

УДК 616.831-073.7:517

Исследование биоэлектрической активности мозга с позиций многомерного линейного и нелинейного анализа ЭЭГ

©О. Ю. Майоров^{1,2,3}, В. Н. Фенченко^{1,3,4}¹Институт медицинской информатики и Телемедицины, Харьков, Украина²Харьковская медицинская академия последипломного образования МЗ Украины³НИИ охраны здоровья детей и подростков АМН Украины, Харьков⁴Институт низких температур НАН Украины, Харьков

Резюме

Предложен новый подход к исследованию биоэлектрической активности мозга человека и животных, базирующийся на выявлении методами многомерного спектрального анализа областей полушарий мозга и подкорковых структур, временно вовлеченных в ту или иную функциональную систему (по П. К. Анохину) для реализации поведенческих актов, и последующем анализе их нелинейно-динамических параметров с позиций теории детерминированного хаоса, реализованный в системе компьютерной ЭЭГ *NeuroResearcher*® '2005-2007.

Ключевые слова: ЭЭГ, многомерный спектральный анализ, нелинейный анализ, детерминированный хаос, система ЭЭГ *NeuroResearcher*® '2005-2007.

Клин. информат. и Телемед.
2008. Т.4. Вып.5. с.12-20

Введение

Как установлено в последние два десятилетия, нормальная динамика здорового организма является хаотической, и многочисленные исследования показывают, что наблюдаемый «хаос» присущ самой природе протекающих в организме динамических процессов, причем степень «хаотичности» протекающих в организме процессов может меняться при патологии в ту или иную сторону [1]. Хаотическая динамика дает много функциональных преимуществ, так как хаотические системы способны работать в широком диапазоне условий и легко адаптируются к их изменениям. Для таких систем типично сосуществование в фазовом пространстве нескольких аттракторов разного типа [2], количество и характер которых определяются управляющими параметрами системы. Последние зависят от «предистории» и внешних условий и меняются вместе с ними. При этом «переключение» между сосуществующими аттракторами, определяющее «реакцию» системы на изменение внешних условий, может управляться как детерминированным законом изменения управляющих параметров системы [3, 4], так и происходить под действием весьма слабых «случайных» возмущений [5,6]. При изменении управляющих параметров аттракторы изменяются, в частности, возможны «кризисы» аттракторов [7], выражающиеся в их «объединении» и «разделении».

К настоящему времени появились работы, посвященные исследованию динамических параметров мозга в различных состояниях: спокойное бодрствование, интеллектуальная нагрузка, сон, кома, гипноз и т.д. [8-20], шизофрении [14, 21-27] при эпилепсии [28-41], при болезни Крейцфельда-Якоба [42], синдроме Альцгеймера [43-45], деменции и паркинсонизме [46], при формировании эмоционального стресса [47], септической энцефалопатии, расстройстве внимания. В этих работах было обнаружено значительное перераспределение нелинейно-динамических параметров биоэлектрической активности при возникновении патологии и измененных состояний мозга, зафиксировано изменение степени сложности и хаотичности соответствующих ритмов.

Следует отметить, что полученные в этих исследованиях результаты весьма противоречивы, еще отсутствует надежная методология исследования ЭЭГ методами нелинейной динамики. Суммарная медленная биоэлектрическая активность, формирующая ЭЭГ, имеет весьма сложную пространственно-временную структуру и представляет собой суперпозицию сигналов, приходящих в ту или иную точку из разных областей коры головного мозга и подкорковых образований, выполняющих в данный момент разные, в том числе не связанные между собой, функции. Очевидно, что непосредственный анализ «хаотичности» такого сигнала затруднителен и не в полной мере надежен [48], а применяемое «частотное» разделение ЭЭГ-сигнала на диапазоны далеко не всегда

эффективно. Ситуация дополнительно усложняется тем обстоятельством, что ЭЭГ-сигнал имеет «сегментный» характер строения [49], вызванный, по-видимому, «переключениями» между аттракторами. Это приводит к нарушению условия стационарности и не позволяет использовать для анализа параметров хаоса достаточно длинные промежутки времени. Что касается традиционного метода спектрального анализа ЭЭГ, то он не обладает, по нашему мнению, достаточной информативностью и уже практически исчерпал свои возможности [50].

В данной работе нами предложен новый подход к анализу ЭЭГ-сигнала, объединяющий традиционные методы корреляционного и спектрального анализа с новыми технологиями. Суть нового подхода заключается в следующем: на первом этапе предварительно выявляются методами линейного многомерного спектрального анализа области полушарий мозга и подкорковые структуры, временно вовлеченные в ту или иную функциональную систему (по П. К. Анохину) для реализации определенного поведенческого акта [72, 50]. На втором этапе — проводится анализ нелинейно-динамических параметров этих церебральных образований с позиций теории детерминированного хаоса.

Постановка задачи

Описание и оценка детерминированного хаоса по ЭЭГ в нейродинамических системах

Мы исходим из того, что деятельность мозга может быть описана в рамках диссипативных систем [69]. Наличие детерминированного хаоса в таких системах можно установить, измеряя любую из динамических переменных [51] и при этом, в частности, [52, 53] можно оценить:

- размерность реконструкции (размерность вложения аттрактора) — ее величина позволяет судить о том, как много компонентов формируют исследуемую нейродинамическую систему;
- корреляционную размерность (нижнюю границу размерности Хаусдорфа),

которая является характеристикой «сложности» динамической системы мозга.

- старший показатель Ляпунова (максимальную экспоненту Ляпунова), являющийся характеристикой «хаотичности» поведения динамической системы мозга;
- нижнюю границу энтропии Колмогорова-Синяя (корреляционную энтропию), показывающую степень «предсказуемости» протекающих в мозгу процессов;
- энтропию Колмогорова-Синяя, характеризующую скорость потери динамической системой информации, позволяющую оценить промежуток времени, на который можно сделать прогноз поведения нейродинамической системы.

Однако применение известных алгоритмов [см., например, 52–63] для обработки ЭЭГ сопряжено с рядом принципиальных трудностей, и получаемые результаты зачастую оказываются недостаточно точными и достоверными, а их интерпретация вызывает сомнение.

Выявление по ЭЭГ образований мозга, вовлеченных в исследуемую системную деятельность

Как известно, ЭЭГ отражает множество протекающих в мозгу процессов, в том числе и никак не связанных между собой. Практически, единственным способом, применяющимся для их разделения к настоящему времени методом является метод частотной фильтрации сигнала путем его пропускания через соответствующий полоснопропускающий цифровой фильтр. Для этой цели, как правило, применяются синусные фильтры Баттерворта высоких порядков [65]. Обычно рассматривают пять частотных поддиапазонов: δ , θ , α (иногда α_1 , α_2), β_1 и β_2 и исследуют параметры хаоса отдельно в каждом поддиапазоне [60]. Следует отметить, что деление ЭЭГ на частотные поддиапазоны носит достаточно условный характер и четкой грани между поддиапазонами нет. Это, естественно, может приводить к искажению получаемых результатов. Мы полагаем, что добиться качественных результатов восстановления параметров хаоса можно, используя тот факт, что при формировании функциональных систем (по П. К. Анохину) в процессе интегративной деятельности структуры, которые в них вовлекают-

ся, имеют общие черты организации (частотные и фазовые параметры) [72, 50]. Поэтому биоэлектрическая активность, регистрируемая с таких структур оказывается «схожей». Следовательно, выявив методами многомерного спектрального анализа возникшие пространственно-временные церебральные системы, можно в определенной мере «избавиться» при восстановлении параметров хаоса от влияния не характерных для изучаемого процесса «побочных» очагов возбуждения и добиться, таким образом, повышения точности и достоверности получаемых результатов.

