

УДК 616.007:517.988

Метод русел и джокеров в исследовании биоэлектрической активности мозга

© О. Ю. Майоров^{1,2}, В. Н. Фенченко^{1,3}¹Харьковская медицинская академия последипломного образования
МЗ Украины²Институт Медицинской информатики и Телемедицины, Харьков, Украина³Физико-технический институт низких температур им. Б. И. Веркина,
НАН Украины, Харьков

Резюме

Предложен новый подход для оценки ЭЭГ с использованием концепции «русел» и «джокеров». Установлено, что ЭЭГ сигнал является неоднородным с позиций нелинейной динамики. Динамическая система мозга претерпевает изменения, которые отражаются на относительно небольших участках ЭЭГ, они могут быть визуально незаметны. Предложено при проведении нелинейно-динамического анализа ЭЭГ предварительно провести сегментацию сигнала, полагая сегментом участок записи, в пределах которого амплитуда сигнала сохраняет достаточно большое значение. Значительное уменьшение амплитуды может свидетельствовать о переходе к другому «микросостоянию» мозга. Для определения перехода к другому «микросостоянию» предложено оценивать характер изменения фазы сигнала в пределах выделенных сегментов. Сегменты с одинаковым характером изменения фазы образуют «русла», в пределах которых исследуемая динамическая система мозга неизменна. После выделения «русел» проводится их нелинейно-динамический анализ и восстановление исследуемой динамической системы. При соответствующей модификации расчетных алгоритмов такой подход позволяет выполнить нелинейно-динамический анализ даже, если доступны лишь отдельные участки «русла».

Ключевые слова: ЭЭГ, детерминированный хаос, реконструкция, метод «русел» и «джокеров».

Клин. информат. и Телемед.
2012. Т.8. Вып.9. с.17–23

1. Введение

В настоящее время происходит активное продвижение новых технологий изучения биоэлектрической активности мозга, таких как томография и магнито-резонансная визуализация, позитронно-эмиссионная и однофотонно-эмиссионная томография. Но эти технологии имеют низкое временное разрешение, поэтому в исследованиях фундаментальных механизмов деятельности мозга по-прежнему используется метод электроэнцефалографии (или родственной ей магнитоэнцефалографии), так как он практически безынерционный относительно процессов нервной деятельности любого уровня. Недоступная же методу ЭЭГ объемная реконструкция активности мозга компенсируется тем обстоятельством, что основные процессы высшей нервной деятельности происходят в относительно тонком слое коры больших полушарий мозга [1–2].

Исторически вначале возникло предположение, что особенности ЭЭГ-сигнала как продукта очень сложной системы наиболее адекватным образом могут быть описаны в терминах математической статистики [3, 4]. Однако уже в первых работах, посвященных анализу статистических свойств ЭЭГ, было показано, что короткие сегменты ЭЭГ, как правило, хорошо аппроксимируются гауссовским распределением, а более длинные обычно ему не подчиняются. Можно было предположить, что более продолжительные записи ЭЭГ отличались тем, что были составлены

из отдельных фрагментов, каждый из которых аппроксимировался своим законом нормального распределения, а в совокупности распределение естественно не следовало нормальному закону распределения [5]. Поэтому в попытках оценить базовые статистические параметры ЭЭГ исследователи столкнулись с проблемой, когда свойства даже одно-двух минутного фрагмента ЭЭГ не соответствуют свойствам составляющих этот фрагмент коротких участков ЭЭГ записи [6].

В тоже время относительно недавно появившийся и интенсивно развивающийся нелинейно-динамический подход к анализу ЭЭГ привел к появлению новых методов анализа [7–10]. Заметим, что особое значение этого подхода заключается в том, что он позволяет не только получить устойчивые и показательные оценки динамического состояния тех или иных систем мозга, но дает тонкий диагностический инструмент, который можно использовать для содержательной интерпретации различных аномальных процессов в коре головного мозга [11]. Многочисленными исследованиями было установлено, что нормальная динамика ЭЭГ ритмов является хаотической. Обнаружено явное изменение (снижение или значительное повышение) степени хаотичности при возникновении патологии и измененных состояний мозга [см. наши работы, 13–19]. Однако, надежная методология исследований ЭЭГ ритмов методами нелинейного анализа отсутствует, полученные разными авторами результаты зачастую оказываются недостаточно точными и достоверными,

а их интерпретация вызывает сомнения. Поэтому, к сожалению, в настоящее время нелинейно-динамический подход к анализу ЭЭГ представляет преимущественно исследовательский интерес, его практическое применение до конца не ясно и, как следствие, ограничено [20, 21].

Главная причина в том, что ЭЭГ ритмы имеют весьма сложную структуру и представляют собой суперпозицию сигналов, приходящих из разных источников (структур мозга), возможно выполняющих в данный момент разные, в том числе и не связанные между собой, функции. Поэтому непосредственный анализ «хаотичности» такой активности затруднителен и не может быть в полной мере надежным, так как реконструкция ЭЭГ аттракторов может быть проведена только в фазовых пространствах весьма высокой размерности. Как правило, качественно выполнить такую реконструкцию невозможно из-за неизбежного шумового фона и ограниченности доступного для анализа промежутка времени, что обусловлено нарушением условия стационарности. По-видимому, это вызвано тем, что испытуемый не может сколь угодно долго пребывать в одном и том же состоянии.

