe epilepsy* / R. Andrzejak, G. Widman, K. Lehnertz, P. David, C.E. Elger // *Epilepsia.* — 1998. — **39**, N 6. — P. 206.
12. *Non-linearity in invasive EEG recordings from patients with temporal lobe epilepsy* / M.C. Casdagli, L.D. Iasemidis, R.S. Savit, R.L. Gilmore, S. Roper, J.C. Sackellares // *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol.* — 1997. — N 102. — P. 98–105.
13. *Le Van Quyen M., Martinerie J., Adam C., Varela F.J.* Nonlinear analyses of interictal EEG map the brain interdependences in human focal epilepsy // *Physica D.* — 1999. — N 127. — P. 250.
14. *Lehnertz K., Elger C.E.* Neuronal complexity loss in temporal lobe epilepsy: effects of carbamazepine on the dynamics of the epileptogenic focus // *Electroencephalography. Clinical Neurophysiology.* — 1997. — **103**. — P. 376.
15. *Lehnertz K.* Non-linear time series analysis of intracranial EEG recordings in patients with epilepsy — an overview // *Intern. J. of Psychophysiology.* — 1999. — **34**. — P. 45–52.
16. *Quiñan Quiroga R., Arnhold J., Lehnertz K., Grassberger P.* Kulback–Leibler and renormalized entropy: Applications to EEGs of epilepsy patients // *Physics.* — 1999. — **2**. — P. 1–15.
17. *Weber B., Lehnertz K., Elger C.E., Wieser H.G.* Neuronal complexity loss in interictal EEG recorded with foramen ovale electrodes predicts side of primary epileptogenic area in temporal lobe epilepsy: A replication study // *Epilepsia.* — 1998. — **39**. — P. 922–927.
18. *Widman G., Lehnertz K., Elger C.E.* CPLXMON, a system for real-time, on-line monitoring of neuronal complexity loss in the ECOG of patients with temporal lobe epilepsy // *Ibid.* — 1995. — **36**, N 4. — P. 5.
19. *Spatio-temporal transition to epileptic seizures: Non-linear dynamical analysis of scalp and intracranial EEG recordings* / L.D. Iasemidis, J.C. Principe, J.M. Czaplewski, R.L. Gilmore, S.N. Roper, J.C. Sackellares // Ed. by F.H. Lopes da Silva, J.C. Principe, L.B. Almeida. — *Spatiotemporal models in biological and artificial Systems.* — Amsterdam: IOS Press, 1997. — P. 81–88.
20. *Nonlinear dynamics of epileptic seizures on basis of intracranial EEG recordings* / J.P. Pijn, D.N. Velis, M.J. van der Heyden, J. DeGoede, C.W. van Veelen, F.H. Lopes da Silva // *Brain Topogr.* — 1997. — **9**. — P. 249–270.

21. Майоров О.Ю., Вязовская О.В. Влияние острого и эмоционального хронического стресса на уровень энтропии Колмогорова–Синяя ЭЭГ крыс в условиях иммобилизации // Экспериментальна і клінічна медицина. --- 2006. --- № 4. --- С. 32–37.
22. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence // Ed. by D.A. Rand, L.S. Young. --- Dynamic Systems and Turbulence. Lecture Notes in Mathematics. --- Heidelberg: Springer-Verlag, 1981. --- 898. --- P. 366–381.
23. Grassberger P., Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors // Physica. --- 1983. --- D 9. --- P. 189–208.
24. Илустер Г. Детерминированный хаос. --- М.: Мир, 1988. --- 240 с.
25. Kantz H., Schreiber T. Nonlinear time series analysis. --- New York: Cambridge University Press, 2000. --- 304 p.
26. Малинецкий Г.Г., Потапов А.Б. Современные проблемы нелинейной динамики. --- М.: Эдиториал УРСС, 2002. --- 360 с.
27. Theiler J. Spurious dimension from correlation algorithms applied to limited time -- series data // Phys. Rev. A. --- 1986. --- 34, N 3. --- P. 335–340.
28. Майоров О.Ю., Фенченко В.Н. О вычислении параметров детерминированного хаоса при исследовании биоэлектрической активности мозга // Клиническая информатика и телемедицина. --- 2006. --- 3, вып. 4. --- С. 37–42.
29. Mayorov O.Yu. Multidimensional approach for evaluation of system activity of the brain by EEG // Health Data in the Inform. Society. Proceedings of MIE'2002. IOS Press. --- 2002. --- 90. --- P. 61–65.

Харьковская медицинская академия последипломного образования Министерства здравоохранения Украины,
 Научно-исследовательский институт охраны здоровья детей и подростков АМН Украины, Харьков,
 Институт медицинской информатики и телемедицины, Харьков,
 Институт низких температур НАН Украины, Харьков

Получено 12.06.2007