Проблема выбора эпохи ЭЭГ достаточной величины

Этот подход, однако, еще не устраняет все трудности, возникающие при восстановлении параметров хаоса в ЭЭГ. Как известно, если исследуемый ЭЭГ сигнал стационарен, т.е. отвечает стабильному состоянию испытуемого, то он и эргодичен. Достаточным условием эргодичности является стремление к нулю автокорреляционной функции при увеличении временного сдвига, что характерно для ЭЭГ [64]. Поэтому всю необходимую информацию для анализа можно получить по одной реализации ЭЭГ, что, собственно, и делает возможным применение этого метода. Однако, суммарная биоэлектрическая активность, как правило, (кроме, некоторых случаев болезненного состояния мозга), отличается высокой сложностью и, потому короткий участок ЭЭГ не позволяет надежно восстановить параметры хаоса. ЭЭГ всегда в той или иной мере искажается естественными неконтролируемыми колебаниями состояния испытуемого. Из этого следует, что не удается выделить достаточно длинный безартефактный участок ЭЭГ, соответствующий исследуемому и стабильному состоянию мозговой деятельности (особенно для детей и психически больных испытуемых). Можно предполагать, что на достаточно длинной записи ЭЭГ всегда найдется несколько подходящих для исследования участков. Наш подход к повышению точности и достоверности получаемых результатов состоит в том, чтобы, применяя подходящие критерии, выделить эти участки, и совместно использовать их для восстановления параметров хаоса, скорректировав соответствующим образом известные алгоритмы.

Предлагаемые методы

Тест стационарности сигнала

Тест стационарности сигнала той или иной природы основывается на том факте, что нестационарные свойства сигнала, как правило, описываются медленными изменениями среднего значения квадрата величины сигнала, который равен значению автокорреляционной функции в нуле. Маловероятно, чтобы нестационарный сигнал $x(t)$ обладал автокорреляционной функцией

$$R(t) = \lim_{T \rightarrow \infty} \frac{1}{T} \int_0^T x(\tau)x(t+\tau)d\tau,$$

зависящей от τ при всех значениях t , кроме $t=0$. Поэтому для выделения стационарного участка необходимо, предварительно исключив артефактные участки, запись ЭЭГ разбить на интервалы и для каждого такого интервала вычислить средние значения квадрата сигнала. В границах стационарного участка они сохраняют почти постоянное значение, причем одному и тому же состоянию испытуемого будут отвечать участки с одним и тем же средним значением квадрата сигнала. Мы полагаем, что стационарность следует проверять для выделенного частотного поддиапазона, т.к. может оказаться, что сигнал является стационарным в одном частотном поддиапазоне и нестационарным в другом. Выбрать необходимую продолжительность интервалов, на которые следует разбивать запись ЭЭГ, можно ориентируясь на приведенные в [66] аппроксимации автокорреляционных функций ЭЭГ сигналов экспоненциально затухающими колебаниями $R(t)=R(0)e^{-\alpha t}\cos vt$. Необходимо использовать и приведенные там же типичные значения коэффициентов затухания и соответствующие частоты.

Выявление церебральных образований, имеющих общие черты организации

После выбора стационарного участка ЭЭГ для исследования необходимо решить задачу поиска «похожих» сигналов.

Для этого нами был разработан системный подход, состоящий из набора алгоритмов информационных технологий на основе многомерного спектрального анализа ЭЭГ и реализованный в системе компьютерной ЭЭГ *NeuroResearcher® 1990-2007* [50, 64, 68, 72]. Этот подход позволяет на первом этапе выявить корковые и подкорковые образования мозга, временно вовлеченные в ту или иную функциональную систему. На втором этапе — произвести «блокаду влияний» других систем мозга. На третьем этапе — выявить «вклад» отдельных отобранных структур в исследуемую системную деятельность и, таким образом, выявить реальную архитектуру изучаемой функциональной системы.

Определив в множестве сигналов, поступающих от разных отведений, те, которые наиболее «похожи» на сигнал и имеют с ним схожие черты организации и реальную «физическую» связь, выделим *вовлеченные в интеграцию с интересующей нас областью мозга корковые и подкорковые образования*. Понятно, что полученная нейродинамическая структура, временно вовлеченных в системную деятельность образований, меняется, но она, по-видимому, относительно стабильна в пределах небольших промежутков времени (несколько секунд, 20–35 с) и в стандартных частотных поддиапазонах. Поэтому мы рассматриваем функции множественной когерентности, усредненные в пределах каждого частотного поддиапазона.

Выделение «основного» сигнала системы

Определив архитектуру исследуемой функциональной системы, необходимо выделить «основной» сигнал этой системы. Для этого воспользуемся известным методом Карунена-Лоэва [69]. С этой целью представим сигналы $y_j(t)$, $j=i_1, \dots, i_m$, поступающие от отведений, соответствующих выделенным церебральным образованиям, в виде

$$y_j(t) = \sum_{s=1}^m \zeta_s(t) \cdot v_j^s$$

и определим амплитуды $\zeta_s(t)$, которые мы в дальнейшем и будем исследовать, и моды v_j так, чтобы минимизировать среднюю ошибку разложения

$$E = \frac{1}{T} \int_0^T \sum_{j=i_1}^{i_m} \left(y_j(t) - \sum_{s=1}^m \zeta_s(t) \cdot v_j^s \right)^2 dt,$$

где T — интервал измерения.

Задача сводится [60] к поиску собственных чисел (интерес представляет максимальное собственное число) и собственных векторов матрицы

$$R_{i,j} = \frac{\int_0^T y_i(t)y_j(t)dt}{\int_0^T \sum_{j=1}^m y_i^2(t)dt}$$

Компоненты собственных векторов совпадают с искомыми модами, а ошибка имеет вид

$$E = 1 - \sum_{s=1}^m \lambda_s.$$

Обычно разложение Карунена-Лоэва применяют сразу к сигналам от всех отведений (в этом случае не ограничиваются только одним членом разложения). Полученное разложение, как известно, характеризует количество параметров порядка — основных паттернов ЭЭГ и позволяет выяснить частоту их появления (но не динамику параметров порядка), так как нет гарантии того, что амплитуды в разложении Карунена-Лоэва тождественны параметрам порядка или амплитудам подчиненных мод [69].

Заметим, что число членов разложения Карунена-Лоэва ЭЭГ, как правило, не велико [60], но одним членом разложения все же ограничиться не удается. Это связано с тем, что в разложении присутствуют сигналы, поступающие от разных, не связанных между собой, структур (даже если рассматривается отдельный частотный поддиапазон). В данном же случае, так как мы применяем разложение Карунена-Лоэва к сигналам от отведений только вовлеченных в исследуемую функциональную систему образований, и, следовательно, эти сигналы «похожи», все определяется только одним первым членом разложения.

Реконструкция аттрактора исследуемой нейродинамической системы

Мы исходим из предположения, что выделенный «основной» сигнал исследуемой функциональной системы описывается некоторой динамической системой и анализируемый сигнал $x(t)$, представляет собой одну из динами-

ческих переменных, т.е. $x(t) = x_i(t)$ при некотором $i = (1 \leq i \leq n)$.

