

9. Горбань А.Н., Россиев Д.А. Нейронные сети на персональном компьютере. – Новосибирск: Наука, 1996.
12. Калмыков В.Л. и др. // Биомед. химия. – 2004. – Т. 50, прил. №1. – С. 195–203.
14. Дадашев С. и др. // ВНМТ. – 2006. – Т. XIII, №4. – С. 16.
15. Emmecche K. (1999) Theoretical Biologists, Philosophers of Biology, Historians of Biology and scholars of Social Studies of Biology, <http://www.nbi.dk/emmeche/theobiophi.html>.
16. Белозурова В.А. Научная организация учебного процесса. – М.: ГЭОТАР – Медиа, 2006.
18. Fu H.C., Shann J.J. // Int. J. Neural Syst. – 1994. – Vol.5, №1. – P.13–22.
19. McCulloch W. A., Pitts W. //, Bull. Math. Biophys. – 1943. – № 5. – P. 115–133.
20. Stefanuk V.L. Expert systems and its applications. – Part 2. – Minsk, 1990. – P.36–55.
22. Каллан Р. Основные концепции нейронных сетей. – М., 2001.
23. Ruanet V.V., Khetagurova A.K. // Educational Technology & Society. – 2005. – Vol.8, №4. – P. 296–317.
25. Беспально В.П. Педагогика и прогрессивные технологии обучения. – М.: Изд. института проф. обр. России, 1995.
28. Голицына И.Н. // Информационные технологии и общество. – Т.6, №2. – 2003. – С. 77–83.

THE USE OF NEUROINFORMATION TECHNOLOGIES FOR COMPLEX DECISION OF MEDICO-BIOLOGICAL PROBLEMS

V.V. RUANET, A.A. KHADARTSEV, A.K. KHETAGUROVA

Summary

The obtained results allow to confirm that the introduce of neuroinformatics in medico-biological education of specialists is effective way of the improving of quality of learning by means of the use of new information technologies which provide for the intellectualization, the realization of individual-active approach, the scientific-research development and the innovation activity of student

Key words: neuroinformatics, medico-biological education

УДК 616-007; 517.988

ПРИМЕНЕНИЕ АППАРАТА НЕЛИНЕЙНОГО АНАЛИЗА ДИНАМИЧЕСКИХ СИСТЕМ ДЛЯ ОБРАБОТКИ СИГНАЛОВ ЭЭГ.

А.А. МЕКЛЕР*

В последние два десятилетия получили распространение методы анализа ЭЭГ, основанные на применении формального аппарата теории динамических систем и, в частности, детерминированного хаоса. Результаты их применения относительно легко интерпретируются в терминах физиологических моделей, реализующих системный подход в изучении нейрофизиологических процессов, – учения А.А. Ухтомского о доминанте, теории функциональных систем Анохина П.К. работ Швыркова В.Б. Одной из величин, вычисляемых при помощи данного формального аппарата, является корреляционная размерность восстановленного аттрактора (D_2) ЭЭГ. При помощи этой величины можно судить, насколько генерализованно протекают процессы в головном мозге, или насколько вариативна его деятельность. Вычисление этой величины сопряжено с рядом трудностей. Во-первых, математические теоремы и разработанные на их основе алгоритмы имеют теоретическое обоснование лишь для бесконечных и не замкнутых хаотических процессов. ЭЭГ не удовлетворяет этим условиям. Во-вторых, вычислительные процедуры, применяемые разными исследователями, могут несколько различаться между собой, и на данный момент не существует единого мнения относительно выбора параметров для вычислений. Это ведет к трудностям при сравнении результатов, полученных в разных лабораториях. В-третьих, на одном из этапов процедуры вычислений требуется участие оператора для субъективного выбора вычислительных параметров. В итоге обработка больших объемов экспериментальных данных крайне трудоёмка.

Здесь предложен алгоритм автоматического вычисления D_2 , позволяющий обрабатывать большие объёмы экспериментальных данных в потоковом режиме. Данный алгоритм адаптирован для сигналов ЭЭГ и для его реализации применены процедуры, представленные в весьма распространённом проекте TISEAN [1], что делает его доступным широкому кругу пользователей. Напомним, что в основе вычисления D_2 лежит теорема Такенса [2], пользуясь которой по динамике одного временного ряда можно судить об эволюции всей системы, порождающей его, построив псевдоаттрактор, обладающий такими же метрическими характеристиками, как аттрактор системы в фазовом пространстве. Вычисление корреляционной размерности проводится с использованием псевдоаттрактора, что избавляет от необходимости реконструкции самой динамической системы, породившей исследуемый временной ряд. Более детально процедура вычисления состоит в следующем.

Пусть имеется исходный процесс $X_0(t)$ – последовательность измеренных мгновенных значений переменной x . Мы можем отобразить данную последовательность в n -мерное пространство так, чтобы каждое значение данного временного ряда $x(t_i)$ отображалось в точку этого пространства с координатами $\{x(t_i), x(t_i + \tau) \dots x(t_i + (n-1) \cdot \tau)\}$. Согласно теореме Такенса, можно подобрать такие глубину погружения n и лаг τ , что полученное в результате описанного преобразования множество точек будет обладать топологическими характеристиками аттрактора исследуемой системы (для бесконечного ряда τ может быть любым). Данное n -мерное пространство называется пространством вложения или лаговым пространством; множество точек, моделирующее исходный аттрактор – псевдоаттрактором или восстановленным аттрактором.