2. Постановка задачи и методология

При исследовании биоэлектрической активности мозга с позиций детерминированного хаоса исходят из того, что она может быть описана в рамках диссипативных систем [22]. Тогда, установив наличие детерминированного хаоса, можно, в частности, оценить [23–25]:

- размерность аттрактора, которая позволяет судить о том, как много компонентов участвуют в формировании динамической системы и служит характеристикой ее «сложности»;
- энтропию процесса, показывающую степень «предсказуемости» протекающего процесса и являющаяся мерой того, насколько сильными могут быть изменения, вызванные малыми возмущениями (отличиями) в начальном состоянии системы.

Как известно, процесс реконструкции аттрактора биологической системы заключается в построении по ряду $\{x_j\}_{j=1, \dots, \infty}$, полученному в результате измерения через определенные ин-

тервалы времени биоэлектрического сигнала (x_t), нового (реконструированного) аттрактора, обладающего теми же параметрами, что и исходный. Для этого строят m -мерные вектора $\{Z^{(j)}\}_{j=1, \dots, N-(m-1)d}$, где $Z_k^{(j)} = x_{j+d(k-1)}$, $k=1, 2, \dots, m$, а d – смещение. Тогда при достаточно большом m параметры реконструированного аттрактора в m -мерном пространстве Z совпадают с параметрами исходного аттрактора в n -мерном пространстве X [26].

Основной характеристикой аттрактора, характеризующей степень его «неоднородности» является Хаусдорфова размерность. Однако ее вычисление для аттракторов больших размерностей нереально, поэтому используют оценку снизу определяя корреляционную размерность аттрактора [26]

$$D_2 = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \frac{\ln \left(\sum_{i=1}^{\infty} p_i^2 \right)}{\ln \varepsilon} = \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{\ln C(K, m, \varepsilon)}{\ln \varepsilon}, \quad m \geq 2n+1,$$

где p_i – вероятность попадания точки аттрактора в i -ю ячейку, размера ε ,

$$C(K, m, \varepsilon) = \frac{1}{K^2} \sum_{i,j=1}^K \theta \left(\varepsilon - \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{k=1}^m (Z_k^{(i)} - Z_k^{(j)})^2} \right)$$

– корреляционная сумма, θ – функция Хевисайда, K – число рассматриваемых точек.

Другой важной характеристикой динамической системы является энтропия Колмогорова-Синая, которая характеризует скорость потери динамической системой информации. Ее вычисление также мало реально, поэтому используют оценку снизу, определяя корреляционную энтропию [26]

$$H_2 = - \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{K \rightarrow \infty} \frac{1}{K} \ln \sum_{i_0, \dots, i_K} p_{i_0, \dots, i_K}^2 = \frac{1}{d\tau} \lim_{\varepsilon \rightarrow 0} \lim_{m \rightarrow \infty} \ln \frac{C(K, m, \varepsilon)}{C(K, m+1, \varepsilon)},$$

где d – смещение реконструкции, τ – шаг дискретизации по времени, а p_{i_0, \dots, i_K}^2 – совместная вероятность того, что траектория в последовательные моменты с интервалом τ проходит через ячейки i_0, i_1, \dots, i_K .

Для корректного вычисления корреляционной размерности и энтропии необходимо оценить вероятность попадания точек аттрактора в ячейки достаточно малых размеров в пространстве «вложения» высокой размерности, так как иначе не удастся выявить структуру

аттрактора и оценить скорость потери динамической системой информации. Минимальный размер ячеек, очевидно, ограничивается влиянием «шума». Как известно, биоэлектрическая активность обычно представляет собой макроскопический хаос с «шумом» на микроуровне, т.е. выбор детерминированного хаотического или стохастического описания определяется масштабом рассмотрения. Однако большинство исследователей вопрос об адекватности применяемой «хаотической» модели специально не изучают, полагая получить ответ в процессе реконструкции. Между тем корректно определить «уровень» шума, т.е. определить минимально различные расстояния в фазовом пространстве в процессе реконструкции аттрактора, как правило, не удается из-за ограниченности длины стационарных участков.

Разделить масштабы рассмотрения можно, основываясь на Ляпуновских показателях для конечных возмущений [27]. Если в некотором интервале масштабов Ляпуновский показатель $\lambda(\varepsilon)$ для возмущения ε сохраняют значение, то в этом интервале масштабов процесс, имеющий отражение в биоэлектрической активности, целесообразно описывать как детерминированный хаотический, если же $\lambda(\varepsilon)$ увеличивается с уменьшением ε , то процесс следует рассматривать как стохастический и анализировать его с использованием адекватных методов. Во многих случаях ЭЭГ сигнал на малых масштабах имеет стохастический характер и поэтому получение корректных оценок его «параметров хаоса» затруднено, а попытка сделать это приведет к получению недостоверного и завышенного значения размерности аттрактора и энтропии процесса, что, впрочем, довольно часто встречается в работах отдельных исследователей. Кроме того, как правило, при вычислении «параметров хаоса» используется «метод насыщения», т.е. размерность пространства вложения увеличивают до тех пор, пока вычисляемые параметры не перестают увеличиваться. Однако наличие шума приводит к тому, что насыщения не происходит – все время продолжается некоторый рост вычисляемого параметра. В этом случае исследователи достаточно произвольно выбирают требуемую размерность вложения и получают неправильные (завышенные) результаты.