Идея реконструкции заключается в построении по временному ряду $\{x_j\}_{j=1, \dots, \infty}$, полученному в результате измерения через постоянные интервалы времени τ сигнала $x(t)$, нового (реконструированного) аттрактора, обладающего теми же параметрами, что и исходный [51, 54]. Для этого построим смещенные m -мерные вектора $\{z_j\}_{j=1, \dots, \infty}$, где $z_{j,k} = x_{j+d(k-1)}$, а d – смещение. И воспользуемся тем, что, за редкими исключениями, при $m \geq 2n+1$ и, вообще говоря, произвольном смещении d параметры реконструированного аттрактора в m -мерном пространстве Z совпадают с параметрами исходного аттрактора в n -мерном пространстве X .

Обычно требуемую *размерность реконструкции* устанавливают по стабилизации параметров аттрактора. Однако, из-за наличия тех или иных помех граница стабилизации иногда оказывается «размытой», что приводит к завышению размерности реконструкции.

Поэтому в данном случае целесообразно установить размерность реконструкции, вычисляя количество так называемых «ложных ближайших соседей», т.е. точек, «близких» в реконструкции размерности m и «далеких» в реконструкции размерности $m+1$. При этом используется тот факт, что при достижении нужной размерности реконструкции количество «ложных ближайших соседей» резко уменьшается. Этот прием обычно затруднительно использовать из-за отсутствия четкого критерия «близости» точек. Однако, в данном случае приходится иметь дело с реконструкцией значительного числа относительно близких по свойствам ЭЭГ аттракторов, поэтому критерий «близости» можно установить заранее.

Нелишне напомнить, что, по сути, нет необходимости устанавливать минимальную размерность реконструкции – нужно лишь, чтобы выбранная размерность реконструкции была не меньше минимальной. Поэтому можно заранее установить достаточную размерность реконструкции типичных для рассматриваемой ситуации ЭЭГ аттракторов и использовать ее в расчетах.

Выбор величины смещения

Однако, как известно, успех реконструкции зависит от удачного выбора *величины смещения* [61]. Обычно используют следующие соображения [54]: если компоненты реконструированных

векторов «независимы друг от друга», то можно ожидать, что они будут нести «наибольшее количество информации об аттракторе». Простейший способ добиться такой независимости – это выбрать смещение d близким к первому нулю автокорреляционной функции.

Другая методика основана на теории информации – смещение выбирают так, чтобы каждый следующий реконструируемый вектор добавлял наибольшую информацию об аттракторе. Заметим, что в редких случаях может оказаться так, что автокорреляционная функция не имеет нулей, а функция взаимной информации – минимума, тогда при выборе смещения следует просто ограничиться достаточным убыванием этих функций. Чаще ноль или минимум есть, но в качестве смещения они не всегда оказываются оптимальными [54].

Нами разработана новая методика [61], базирующаяся на оценке «формы» реконструируемого аттрактора – смещение выбирают так, чтобы размеры реконструированного аттрактора по всем осям было по возможности близки. С этой целью для данной размерности вложения m строят ковариационную матрицу C размерностью $m \times m$ для матрицы, строками которой служат вектора $\{z_j\}_{j=1, \dots, K}$

$$c_{ij} = \frac{1}{K} \sum_{k=1}^K (z_{k,i} - z_i)(z_{k,j} - z_j),$$

где $z_j = \frac{1}{K} \sum_{i=1}^K z_{i,j}$ – средние значения

исходной матрицы 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} собственное значения и определяют смещение d из условия максимума отношения

$$\frac{\lambda_{\min}}{\lambda_{\max}},$$

которое, очевидно, характеризует степень отклонения реконструированного аттрактора от «сферической» формы. Отличительной чертой данной методики является тот факт, что величина смещения оказывается зависящей от рассматриваемой размерности вложения m , как показали численные эксперименты, это позволяет ощутимо улучшить качество реконструкции.

Известно, что если окно реконструкции $w = (m-1)d$ слишком мало, то образ аттрактора оказывается «спрессованным» вдоль некоторых направлений, поэтому для изучения деталей необхо-

димо различать очень мелкие масштабы и, следовательно, нужны большие выборки и отсутствие помех. Если окно реконструкции слишком велико, то образ аттрактора подвергается «растяжению и складыванию» и снова необходимо различать очень мелкие масштабы, иначе реконструкция может выглядеть как объект большей размерности, чем на самом деле [54]. Поэтому необходимо учитывать ограничения на величину окна реконструкции при определении задержки (практически можно исходить из первого (локального) максимума отношения $\frac{\lambda_{\min}}{\lambda_{\max}}$).

Определение параметров хаоса неэродинамической системы

Мерой пространственной неоднородности аттрактора служит его Хаусдорфова размерность. Если для того, чтобы покрыть аттрактор в m -мерном фазовом пространстве, требуется $K(\epsilon)$ m -мерных ячеек со стороной ϵ , причём $K(\epsilon) \sim \epsilon^{-D}$ при $\epsilon \rightarrow 0$, то показатель D и называется Хаусдорфовой размерностью аттрактора. Численное определение Хаусдорфовой размерности путем покрытия фазового пространства множеством ячеек и подсчета числа точек, попадающих в выбранную ячейку практически невозможно для аттракторов больших размерностей. В тоже время размерность ЭЭГ аттракторов (кроме болезненных состояний мозга, например, в случае эпилептического припадка) обычно достаточно велика. Поэтому будем использовать оценку Хаусдорфовой размерности снизу, которую можно получить, вычислив *корреляционную размерность аттрактора* $D_2 \leq D$ [70]

$$D_2 = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \frac{\ln \left(\sum_{i=1}^{\infty} p_i^2 \right)}{\ln \epsilon},$$

где p_i – вероятность попадания точки аттрактора в i -ю ячейку.

Определим корреляционную сумму формулой

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

где θ – функция Хевисайда, K – число рассматриваемых точек, а

$$|Z_i - Z_j| = \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{k=1}^m (Z_{i,k} - Z_{j,k})^2}, \text{ тогда [70]}$$

$$D_2 = \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{\ln C(K, m, \epsilon)}{\ln \epsilon}, \quad m \geq 2n + 1.$$

Однако вычисление корреляционной размерности D_2 также сопряжено с трудностями. Вследствие того, что длина рассматриваемого ряда ограничена, не удается рассмотреть ячейки слишком малого размера, так как невозможно оценить вероятность попадания в них точек аттрактора. Причина этого в том, что в каждую ячейку попадет всего несколько точек. Кроме того, в этом случае обычно велико влияние погрешности измерений. В то же время, если размер ячеек будет недостаточен 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). В общем случае, трудности могут возникнуть, если нарушается неравенство [54] $m < (1+2) \lg N$, где m – размерность фазового пространства, а N – длина выборки.

Использование нескольких участков ЭЭГ для восстановления параметров аттрактора

Многочисленные расчеты показывают, что с достаточной точностью и достоверностью структура аттракторов, характерных для ЭЭГ сигналов может быть восстановлена по стационарному участку ЭЭГ продолжительностью 60–90 с. В то же время из практики электроэнцефалографии известно, что, в основном, продолжительность стационарного участка ЭЭГ редко превышает (20÷30). Таким образом, важность использования нескольких участков ЭЭГ для восстановления параметров аттрактора становится очевидной.