Собственно вычисление D_2 основано на следующем принципе [3]. Возьмём некоторую точку x_i , принадлежащую аттрактору, восстановленному в n -мерном лаговом пространстве, и посчитаем, сколько точек этого аттрактора отстоят от неё на расстояние, не превышающее некоторую величину ε . Повторим эту процедуру для следующих точки и т.д. В результате мы сможем вычислить некоторую величину:

$$C(\varepsilon) = \frac{1}{N^2} \sum_{\substack{i,j=1 \\ i \neq j}}^N \Theta(\varepsilon - |x_i - x_j|)$$

где $\Theta(x)$ – функция Хевисайда – $\Theta(x) = \begin{cases} 0 & x < 0, \\ 1 & x > 0 \end{cases}$

$|x_i - x_j|$ – расстояние между образами i -й и j -й точек временного ряда в восстановленном аттракторе.

Эта зависимость называется корреляционным интегралом. При этом для малых значений ε мы можем записать:

$$C(\varepsilon) \propto \varepsilon^{D_2}, \text{ откуда } D_2 \approx \frac{\log C(\varepsilon)}{\log \varepsilon},$$

где D_2 – размерность восстановленного аттрактора.

Размерность восстановленного аттрактора можно определить как наклон линейного участка графика зависимости $\log C(\varepsilon)$ от $\log \varepsilon$ (рис.1). Этому участку соответствует плато на так называемом графике Раппа, который представляет собой значения вышеупомянутых наклонов (рис. 4-а). Размерность D_2 вычисляется как среднее значение графика Раппа в интервале, соответствующем данному плато – в т.н. области измерения (scaling region). Для того чтобы правильно определить D_2 таким способом, необходимо правильно подобрать величину лага τ и размерность лагового пространства n (или D_{emb}).

Размерность лагового пространства D_{emb} можно подобрать такой, при которой наступает насыщение графика зависимости $D_2(D_{emb})$, последовательно вычисляя величину D_2 для разных значений D_{emb} . Если исследуемый процесс – стохастический, то насыщения не наступит (рис. 2).

Вычисление корреляционной размерности восстановленного аттрактора при обработке ЭЭГ. Процедуру вычисления D_2 можно разбить на 3 этапа: вычисление $C(\varepsilon)$ для различных значений D_{emb} ; поиск линейного участка зависимости $\log C(\varepsilon)$ от $\log \varepsilon$ и определение его наклона для каждого значения D_{emb} ; определение оптимального значения D_{emb} и соответствующей ему величины D_2 . При работе с реальными процессами, в частности с

* Институт мозга человека РАН, 193376, С-Петербург, ул. акад. Павлова 9

процессами электрической активности головного мозга, на каждом из этих этапов исследователь сталкивается с рядом проблем. Для удобства изложения рассмотрим сначала второй этап.

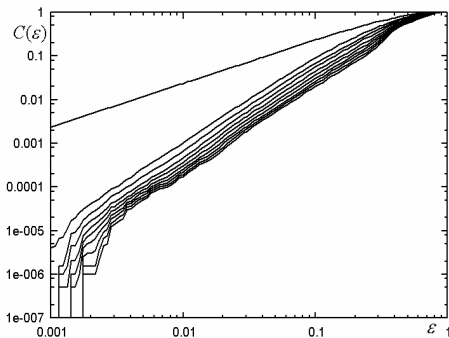


Рис. 1. Корреляционный интеграл аттрактора системы Лоренца, вычисленный для десяти значений размерности лагового пространства – от 1 до 10.

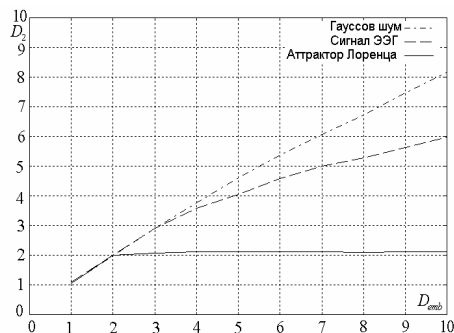


Рис. 2. Значения корреляционной размерности аттракторов, вычисленные при различных размерностях лагового пространства.

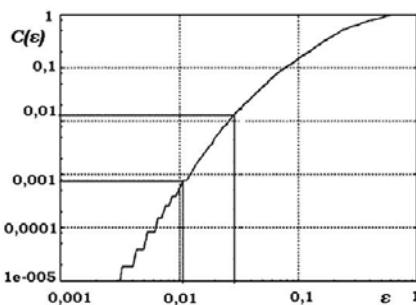


Рис. 3. Определение границ области измерения по J.C. Sprott.