Практически для вычисления корреляционной размерности при заданной размерности вложения вычисляют корреляционные суммы и рассматривают зависимость тангенса угла наклона кривой $f = \ln C(K, n, \epsilon)$ от величины $\epsilon = \ln \epsilon$. На этой кривой можно выделить несколько областей [54]. 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 $f(\epsilon)$ имеет прямолинейный участок (значение тангенса его наклона соответствует

размерности аттрактора). Заметим, что длина этого участка зависит от величины смещения и при неудачном выборе смещения прямолинейный участок может отсутствовать и размерность аттрактора восстановить не удастся. Наконец, в четвертой области размеры ячеек разбиения слишком велики и не позволяют выявить структуру аттрактора.

Оценка энтропии Колмогорова-Синяя

Для вычисления энтропии снова рассмотрим покрытие аттрактора ячейками со стороны ϵ и обозначим $P_{i_0 \dots i_n}$ – вероятность того, что в момент времени $t=0$ точка на фазовой траектории находилась в ячейке с номером i_0 , в момент времени $t=\tau$ – в ячейке с номером i_1 и т.д. Энтропия Колмогорова-Синяя для дискретных траекторий (временного ряда) характеризует скорость потери динамической системой информации, т.е. она позволяет оценить промежуток времени, на который можно сделать прогноз поведения неэргодической системы, и определяется формулой

$$H = - \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{K\tau} \sum_{i_0 \dots i_K} P_{i_0 \dots i_K} \ln P_{i_0 \dots i_K}.$$

В случае регулярного движения энтропия равна нулю и время предсказуемости бесконечно. Энтропия положительна, когда в системе наблюдается динамический хаос – время предсказуемости в этом случае имеет конечную величину. Если динамику системы определяет случайный шум, то энтропия бесконечна и время предсказуемости равно нулю.

Определение корреляционной энтропии

Численное определение энтропии Колмогорова-Синяя путем покрытия фазового пространства множеством ячеек и подсчета вероятности попадания точек в выбранную последовательность ячеек затруднительно для аттракторов больших размерностей. Поэтому в некоторых случаях можно использовать оценку энтропии Колмогорова снизу, которую получают, определив корреляционную энтропию аттрактора $H_2 \leq H$

$$H_2 = - \lim_{\epsilon \rightarrow 0} \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{K} \ln \sum_{i_0 \dots i_K} P_{i_0 \dots i_K}^2$$

для вычисления которой пользуются формулой [70].

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

где d – выбранная для реконструкции задержка, а τ – шаг дискретизации по времени. Часто в этой формуле используют не натуральный логарифм, а логарифм по основанию 2 – в этом случае энтропия будет выражена в $\frac{\text{бит}}{\text{с}}$.

Значение ϵ выбирают по результатам реконструкции аттрактора в области, где точки кривой $f(\epsilon)$ характеризуют структуру аттрактора. Иными словами, там, где кривая зависимости $f = \ln C(K, m, \epsilon)$ от величины $\epsilon = \ln \epsilon$ имеет прямолинейный участок, а величину энтропии устанавливают по стабилизации значения отношения

$$\ln \frac{C(K, m, \epsilon)}{C(K, m+1, \epsilon)}.$$

Заметим, что для повышения точности вычисления корреляционной энтропии можно воспользоваться поправкой, вычитая из логарифма отношения корреляционных сумм $\Delta D_2^{(m)} \ln \epsilon$, где $\Delta D_2^{(m)}$ – погрешность в определении размерности аттрактора при его реконструкции в пространствах размерности m и $m+1$. Теоретически эта погрешность должна быть весьма малой при большой размерности реконструкции, но на практике во многих случаях ею пренебрегать нельзя.

Максимальный показатель Ляпунова (максимальная экспонента Ляпунова)

Положительной энтропии соответствует неустойчивость каждой отдельной траектории – т.е. наличие экспоненциального «разбегания» траекторий. Для того чтобы описать ситуацию в целом вводят показатель Ляпунова

$$\lambda = \lim_{t \rightarrow \infty} \lim_{\Delta_0 \rightarrow 0} \frac{\ln |\Delta x(t)|}{t},$$

который, характеризует, как развивается вдоль траектории какое-то малое возмущение. Здесь $\Delta x(t)$ – расстояние между рассматриваемой и близкой к ней траекториями в момент времени t , а Δ_0 – в начальный, нулевой, момент времени.

Ляпуновские показатели, количество которых, очевидно, соответствует размерности фазового пространства системы, как правило, не зависят от рассматриваемой траектории – на этом факте, собственно, и основаны методы их вычисления [54]. Прин-

ципиальное значение имеет главный (максимальный) показатель Ляпунова, его положительность говорит о наличии хаотического движения и именно его, как правило, определяют. Для этого, обычно, используют двойное усреднение — сначала определяют локальный коэффициент «разбегания» близких траекторий в данной точке, а затем проводят усреднение по всем точкам [71]. Важно, что определение показателя Ляпунова по сравнительно коротким выборкам обычно дает более надежные результаты, чем определение энтропии.

Результаты исследований

На рис.1 показана (для примера) церебральная система, состоящая из вовлеченных в исследуемую интегративную деятельность корковых образований, при выполнении здоровым испытуемым интеллектуальной нагрузки — «обратный счет в уме» (приведена структура в диапазоне). Уровень учитываемой когерентности принят равным 0.5. Исследуемым образованием мозга была правая затылочная область (O2). Заметим, что при переходе испытуемого в состояние спокойного бодрствования указанная система образований «рассыпается», что естественно, и сигнал от отведения O2 оказывается практически «не связанным» ни с каким другим сигналом.

На рис.2 продемонстрированы результаты определения смещения известными методами и методом, предлагаемого нами, для *нейродинамической системы, образованной, временно вовлеченными в системную деятельность структурами мозга*, приведенной на рис. 1. Видно, что смещение, определяемое по «форме» реконструируемого аттрактора, ощутимо зависит от размерности реконструкции. Однако, при малых размерностях реконструкции смещение оказывается близким к смещению, определяемому известными методами. Именно поэтому они и дают неплохие результаты в модельных примерах, где размерность фазового пространства невелика.

На рис. 3 и рис. 4 показаны результаты определения *корреляционной размерности и корреляционной энтропии при разных размерностях реконструкции для ЭЭГ-аттрактора «основного» сигнала нейродинамической системы, образованной временно вовлеченными*

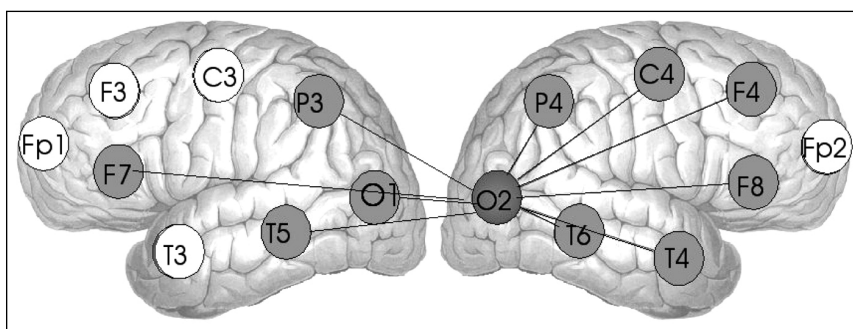


Рис. 1. Церебральная система, состоящая из вовлеченных в исследуемую интегративную деятельность корковых образований, в α -диапазоне, при выполнении здоровым испытуемым интеллектуальной нагрузки — «обратный счет в уме». Выходная структура исследуемой системы — отведение O2.

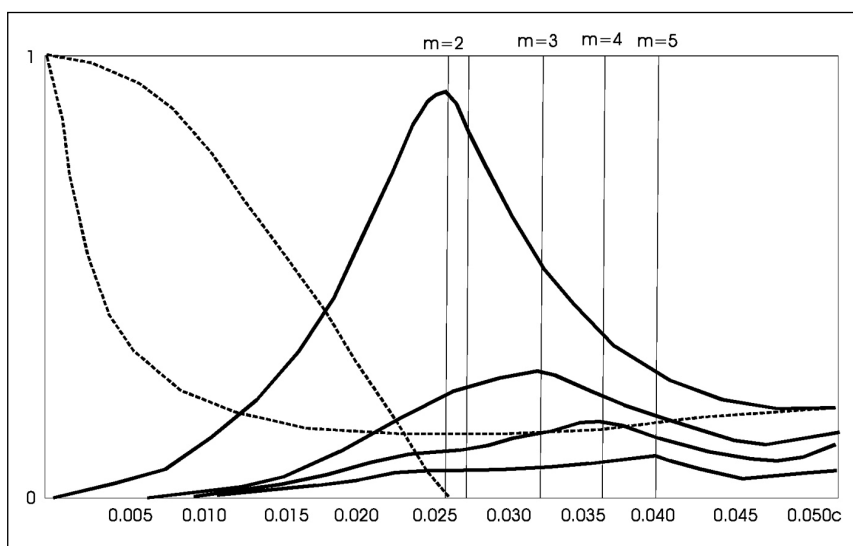


Рис. 2. Сравнительные результаты определения смещения разными методами.

(по оси абсцисс: величина смещения, m — размерность реконструкции (вложения); автокорреляционный метод — 0.025 с; метод взаимной информации — 0.027 с; 3–5. наш метод — определение смещения с помощью оценки размеров осей аттрактора — от 0.025 до 0.040 с, в зависимости от размерности реконструкции.

в системную деятельность структурами мозга (приведена на рис. 1), и ЭЭГ-аттрактора сигнала от отведения O2. Видно, что «насыщение» для одиночного сигнала с O2 наступает в районе размерности реконструкции, равной 9. Однако, это уже мало надежные результаты из-за ограниченности объема выборки. В то время «насыщение» для «основного» сигнала *нейродинамической системы* наступает уже при размерности реконструкции, равной 4–5 (что почти вдвое меньше). Это, очевидно, наиболее важный результат. Заметим,

что аналогичная ситуация наблюдалась и при вычислении *корреляционной энтропии*.

В данном примере размерность ЭЭГ-аттрактора «основного» сигнала *нейродинамической системы* оказалась несколько меньше, чем размерности ЭЭГ-аттрактора одиночного сигнала с O2 (соответственно 4.43 и 5.49). По нашему мнению увеличенная размерность аттрактора одиночного сигнала объясняется влиянием «помех» от других (не связанных с этим отведением) образований мозга. Похожие резуль-

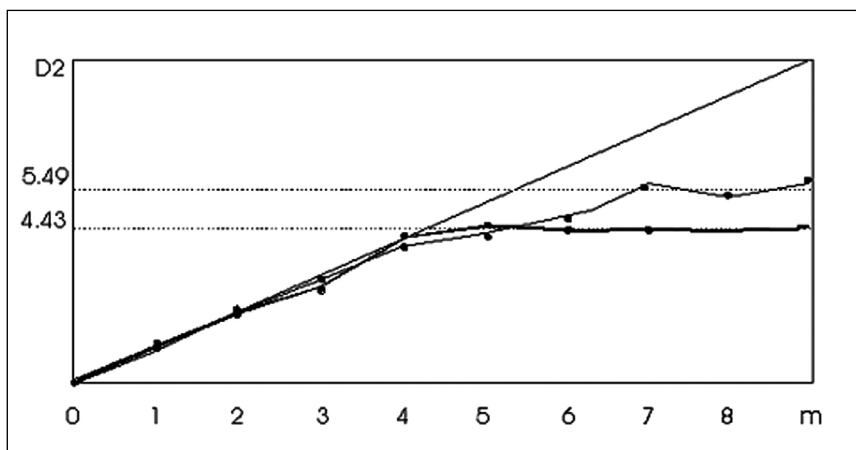


Рис. 3. Определение корреляционной размерности аттрактора (по оси абсцисс: m — размерность вложения; по оси ординат: корреляционная размерность; тонкая линия — сигнал от отведения O2, толстая — «основной» сигнал нейродинамической системы, образованной временно вовлеченными в системную деятельность структурами мозга).

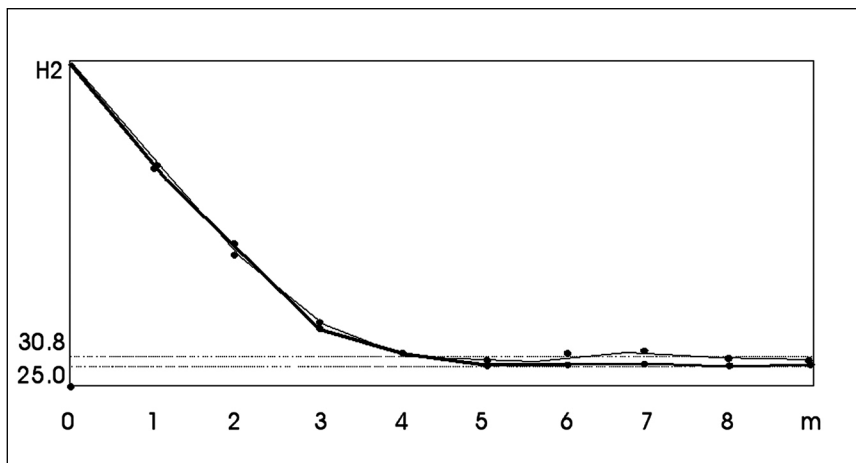


Рис. 4. Определение корреляционной энтропии аттрактора (по оси абсцисс: m — размерность вложения; по оси ординат: корреляционная энтропия; тонкая линия — сигнал отведения O2, толстая — «основной» сигнал нейродинамической системы).

таты получены для корреляционной энтропии (энтропия одиночного сигнала 30.8, а энтропия «основного» сигнала нейродинамической системы несколько меньше — соответственно 25). Это, видимо, также свидетельствует о наличии постороннего «шума» в одиночном сигнале.

Заключение

Как следует из полученных результатов, предложенный нами метод восста-

новления аттрактора по «основному» сигналу нейродинамической системы, образованной группой церебральных образований временно вовлеченных в исследуемую интегративную деятельность, дает ощутимо лучшие результаты, чем ранее применяемые методы восстановления параметров хаоса по сигналу одного отведения. Влияние увеличения объема выборки за счет использования нескольких стационарных участков записи ЭЭГ сигнала влияет на улучшение точности и достоверности результатов расчетов проанализированных в нашей работе [48].

Выводы

Предложен новый подход к исследованию биоэлектрической активности головного мозга человека и животных. Подход базируется на выявлении методами многомерного спектрального анализа пространственно-временных нейродинамических систем, образованных группой церебральных структур, временно вовлеченных в исследуемую интегративную деятельность в процессе жизнедеятельности и последующем анализе их нелинейно-динамических параметров с методами детерминированного хаоса. Комплексный набор перечисленных выше методов реализован в новой версии [48] программного комплекса для компьютерной ЭЭГ *NeuroResearcher®-Chaos'2005-2007*. Программный комплекс использовался для исследований ЭЭГ животных (крысы), больных (шизофрения, неврозы) и здоровых испытуемых — курсанты летного училища, и позволил существенно повысить точность и достоверность получаемых результатов, а также обеспечить должное качество их интерпретации [8, 9, 22, 47].