Поиск области измерения. Здесь основной задачей является автоматизация процедуры. Очень простой метод её решения используется в компьютерной программе CDA (автор – J.C. Sprott) [4]. Здесь искомый участок определяется непосредственно из графика $C(\epsilon)$, построенного в двойном логарифмическом масштабе. График строится только для значений $C(\epsilon)$, лежащих в пределах от 10^{-5} до 1 – при приведении исходного ряда к интервалу $[0,1]$. Затем берётся участок, проекция которого на вертикальную ось приходится на середину этой оси и занимает $1/4$ указанного диапазона (рис. 3). Значения ϵ , соответствующие концам этого участка, принимаются как границы области измерения. Несмотря на грубость, этот метод даёт вполне удовлетворительные результаты.

При обработке большого количества ЭЭГ возможны случаи, когда задаваемые таким образом границы участка измерения не будут соответствовать границам плато. При статистической обработке опытных данных это приводит к увеличению случайной погрешности. Применяя оценку Такенса [1. 5], мы расширяем границы плато, в результате чего увеличивается вероятность попадания на него заданного нами участка измерения (рис. 4-6).

Сочетание метода Спротта и оценки Такенса дало на модельных процессах хорошие результаты – вычисленные таким образом корреляционные размерности восстановленных аттракторов Лоренца и Хенона составили соответственно 2,063 и 1,256 (принято, что их численные значения равны 2,06 и 1,26 соответственно). На модельных рядах погрешность вычислений, произ-

ведённых с помощью метода Спротта и его модификаций [6] без применения оценки Такенса, оказалась несколько выше.

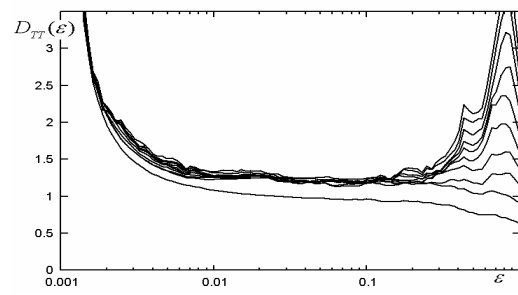
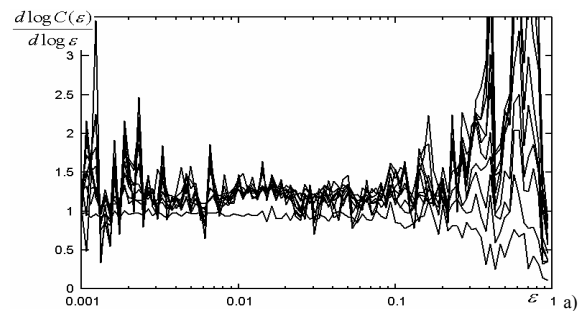


Рис. 4. Графики Раппа, построенные для аттрактора Хенона при различных значениях D_{emb} – от 1 до 10. а) обычное вычисление корреляционной функции; б) оценка Такенса (Takens estimator).

Выбор оптимальной размерности лагового пространства D_{emb} . После того, как для каждого значения D_{emb} вычислена размерность восстановленного аттрактора, необходимо выбрать оптимальную её величину. На модельных временных рядах это нетрудно (рис. 2). При работе же с ЭЭГ наличие шумов приводит к тому, выраженного насыщения зависимости $D_2(D_{emb})$ не наступает, и кривая выглядит так, как показано на рис. 2. Самое простое, что можно сделать в этом случае – задаться размерностью пространства вложения заведомо большей, чем предполагаемая размерность восстановленного аттрактора, и использовать её для всех вычислений в рамках одного эксперимента. Полученная в результате величина хотя и не является размерностью D_2 в строгом смысле, но вполне пригодна для оценки изменения стохастичности ЭЭГ в изменяющихся условиях эксперимента. Накопленный на сегодняшний день опыт исследований показывает, что в зависимости от применяемых методов вычислений и условий эксперимента D_2 для ЭЭГ принимает значения от 4 до 8 [7, 8]. Если говорить о верхнем ограничении величины D_{emb} , то здесь нужно помнить о том, что с возрастанием D_{emb} сильно увеличивается время, затрачиваемое на вычисление $C(\epsilon)$. В связи с этим, на наш взгляд есть смысл задаваться величиной $D_{emb}=10$.

Вычисление корреляционного интеграла. На этом этапе исследования мы сталкиваемся с противоречивыми требованиями к сигналу ЭЭГ: поскольку теоремы, касающиеся вычисления D_2 сформулированы и доказаны для бесконечных последовательностей, с одной стороны исследуемый участок ЭЭГ должен быть стационарным, а с другой – достаточно протяжённым. Существуют различные критерии, определяющие минимальную длину ряда, позволяющую избежать систематических ошибок при вычислении. Критерий А. Цониса определяет минимальную длину ряда $N > 10^{2+0.4 D_2^2}$ [9], D_2 может принимать значения в пределах 3–8 (в зависимости от способа её вычисления и условий эксперимента). Подставляя в формулу максимальное её значение, получаем минимальную длину ряда около 160000 отсчётов, что соответствует ~10 мин. регистрации при частоте квантования 250 Гц.