Литература

1. Гласс Л., Мэки М. От часов к хаосу. Ритмы жизни. — М., Мир, 1991.
2. Анищенко В. С. Сложные колебания в протых системах. — М., Наука, 1990.
3. Анищенко В. С., Нейман А. Б. Увеличение длительности корреляций при перемежаемости типа «хаос-хаос». — Письма в ЖТФ 17, с. 1063–1066 (1987).
4. Анищенко В. С., Нейман А. Б. Статистические свойства перемежаемости в квазигиперболических системах. — ЖТФ 60(1), 3, с.3–14 (1990).
5. Кифер Ю. И. О малых случайных возмущениях некоторых гладких динамических систем. — Изв. АН СССР, сер. Мат., 38, с.1091–1115 (1974).
6. Вул Е. Б., Синай А. Г., Ханин К. М. Универсальность Фейгенбаума и термодинамический формализм. — УМН, 39 (3), с.3–37 (1984).
7. Анищенко В. С. Разрушение квазипериодических колебаний и хаос в диссипативных системах. — ЖТФ, 56, с. 225–237 (1986).
8. Майоров О. Ю., Фрицше Л. Н. и др. Оценка динамических систем мозга в состоянии спокойного бодрствования и при интеллектуальной нагрузке на основе энтропии Колмогорова-Синая по ЭЭГ. — Ж. Эксп. і клін. мед. 3, с.143–148 (2006).
9. Майоров О. Ю., Фрицше Л. Н., Фрицше М. Оценка энтропии Колмогорова-Синая по ЭЭГ у здоровых мужчин с различной степенью общей тре-

- возности. – Вестник Нац. Ун-та им. В. Н. Каразина, Сер. «Биология», 4, с.66–72 (2006).
10. Lutzenberger, W., Elbert, T., Birbaumer, N., Ray, W. J., Schupp H. The scalp distribution of the fractal dimension of the EEG and its variation with mental tasks. – *Brain Topogr.* 5, p.27–34 (1992).
 11. Babloyantz A., Salazar, J. M. and Nicolas C. Evidence of chaotic dynamics of brain activity during the sleep cycle. – *Phys. Lett.*, 111A, p.152–56 (1985).
 12. Gallez D. and Babloyantz A. *Biol Cybern* 64, p.381–391 (1991).
 13. Fell J., Roschke J., Mann J. K. and C. Schaffner. Discrimination of sleep stages: a comparison between spectral and nonlinear EEG measures. – *Electroenceph. clin. Neurophysiol.*, 98, p.401–410 (1996).
 14. Roschke J. and J. B. Aldenhoff. Estimation of the dimensionality of sleep EEG data in schizophrenics. – *European Archives of Psychiatry & Clinical Neuroscience*, V. 242. N4. p.191–196 (1993).
 15. Roschke, J., Fell, J. and Beckmann, P. The calculations of the first Lyapunov exponent in sleep EEG data. – *Clin. Neurophysiol.*, 86, p.348–352 (1993).
 16. Röschke J., Basar E. Correlation dimensions in various parts of the cat and human brain in different states. – *Brain Dynamics Springer-Verlag*, p.131–148 (1989).
 17. Röschke, J., Fell, J. and Beckmann, P. Non-linear analysis of sleep EEG data in schizophrenia. – *Psychiatr. Res.*, 56, p.257–269 (1995).
 18. Van den Broek P. L. C., Van Egmond J., Van Luijckelaar, E. L. J. M. and Dirksen, R. Chaos in the EEG as a measure of sleep wake states in rats. – *Sleep-wake research in the Netherlands*, 7, p.33–36 (1996).
 19. Liberson W. T. The electrophysiology of intellectual functions. – *Basel: Karger*, p.153–176 (1985).
 20. Crawford H. J., Clarke S. W. and Kitchner-Triolo M. self-generated happy and sad emotions in low and highly hypnotizable persons during waking and hypnosis. – *Int. J. Psychophysiol.* 24, p.239–266 (1996).
 21. Mayorov O. Yu., M. Fritzsche, A. Glukhov, D. W. Sleduk, S. M. Kosidubova, L. N. Timchenko. Molecular and nonlinear electroencephalographic basis underlying the integration between dopaminergic and cannabinoid transmission — the missing link between cannabis psychosis and schizophrenia. – *Abstracts from XXIV Congress of Collegium Internationale Neuro-psychopharmacologicum (CINP)*. Paris (2004).
 22. Mayorov O. Yu., M. Fritzsche, L. Fritzsche, S. Kosidubova, A. Glukhov. Asymmetric Processing of Information in Development, Evolution and Psychopathology. Special Issue on «Cognition, Brain, Behavior». (2006).
 23. Mayorov O. Yu., Fritzsche M., Glukhov A. and oth. Disfunctional information processing during acute psychosis. — 12th AEP Congress. Association of European Psychiatrists. Geneva. Switzerland. (2004).
 24. Fritzsche M., Mayorov O. Yu., A. Glukhov, and oth. Anandamide included model-psychosis assessed by nonlinear EEG analysis. – *Journal BMC Psychiatry (e-Journal)*, (2003).
 25. Lutzenberger, W., Stevens, A. and Bartels, M. Do schizophrenics differentiate between perception and imagination. – *Neurosci. Lett.*, 199, p.119–122 (1995).
 26. Dai-Jin Kim, Jaeseung Jeong, Jeong-Ho Chae, Seongchong Park, Soo Yong Kim, Hyo Jin Go, In-Ho Paik, Kwang-Soo Kim, Bomoon Choi. An estimation of the first positive Lyapunov exponent of the EEG in patient with schizophrenia. – *Psychiatry Research: Neuroimaging Section* 98, p.177–189 (2000).
 27. Elbert T., Ray W. J., Kowalik Z. J., Skinner J. E., Graf K. E. and Birbaumer N. chaos and physiology. – *Phys. Rev.*, V.74. N.1, p.1–47 (1994).
 28. Theiler J. On the evidence for low-dimensional chaos in an elipetic EEG. – *Phys. Lett. A* 196, p.335 (1995).
 29. Andrzejak R., Widman G., Lehnertz K., David P., Elger C. E. Fraction of nonlinear determinism in intracranial eeg recordings allows focus lateralization in mesial temporal lobe epilepsy. – *Epilepsia* 39 Suppl 6, p.206 (1998).
 30. Babloyantz A. and Destexhe A. Low-dimensional chaos in an instance of epilepsy. – *Proc. Nat. Acad. Sci.* 83, p.3513–3517 (1986).
 31. Casdagli M. C., Iasemidis L. D., R. S. Savit, R. L. Gilmore, S. Roper, and J. C. Sackellares. Non-linearity in invasive EEG recording from patients with temporal lobe epilepsy. – *Clin. Neurophysiol.* N102, p.98–105 (1997).
 32. Le Van Quyen M., J. Martinerie, C. Adam, and F. J. Varela. Nonlinear analyses of interictal EEG map the brain interdependences in human focal epilepsy. – *Physica D*, 127:250, p.127–250 (1999).
 33. Lehnertz K. and C. E. Elger. Neuronal complexity loss in temporal lobe epilepsy – *Clinical Neurophysiology*, 103:376, p.376 (1997).
 34. Lehnertz K. Non-linear time series analysis of intracranial eeg recordings in patients with epilepsy. – *International Journal of Psychophysiology*. N 34, p.45–52 (1999).
 35. Quiñ Quiroga R., J. Arnhold, K. Lehnertz, and P. Grassberger. Kulback-Leibler and Renormalized Entropy. – *V2. Physics*, p.1–5 (1999).
 36. Weber B., Lehnertz K., Elger C. E., Wieser H. G. Neuronal complexity loss in interictal EEG recorder with foramen ovale electrodes predicts side of primary epileptogenic area in temporal lobe epilepsy. – *Epilepsia*. V.39, p.922–927 (1998).
 37. Widman G., Lehnertz K., Elger C. E. CPLXMON, a system for real-time.... – *Epilepsia* 36 Suppl. 4, 5 (1995).
 38. Beldhuis H. J., Suzuki, T., Pijn, J. P., Teisman, A., Lopes da Silva, F. H., Bohus, B. Propagation of epileptiform activity during development of amygdale kindling in rats. – *Eur. J. Neurosci.* 5, p.944–954 (1993).
 39. Iasemidis, L. D., Principe, J. C., Czaplewski, J. M., Gilmore, R. L., Roper, S. N., Sackellares, J. C. In: Lopes da Silva, F. H., Principe, J. C., Almeida, L. B. Eds., *Spatiotemporal Models in Biological and Artificial Systems*. IOS Press. Amsterdam, p.81–88 (1997).
 40. Lopes da Silva, F. H., Pijn, J. P., Wadman, W. J. Dynamics of local neuronal networks. – *Prog. Brain Res.* 102, p.359–370 (1994).
 41. Pijn, J. P., Velis, D. N., van der Heyden, M. J., DeGoede, J., van Veelen, C. W., Lopes da Silva, F. H. Nonlinear dynamics of epileptic seizures on basis of intracranial EEG record. – *Brain Topogr.* V.9 (1997).
 42. Stam, C. J., van Woerkom, T. C., Pritchard, W. S. Use of nonlinear eeg measures to characterize eeg changes during mental activity. – *Clin. Neurophysiol.* 99, p.214–224 (1996).
 43. Pritchard, W. S., Duke, D. W., Coburn, K. L., & Robinson, J. H. Nonlinear dynamical EEG analysis applied to nicotine psychopharmacology and Alzheimers disease. – *The biology of nicotine: Current research issues*, New York: Raven Press, p.195–214 (1992).
 44. Pritchard, W. S., Duke, D. W., Coburn, K. L., Moore, N. C. and Tucker, K. A. In: B. H. Jansen and M. E. Brandt (Eds). *Nonlinear dynamical analysis of the EEG. – Nonlinear Dynamical Analysis of the EEG*. World Scientific, Singapore, p.165–168 (1993).
 45. Jaeseung, J., Jeong-Ho C., Kim, S. Y. & Seol-Heui, H. Nonlinear dynamical analysis of the EEG in patients with Alzheimers disease and vascular dementia. – *Clin. Neurophysiol* 18(1), p.58–67 (2001).
 46. Stam C. J., Jelles, B., Achtereekte, H. A. M., Rombouts, S. A. R. B., Slaets, J. P. J., Keunen, R. W. M. In vestigation of EEG nonlinearity in dementia and Parkinsons disease. – *EEG Clin. Neurophysiol.* N95, p.309–317 (1995).
 47. Майоров О. Ю., Вязовская О. В. Влияние острого и эмоционального хронического стресса на уровень энтропии Колмогорова-Синяя ЭЭГ крыс в условиях иммобилизации. – *Ж. Экспериментальна і клінічна медицина*. №4, с.32–47 (2006).
 48. Майоров О. Ю., Фенченко В. Н. О вычислении параметров детерминированного хаоса при исследовании биоэлектрической активности мозга. – *Ж. Клини. Информ. и Телемед.* Т.3. № 4, с.37–46 (2006).
 49. Каплан А. Я. Нестационарность ЭЭГ: методологический и экспериментальный анализ. – *Успехи физиологических наук*, т.29, N 3, с.35–55 (1998).
 50. Mayorov O. Yu. Multidimensional approach for evaluation of system activity of the brain by EEG – *XXII European Congress on Medical Informatics*. IOS Press. V.90 (2002) p.
 51. Takens F. In: Rand DA and Young LS, eds. *Dynamic Systems and Turbulence*.