Данное требование удаётся соблюсти лишь в редких случаях. Его нарушение приводит к тому, что возникает необходимость, во-первых, вычисления величины лага (для бесконечного временного ряда он может быть любым), и, во-вторых, дополнительных модификаций алгоритма вычислений. В настоящее время, насколько известно автору, не существует универсальных алгоритмов, позволяющих правильно определить величину τ . Можно пользоваться лишь некоторыми рекомендациями. Основная идея заключается в том, что координаты точек аттрактора

должны быть независимы друг от друга. Поэтому выбирают τ , равное расстоянию до точки первого минимума абсолютного значения автокорреляционной функции процесса.

Существует иная альтернатива этому методу – функция взаимной информации, которая отражает как линейную, так и нелинейную связь между двумя переменными [10]:

$$S(\tau) = - \sum_{i,j} p_{ij}(\tau) \ln \frac{p_{ij}(\tau)}{p_i p_j}$$

Разобьём числовой отрезок, равный размаху амплитуды сигнала, на несколько интервалов. Тогда p_i – вероятность, с которой элемент временного ряда может оказаться в i -м интервале, $p_i - j$ -м, а $p_{ij}(\tau)$ – совместная вероятность того, что один элемент временного ряда окажется в i -м интервале, а другой, взятый с задержкой τ – в j -м. В терминах этих вероятностей стоит функция взаимной информации, приведенная выше. Оптимальность выбора τ этим способом строго доказана только для $D_{emb}=2$ [10]. В остальных случаях результат расчёта носит рекомендательный характер. Заметим, что при обработке ЭЭГ иногда задаются фиксированным, например, единичным лагом, т.е. равным времени квантования сигнала [11, 12] при его аналого-цифровом преобразовании. Это может быть оправдано, так как результат вычисления D_2 с предварительным вычислением лага всё равно подвержен систематической ошибке. Полученная величина позволяет оценить стохастичность исследуемого процесса и вполне пригодна для оценки изменений D_2 в различных условиях эксперимента [7]. В существующих комплексах регистрации ЭЭГ обычно принята частота выборки равная 100–500 Гц, что вполне приемлемо с точки зрения выбора τ .

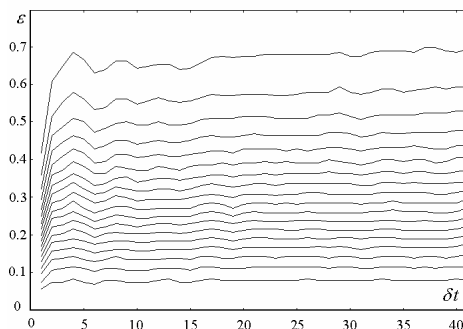


Рис. 5. Графики пространственно-временного разделения (space-time separation plots), построенные для сигнала ЭЭГ. (хаотических процессов или сигнала ЭЭГ между этими понятиями связи пока не установлено)

Во избежание погрешностей, связанных с недостаточной протяжённостью исходного временного ряда, Дж. Тейлером (J. Theiler) была предложена модификация алгоритма вычислений [13, 1]. Суть её заключается в том, чтобы исключить из вычислений пары точек, расстояние между которыми в исходном временном ряде меньше, чем w шагов, так как наличие скоррелированных точек приводит к погрешностям при вычислении $C(\epsilon)$. Величина w называется окном Тейлера. Один из наиболее интересных способов определения оптимального размера окна Тейлера реализуется с помощью графика пространственно-временного разделения [13, 1]. Этот график представляет собой кривую равной плотности вероятности того, что две точки временного ряда, находящиеся на расстоянии δt окажутся в восстановленном аттракторе на расстоянии, не превышающем ϵ . При этом строится семейство кривых, соответствующих разным значениям плотности вероятности. На рис. 5 показано семейство графиков пространственно-временного разделения для плотностей вероятности, взятых с шагом 0,05. Размер окна Тейлера можно определить как величину δt , соответствующую точке первого локального максимума, общего для всех кривых [1].

Для построения семейства графиков пространственно-временного разделения необходимо задаться величинами τ и D_{emb} – такими же, как при вычислении корреляционного интеграла. Для D_{emb} это возможно в случае, если её значение выбирается фиксированным (например, в нашем случае – 10). Определение размера окна Тейлера при помощи графиков пространственно-временного разделения может оказаться проблематичным в связи с тем, что общий для всех графиков максимум не всегда бывает достаточно ярко выражен. При этом возможны случаи, когда

такого максимума может вообще не существовать. Однако можно попытаться упростить задачу. Например, задаваться точкой первого максимума того графика, у которого она наиболее удалена от начала координат. Дальнейшее упрощение вытекает из применённого способа поиска области измерения. Из рис. 3 видно, что область измерения всегда определена лишь для некоторого интервала значений ϵ (которому соответствуют значения $C(\epsilon)$, находящиеся в интервале $[7.49 \cdot 10^{-4}, 1.33 \cdot 10^{-2}]$). Каждый график пространственно-временного разделения также имеет своей областью значений некоторый интервал ϵ (рис. 5). Таким образом, мы можем отбросить некоторые графики пространственно-временного разделения. А именно те, область значений которых не пересекается с интервалом значений ϵ , составляющим область измерения. Заранее нам этот интервал не известен, однако можно предположить, что существуют достаточно большие величины ϵ , которые никогда не попадут в область измерения – во всяком случае, такую, какой мы её находим описанным в предыдущих разделах способом.

Попробуем определить такое ϵ , что большие его значения не могут попасть в область измерения ни при каких обстоятельствах. Если такая величина существует, то для каждой размерности лагового пространства она имеет своё значение. Определить её можно исходя из соображений: чем больше размерность восстанавливаемого аттрактора, тем сильнее наклон зависимости $C(\epsilon)$, что соответствует смещению участка измерения в сторону больших значений ϵ . При этом величина максимального её наклона не может превышать размерности лагового пространства. Если рассмотреть гипотетическую зависимость $C(\epsilon)$ с максимальным наклоном, максимальное значение ϵ – обозначим его ϵ_{max} – принадлежащее участку измерения, будет искомым величиной для данной размерности лагового пространства (рис. 6). При значениях, превышающих её, D_2 не вычисляется и графики пространственно-временного разделения можно не рассматривать.

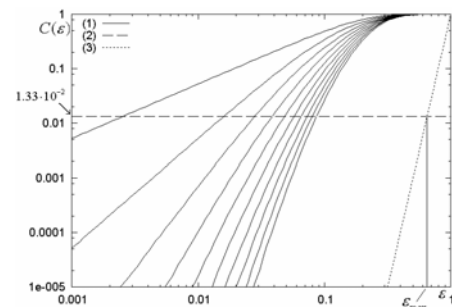


Рис. 6. Определение значения ϵ_{max} для $D_{emb}=10$. (1) – $C(\epsilon)$, вычисленный для сигнала ЭЭГ; (2) – $C(\epsilon) = 1.33 \cdot 10^{-2}$; (3) – $C(\epsilon)$, наклон которого максимален при $D_{emb}=10$.

Значение ϵ_{max} можно вычислить по формуле:

$$\epsilon_{max} = 10^{\frac{\lg C_{max}(\epsilon)}{D_{emb}}}$$

где $C_{max}(\epsilon)$ – максимальное значение корреляционного интеграла на участке измерения. Поскольку в нашем случае максимальное значение $C_{max}(\epsilon)$ составляет $1.33 \cdot 10^{-2}$

$$\epsilon_{max} = 10^{\frac{\lg 1.33 \cdot 10^{-2}}{D_{emb}}} \approx 10^{\frac{-1.876}{D_{emb}}}$$

Например, для $D_{emb}=10$, $\epsilon_{max} \approx 0.645$. Такой способ, будучи наиболее корректным с математической точки зрения, позволяет отсеять лишь незначительную часть семейства графиков пространственно-временного разделения. Однако можно получить другое – меньшее – значение ϵ_{max} . Можно построить график зависимости $C(\epsilon)$, вычисленной для гауссова шума (полученного, например, при помощи входящей в состав пакета TISEAN программы makenoise.exe), и вычислить ϵ_{max} для этого графика по аналогии с предыдущим случаем. При этом мы делаем допущение, что локальные наклоны зависимости $C(\epsilon)$, вычисленной для сигнала ЭЭГ, будут меньше, чем в случае с гауссовым шумом при любых ϵ (рис. 7).

Заметим, что допущение, сделанное для сигнала ЭЭГ, может не работать при исследовании сигналов другой природы.

В результате численного эксперимента была получена величина $\varepsilon_{\max}$ для $D_{\text{emb}}=10$. Она составляет примерно 0.16.

На основе приведённых соображений предлагается следующий способ определения размера окна Тейлера. Рассмотрим частный случай, приведённый на рис. 8. На этом рисунке изображён только наиболее важный фрагмент графиков.

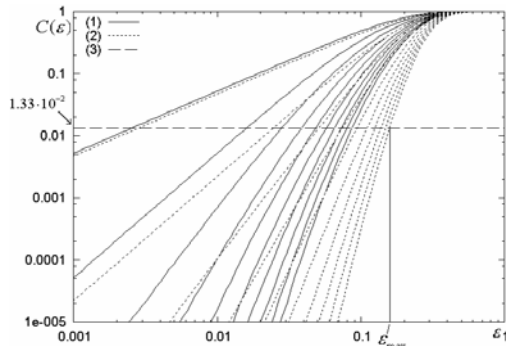


Рис. 7. Корреляционный интеграл, вычисленный для сигнала ЭЭГ – (1), и для гауссова шума – (2). (3) – $C(\varepsilon) = 1.33 \cdot 10^{-2}$

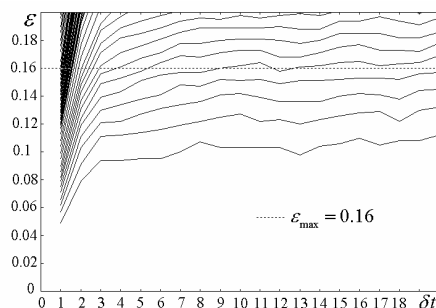


Рис. 8. Определение размера окна Тейлера при помощи графиков пространственно-временного разделения.