- Lecture Notes in Mathematics. V 898. Heidelberg: Springer-Verlag, p.360-381 (1981).
52. Grassberger P, Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors. - *Physica D* 9, p.189-208 (1983).
 53. Grassberger P. and Procaccia I. Characterization of strange attractors. - *Phys. Rev. Lett.* 50, p.346-349 (1983).
 54. Малинецкий Г. Г., Потапов А. Б. Современные проблемы нелинейной динамики. - М., 2002.
 55. Kantz H., J. Kurths, G. Mayer-Kress. eds. Chaotic measures and real-world system. - *Nonlinear Analysis of Physiological Data* Springer, p.49-66 (1998).
 56. Kantz H. and T. Schreiber, *Nonlinear Time Series Analysis*. New York, NY: Cambridge University Press (2000).
 57. Theiler J., Estimating fractal dimension, *J. Opt. Soc. Amer. A* 7, p.1055 (1990).
 58. Малинецкий Г. Г., Потапов А. Б. О вычислении размерности странных аттракторов. - *Журнал выч. мат. и мат. физ.*, т.28, N7 (1988).
 59. Майоров О. Ю. Новые подходы к оценке функциональной асимметрии мозга на основе много размерного линейного и нелинейного анализа. - *Материалы международной украино-российской конференции «Асимметрия мозга и поведение человека»*. МАУП. Киев (2005).
 60. Майоров О. Ю., Фенченко В. Н. Некоторые аспекты применения разложения Карунена-Лоэва для анализа пространственно-временных структур ЭЭГ. - *Ж. Клин. Информ. и Телемед.* Т.2. № 1, с.26-31 (2005).
 61. Майоров О. Ю., Глухов А. Б., Фенченко В. Н. Реализация метода смещения с помощью оценки размеров осей аттрактора динамической системы мозга. - *Кибернетика и вычислительная техника*. Вып. 153. - с.3-11 (2007).
 62. Mayorov O. Yu., Fritzsche M., Kosidubova S. M., Glukhov A. B., Prognimak A. B. *Proceedings of 2nd European Congress «Achievements in space medicine into health care practice and industry»*. Pabst Science Publishers, Berlin (2003).
 63. Mayorov O. Yu., M. Fritzsche, A. B. Glukhov, D. W. Sleduk. V.91. IOS Press. In Series: Studies in Health Technology and Informatics. The New Navigators: from Professionals to patients. *Proceedings of MIE'2003, XIII European Congress on Medical Informatics*. (2003).
 64. Бендат Дж., А. Пирсол. Измерение и анализ случайных процессов. - М., Мир, 1974.
 65. Отнес Р., Эноксон Л. Прикладной анализ временных рядов. - М., Мир, 1982.
 66. Майоров О. Ю., А. Б. Глухов. Ошибки спектральных оценок при исследовании биоэлектрической активности мозга. - *Кибернетика и выч. техника*, вып.132, с.80-93 (2001).
 67. Сб. Вероятностные методы в вычислительной технике. - М., Высшая школа, 1986.
 68. Афифи А. А., Эйзен С. Статистический анализ. - М., Мир, 1982.
 69. Хакен Г. Принципы работы головного мозга. - М.: ПЕР СЭ, 2001.
 70. Шустер Г. Детерминированный хаос. - М., 1988.
 71. Ershov S. V., A. B. Potapov. On the concept of stationary lyapunov basis. - *Physica. D.* p.118 (1988).
 72. О. Ю. Майоров. Новый многомерный вторичный показатель ЭЭГ (ЭСКОГ) для количественной оценки некоторых фундаментальных свойств интегративной деятельности мозга в условиях эмоционального стресса. В кн. Эмоциональный стресс: физиологические и медико-социальные аспекты. /Ред. К. В. Судаков, Ф. П. Ведяев, О. Ю. Майоров, Харьков, Прапор, 1990. 107 с.