Те графики, которые находятся целиком выше прямой $\varepsilon = \varepsilon_{\max}$ (приведён вариант для $D_{\text{emb}}=10$ и $\varepsilon_{\max}=0.16$), можно вообще не рассматривать. Для графиков, которые находятся ниже этой прямой, следует найти такой, у которого первый максимум наиболее удалён от начала координат. В этом случае окно Тейлера будет иметь достаточный размер вне зависимости от значения ε . На рис. 8 это будут второй и третий снизу графики. Для обоих графиков первый локальный максимум будет находиться на расстоянии 10 отсчётов. Теперь рассмотрим графики, которые пересекают прямую $\varepsilon = \varepsilon_{\max}$. Нас интересуют только те их участки, которые находятся ниже этой прямой. При этом начала участков, расположенных выше этой прямой, можно в расчётах условно принимать за локальные максимумы. В приведённом примере такими графиками являются все графики, расположенные выше четвёртого снизу. Наибольший интерес представляет пятый снизу график, так как он пересекает прямую $\varepsilon = \varepsilon_{\max}$ дальше всех от начала координат. Эта точка пересечения находится на расстоянии 9 отсчётов от начала координат. Это ближе, чем первый локальный максимум второго и третьего снизу графиков. Таким образом, искомый размер окна Тейлера будет равен десяти.

Реализация алгоритмов вычисления D_2 в автоматическом режиме при помощи пакета программ TISEAN. Итак, для того, чтобы вычислить D_2 в автоматическом режиме необходимо, задавшись величиной лага τ и размером окна Тейлера w , вычислить корреляционный интеграл для фиксированного значения D_{emb} . После этого, применив оценку Такенса и воспользовавшись методом Спротта, получить значение D_2 . Большую часть этих операций позволяют сделать программы, входящие в состав пакета TISEAN и лишь для выполнения нескольких несложных процедур и интеграции всех программ в единый комплекс необходима дополнительная программа. Для построения функций автокорреляции или взаимной информации можно использовать соответственно программы autocor.exe или mutual.exe; график пространственно-временного разделения строится при помощи программы str.exe. Для вычисления корреляционного интеграла лучше всего применить программу d2.exe; оценки Такенса – c2t.exe. Данные программы можно интегрировать в программный

комплекс, структурная схема которого представлена на рис. 9 и 10. На рис. 9 показана структурная схема алгоритма определения параметров τ и w , а на рис. 10 – вычисления D_2 при заданных параметрах τ , w и D_{emb} . В этом комплексе в дополнительной программе реализованы процедуры поиска первого локального минимума функции взаимной информации при вычислении τ «(1)», поиска точки первого локального максимума «(2)», общего для семейства графиков пространственно-временного разделения, и вычисления D_2 методом Спротта. Последнюю процедуру можно разбить на три части – поиск интервала значений ε , в котором вычисляется D_2 «(3)», поиск соответствующего этому интервалу участка графиков Раппа «(4)», и, собственно, вычисление D_2 , как среднего значения графика Раппа на участке измерения «(5)».

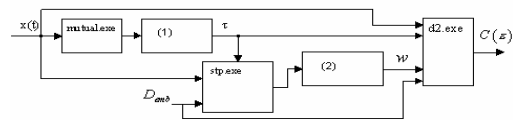


Рис. 9. Определение величин τ и w (пояснения в тексте).

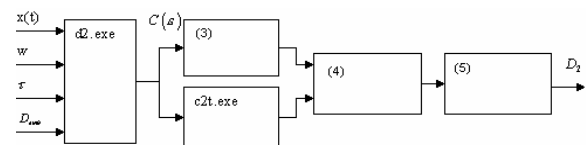


Рис. 10. Вычисления D_2 при заданных величинах τ , w и D_{emb} (пояснения в тексте)

Программа, интегрирующая алгоритмы TISEAN в единый комплекс, доступна по адресу в сети Интернет <http://mekler.narod.ru/science/chaos.html>.

В заключение автор выражает благодарность Ю. А. Куперину и С. Г. Данько за их неоценимое содействие в подготовке окончательного варианта статьи и многочисленные советы.

Литература

1. Hegger R. et al. Practical Implementation of Nonlinear Time Series Methods. In: The TISEAN package, CHAOS 9, 413, 1999.
2. Takens F. Detecting strange attractors in turbulence. In: D.A. Rand and L.S. Young, editors, Dynamical Systems and Turbulence, Warwick 1980, Lecture Notes in Mathematics, 898, 366–381. Springer, Berlin, 1981.
3. Grassberger P., Procaccia I. // Physical Review Letters.– 1983.– Vol.50.– P. 346–349.
4. Sprott J. C., Rowlands, G. Chaos data analyzer; the professional version. AIP, NY, 1995.
5. Takens F. On the numerical determination of the dimension of an attractor. In: Dynamical systems and bifurcations (Eds. B.L.J. Braaksma, H.W. Broer and F. Takens). Lect. Notes in Math. 1125, Springer, Heidelberg, 1985.
6. Harikrishnan K. P. et al. A non subjective approach to the GP algorithm for analyzing noisy time series. Physica D: Nonlinear Phenomena.– 2006.– Vol. 215, Issue 2.– P. 137–145.
7. Elbert T. et al. // Physiol. Rev.– 1994.– Vol. 74, №1, P.1–47.
8. Das A., Das P. // Complexity.– Vol. 7, №3.– 2002.
9. Tsotis A. Chaos: from Theory to Applications. NY. Premium Press, 1992.
10. Fraiser A., Swinney H. // Physic Rev A.– 1986.– №2.– 1134.
11. Widman G. et al. // Physic Rev. A.– 2000.– Vol.62.– P. 4898.
12. Lehnertz K., Elger C. E. // Physical Rev. Letters.– 1998.– Vol.80, №22.– P. 5019–5022.
13. Theiler J. // Physical Rev. A.– 1986.– №3.– P. 2427.
14. Provenzale A. et al. // Physica D.– 1992.– Vol.58.– P. 31.