Researching of the brain bioelectrical activity from positions of multidimensional linear and nonlinear EEG analysis

© O. Yu. Mayorov^{1,2,3}, V. N. Fenchenko^{1,3,4}

¹Institute of Medical Informatics and Telemedicine LTD, Kharkiv, Ukraine
²Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Ministry of Health of Ukraine
³Institute of Children and Adolescents Health Protection, Academy of Medical Science of Ukraine, Kharkiv
⁴Institute of the Low Temperatures, National Academy of Ukraine, Kharkiv

Abstract

The new approach for researching of a man and animals brain bioelectrical activity, basing on revealing by methods of a multidimensional spectral analysis of regions of hemispheres and the subcortical structures temporarily involved in this or that functional system (by P. K. Anokhin) for realization of behavioral acts, and the subsequent analysis of their nonlinear-dynamic parameters from the position of the deterministic chaos theory, realized in the system for computer EEG (qEEG) **NeuroResearcher®'2005-2007** is offered.
Key words: qEEG, multi-dimensional spectral analysis, nonlinear analysis, deterministic chaos, system for qEEG **NeuroResearcher®'2005-2007**.

Дослідження біоелектричної активності мозку з позицій багаторозмірного лінійного і нелінійного аналізу ЕЕГ

© О. Ю. Майоров^{1,2,3}, В. М. Фенченко^{1,3,4}

¹Інститут медичної інформатики і Телемедицини, Харків, Україна
²Харківська медична академія післядипломної освіти МОЗ України, Харків
³Інститут охорони здоров'я дітей і підлітків АМН України, Харків
⁴Інститут низьких температур НАН України, Харків

Резюме

Запропоновано новий підхід до дослідження біоелектричної активності мозку людини і тварин, що базується на виявленні методами багаторозмірного спектрального аналізу областей півкуль мозку і підкіркових структур, тимчасово по'єднаних в ту чи іншу функціональну систему (по П. К. Анохіну) для реалізації поведінкових актів, і наступному аналізу їхніх нелінійно-динамічних параметрів з позицій теорії детермінованого хаосу, які реалізовані у системі комп'ютерної ЕЕГ **NeuroResearcher®'2005-2007**.
 Ключові слова: ЕЕГ, багаторозмірний спектральний аналіз, нелінійний аналіз, детермінований хаос, система комп'ютерної ЕЕГ **NeuroResearcher®'2005-2007**.

Переписка

д.мед.н., професор О. Ю. Майоров
 а.я. 7313, Харьков, 61002
 Украина
 тел.: +380 (57) 711 80 32
 эл. почта: institute-MIT@ukr.net

УДК 616.12-005.4:616.12-008.313

Структура variability сердечного ритма при анализе PP- и RR- интервалов у здоровых лиц и больных с ХСН

Г. Г. Иванов, В. В. Попов, С. Салех

Московская медицинская академия им. И. М. Сеченова, Российский университет дружбы народов

Резюме

Изучены показатели структуры сердечного ритма при анализе PP- и RR-интервалов для оценки влияния вегетативной нервной системы на ритмическое функционирование предсердий и желудочков у здоровых лиц и больных с ХСН. В исследование включены результаты обследования 318 человек. Как показал сравнительный анализ данных временного и спектрального распределения PP- и RR-интервалов структура показателей сердечного ритма в группе здоровых в возрасте 25–45 лет не имеет значительных различий в покое и изменяется однонаправленно при проведении функциональных проб. В старшей возрастной группе (50±6 лет) выявлено рассогласование влияния отделов ВНС на ритмическую активность синусового узла и желудочков. Дисбаланс вегетативных влияний при PP- и RR-анализе выявлен также у больных с ХСН. Наблюдались различия как в исходном состоянии, так и в динамике наблюдения в течение года. Анализ структуры сердечного ритма по данным PP-интервалов дает значительную дополнительную информацию о характере нарушений вегетативных влияний на ритмическую функцию синусового узла и желудочков.

Ключевые слова: variability сердечного ритма, variability R-R и P-P интервалов, независимые модуляции, ритмическая активность синусового узла и желудочков, спектральный анализ.

Клин. информат. и Телемед.
2008. Т.4. Вып.5. с.21–29

Актуальность темы

Изучение состояния вегетативной нервной системы (ВНС), а также причин возникновения и клинических проявлений вегетативных расстройств является одной из актуальных проблем современной медицины. Практически нет таких заболеваний в развитии которых не играла бы роль ВНС. В одних случаях она является существенным фактором патогенеза, в других – возникает вторично в ответ на повреждение любых органов и тканей организма.

Среди методов изучения ВНС исследование variability сердечного ритма (ВСР) занимает особое место. Под ВСР понимают изменчивость величин интервалов RR на ЭКГ. При этом ВСР рассматривается не только как показатель функции синусового узла, но в большей степени как интегральный показатель состояния многих систем обеспечения гомеостаза организма.

Симпатические отдел ВНС – это система мобилизации резервов, генерализованного и быстрого вовлечения в реакцию и мобилизацию многих органов и систем. В отличие от этого парасимпатический отдел – это система текущей регуляции физиологических процессов. Многие симпатические и парасимпатические эфферентные волокна находятся в состоянии непрерывного возбуждения, получившего название тонус. В физиологических условиях между тонусом СНС и ПСНС имеет место «относительное равновесие» и в большинстве случаев являются синергичными. Тонкая координация деятельности отделов ВНС

осуществляется надсегментарными центрами с участием коры головного мозга. Тонические влияния симпатического и парасимпатического отделов нервной системы наиболее подробно исследованы на сердце [5].

Как известно, вегетативная иннервация сердца не является симметричной. Симпатическая иннервация сердца осуществляется из звездчатого и верхнего шейного ганглиев. Правосторонние симпатические нервы подходят к синусовому узлу (СУ), межжелудочковой перегородке и передней стенке сердца, левосторонние – к АВ узлу и задне-боковой стенке [3, 4].

В желудочки терминали блуждающих нервов проходят по сосудам проводящей нервной системы сердца. Афферентные и эфферентные волокна блуждающего нерва пересекают АВ соединение и располагаются субэндокардиально. Парасимпатические нервы, расположенные в субэндокардиальном слое, идут к синусовому и АВ узлам, густо расположены в области задненижней стенки ЛЖ [7].

На синоаурикулярном уровне нет строго разграничения симпатического и парасимпатического влияний, на уровне АВ узла влияние обоих отделов ВНС более разграничено. Изменение времени АВ проведения в ответ на повышение симпатической или парасимпатической активности зависит от тонуса другого отдела. Нейрогистологические исследования показали, что СУ и АВ узел находятся, в основном, под влиянием блуждающего (и в меньшей степени симпатического) нерва, а желудочки контролируются, в основном, СНС [6, 7, 10].

Выделяют также интракардиальные (обусловлены изменением ОЦК и пе-