THE USE OF THE APPARATUS OF NONLINEAR ANALYSIS OF DYNAMIC SYSTEMS FOR DATA PROCESSING OF ELECTROENCEPHALOGRAM

A.A. MEKLER

Summary

The value, which characterizes the EEG, is the correlation's dimension of reconstructed attractor (D_2). This value allows to evaluate the variability of brain human activity. In the article the author presents the calculation method of value similar with D_2 . This value don't corralation's dimension but it allows to estimate the variability of

brain processes. The value can be calculate without operator and due to realize the experimental data processing in short time

Key words: attractor, correlation's dimension

УДК 617.753.2-053.5: 615.851

УСПЕШНОСТЬ И ЭФФЕКТИВНОСТЬ ПРИМЕНЕНИЯ МЕТОДА
БИОЛОГИЧЕСКОЙ ОБРАТНОЙ СВЯЗИ ПО
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЕ У ДЕТЕЙ С РАНОПРИБРЕТЕННОЙ
МИОПИЕЙ В ЗАВИСИМОСТИ ОТ ИСХОДНОЙ БИОЭЛЕКТРИЧЕСКОЙ
АКТИВНОСТИ ГОЛОВНОГО МОЗГА И ИНДИВИДУАЛЬНОГО
ВОСПРИЯТИЯ ВРЕМЕНИ

С.Л. МЕЛЬНИКОВА*, В.Ю. МУРАВЬЕВ**

Современное состояние здоровья детей вызывает серьезную озабоченность. Существенные изменения регистрируются в психоэмоциональной и соматической сфере ребенка. В условиях интенсификации учебного процесса и увеличения информационных воздействий, особенно через зрительный анализатор, у детей младшего школьного возраста адаптационные механизмы работают с высокой степенью напряжения. Это отражается на состоянии органа зрения, что приводит к ослаблению аккомодационной функции и развитию близорукости [1], и на общем состоянии ребенка, в результате чего снижаются его адаптационные возможности. Изменения в функциональном состоянии центральной нервной системы и ее вегетативного отдела происходят в сенситивный период начального обучения ребенка в школе [2], т.е. в возрасте 7–9 лет. Исследованиями [3] показана роль вегетативной нервной системы (ВНС) в развитии отдельных форм миопии у детей дошкольного и школьного возрастов. Эффективными способами коррекции состояния ВНС являются методы биологической обратной связи (БОС), разработанные в 70-х годах прошлого века. Они являются одним из возможных путей коррекции дисадаптационных расстройств. К этим методам следует отнести ЭЭГ-БОС-коррекцию зрения (метод БОС по электроэнцефалограмме) с выделением параметров α -, β -, и θ -ритмов, выбранных для управления. Метод позволяет на основе объективной регистрации показателей ЭЭГ не только оценивать функциональное состояние ЦНС но и целенаправленно проводить его коррекцию с помощью возможностей самого пациента. [4]. Однако в литературе нет информации об изменениях тонуса и реактивности ВНС у детей под влиянием ЭЭГ-БОС-коррекции зрения, что, вероятно, связано со сложностью наблюдений за данной категорией пациентов и ограниченностью использования у них инвазивных и трудоемких методов исследования. Однако существуют способы, позволяющие характеризовать одновременно состояние ВНС и сердечно-сосудистой системы (ССС), к ним можно отнести кардиоинтервалографию (КИГ)[4], которая характеризует состояние активности симпатического, парасимпатического отделов, а также уровень гуморальной регуляции. Работами [8] показано, что общее состояние организма и его адаптационные возможности можно также оценивать с помощью исследования особенностей восприятия времени. Молодые люди разного типа вегетативного реагирования по-разному оценивают течение времени. При этом в литературе отсутствуют сведения об изменении общего состояния детей при ЭЭГ-БОС-коррекции зрения.

Существует множество работ, посвященных оценке успешности и эффективности применения ЭЭГ-БОС-коррекции, которые интерпретируются по разным показателям [10]. Оценка успешности – способ определения сдвига регулируемого параметра в заданном направлении. Если целью сеансов БОС ставится увеличение α -активности мозга, то этот параметр будет являться показателем успешности. Успешное применение ЭЭГ-БОС-терапии в ходе коррекции зрительных нарушений определяется по состоянию α -активности каудальных областей головного мозга [12]. Зрительный анализатор является наиболее функционально реактивной сенсорной системой. В связи с этим состояние β -ритма в биоэлектрической

активности (БЭА) головного мозга возможно использовать не только как показатель переработки и интеграции зрительной афферентации, но и в качестве индикатора наиболее оптимального состояния корково-подкорковых взаимоотношений [6], в результате чего нормализуется работа регуляторных систем. При оптимизации работы центральных механизмов происходит улучшение работы периферических органов, что выражается различными эффектами со стороны ССС, ВНС и других систем. В отличие от успешности, эффективность применения ЭЭГ-БОС-терапии определяется сдвигами параметров, отражающих состояние неспецифических адаптационных механизмов. Изменения в функциональном состоянии (ФС) организма под влиянием лечебных факторов, можно оценить по характеру регуляции сердечного ритма в покое и при применении клино-ортостатической пробы (КОП). Метод КИГ в этом случае позволяет регистрировать не только изменения показателей сердечного ритма, но и состояние, и реактивность ВНС [3]. Для оценки степени активации центральных регуляторных механизмов ВНС используются показатели исходного вегетативного тонуса (ИВТ) и вегетативной реактивности (ВР).

Цель исследования – оценка успешности и эффективности применения метода ЭЭГ-БОС-коррекции в зависимости от исходной фоновой БЭА головного мозга и особенностей индивидуального восприятия времени.

Материалы и методы. Исследования выполнены с участием 62 детей в возрасте 7–9 ($M=8,7$) лет с миопией слабой степени ($M=3,05$). Всем пациентам было проведено полное офтальмологическое обследование, включающее визометрию по оптотипам Снеллена с использованием диагностического пакета программ «Нейрокор3.1.В», рефрактометрию в состоянии циклоплегии, определение состояния аккомодационной функции органа зрения – запаса относительной аккомодации (ЗОА), офтальмоскопию, а также регистрацию фоновой биоэлектрической активности. Во время лечебного ЭЭГ-БОС-сеанса с использованием пакета программ «Нейрокор 3.1.В» (кабинет БОС-коррекции зрения) проводилась регистрация фоновой биоэлектрической активности затылочных областей головного мозга в зоне проекции корковых зрительных центров. Для прецизионного управления α -активностью из суммарной ЭЭГ выделялся диапазон частот с дальнейшим интегральным преобразованием амплитуды α -активности, которая используется для генерации сигналов внешней обратной связи. Для формирования состояния релаксации в ходе сеансов поощрялось повышение α -активности. Полный курс адаптивного биоуправления составлял 15 сеансов, длительность каждого – до 30 мин. Оценка состояния ИВТ и ВР проводилась по данным КИГ с применением КОП. Запись ЭКГ проводилась в II ст. отведении. Регистрировалось ≥ 100 кардиоинтервалов (R-R) в положении лежа и ≥ 100 – сразу после перехода в положение ортостаза. По показателям моды (M_0), ее амплитуды (AM_0), вариационного размаха (ΔX) рассчитывали индекс напряжения в положении лежа (ИН1), в ортостазе (ИН2) и их соотношение (ИН1/ИН2), которые применялись как критерии ИВТ и ВР. Исследование длительности ИМ велось по методу Н.И. Моисеевой (1981)[7] в модификации С.Л. Мельниковой (1999). Исследование параметров ЗОА, индекс α -, β - и θ -ритмов, ИВТ, ВР, ИМ проводилось в фоновых условиях до и после курса лечения.

Таблица 1

Средние значения анализируемых параметров до ЭЭГ-БОС-терапии

	ЗОА	ИМ	ИВТ	ВР	Инд α -ритма	Инд β -ритма	Инд θ -ритма
1 группа	1,72 $\pm$ 0,1	57 $\pm$ 1,4	79 $\pm$ 8,5	2,1 $\pm$ 0,5	61 $\pm$ 1,9	17 $\pm$ 1,5	22 $\pm$ 1,6
2 группа	1,53 $\pm$ 0,1	64 $\pm$ 3,4	126 $\pm$ 18*	1,4 $\pm$ 0,2	42 $\pm$ 2,0**	15 $\pm$ 1,4	43 $\pm$ 3,1**

Межгрупповые различия *($p<0,05$), ** ($p<0,01$)

Результаты. Анализ составляющих фоновой БЭА головного мозга позволил распределить всех пациентов по двум группам. В 1-ю группу вошли дети с устойчивым характером нейродинамических процессов, что подтверждалось хорошо выраженным веретенообразным α -ритмом и высоким его индексом (55–80%). Во 2-й группе детей фоновая ЭЭГ имела неустойчивость нейродинамических процессов, что выражалось низкими параметрами индекса β -ритма ($\leq 42\%$) и высокими показателями индекса θ -ритма ($>43\%$). Межгрупповые различия имели показатели БЭА

* Читинская государственная медицинская академия, Чита, Россия E-mail: Rsana @rambler.ru; www.rsana.narod.ru
Центр восстановительного лечения для детей, Чита, Россия