Это обычный подход к анализу ЭЭГ сигнала с позиций детерминированного хаоса и при таком подходе совсем не ставится задача построения модели эволюции динамической системы, описывающей биоэлектрическую активность, т.е. не делаются попытки понять физические механизмы происходящих

процессов и изменений [например, 28–33]. Это приводит к неизбежным сложностям при интерпретации полученных данных и выявленные в эксперименте изменения не находят достаточно ясного объяснения в терминах конкретных процессов. Поэтому наиболее адекватным подходом будет построение математической модели динамического процесса, количественно соответствующей экспериментальным данным. Однако для этого нужно правильно выбрать вид оператора эволюции, который должен наиболее полно отражать свойства исходной системы. Можно ожидать [34–36], что наиболее адекватной формой оператора эволюции динамической системы мозга является модель в виде динамической системы, которая в явном виде включает случайную («шумовую») компоненту [36]

$$x_{n+1} = D(x_n, \mu) + S(x_n, \nu) \cdot \xi_n,$$

где x_n – вектор некоторой размерности d , характеризующий состояние системы, D – детерминированная часть оператора эволюции, отвечающая за детерминированное изменение состояния системы со временем и зависящая, кроме текущего состояния системы, от набора параметров μ , матрица S размерности $d \times d$ – стохастическая часть оператора эволюции, определяющая степень воздействия шума на динамику системы и зависящая от набора параметров ν , последовательность векторов ξ_1, \dots, ξ_n размерности d представляет собой белый гауссов шум с некоррелированными компонентами.

Детерминированная часть оператора эволюции воспроизводит наблюдаемую регулярную динамику, отвечающую соответствующему диапазону масштабов, а нерегулярность, вносимая как быстрыми мелкомасштабными внутренними факторами, так и неконтролируемыми внешними воздействиями на систему, описывается стохастической частью оператора.

Оператор эволюции должен количественно описывать сложную динамику исходной системы, иметь наиболее низкую из возможных размерность и включать минимальное число параметров. В общем случае построить такой оператор вряд ли реально.

Однако можно использовать тот факт, что согласно обобщенной концепции Bodenstein G., Praetorius H. M. [37] ЭЭГ-сигнал состоит из практически стационарных сегментов, «соединенных» быстрыми переходными процессами. Именно наличие этих быстрых переходных процессов и приводит к ограничениям в применении аппарата нелинейной динамики для анализа

ЭЭГ, так как приходится иметь дело с моделями высокой размерности. Фазовое пространство таких динамических систем неоднородно и состояние системы на стационарных сегментах может быть с приемлемой точностью охарактеризовано небольшим количеством переменных, составляющих проекцию малой размерности. Такие области называют «руслами», а области, в которых построение проекции малой размерности не удается – «джокерами» [38, 39]. Это, очевидно, области быстрых переходных процессов между стационарными сегментами.

Таким образом, представляется целесообразным новый подход к анализу ЭЭГ методами нелинейного анализа, основанный на представлении ЭЭГ как функционального структурированного кусочно-стационарного процесса. Отметим, что в ряде исследований [40–42] рассматриваются классические фазово-частотные оценки ЭЭГ сигнала на коротких временных интервалах, сопоставимых с длительностью элементарных процессинговых операций мозга. Можно рассчитывать, что такой подход позволит построить адекватную математическую модели ЭЭГ и провести ее последующий анализ с позиций детерминированного хаоса, что позволит повысить точность и достоверность оценки параметров хаоса для соответствующих динамических систем мозга.

Значительное внимание исследователей привлекает α -активность ЭЭГ, где сдвиги в ее интенсивности выступают своего рода «метками» смены рабочих парадигм [43]. С этой точки зрения квазистационарные сегменты α -активности в ЭЭГ могут рассматриваться как «микросостояния» [44] коры больших полушарий, отражающие периоды работы крупных модулей нервной деятельности.

Ранее Remond A., Renault B. [45] выдвинули предположение об организации ЭЭГ сигнала из ограниченного набора элементарных паттернов. Исходя из этого, можно рассчитывать, что ЭЭГ сигнал имеет конечный (и относительно небольшой набор) «русел». Это существенно упрощает задачу выделения «русел» и построения «джокера». Сегментация ЭЭГ должна проводиться так, чтобы каждый выделяемый сегмент отвечал тому или иному «руслу», а переходы между сегментами – «джокерами» того или иного вида. Для этого необходимо выделить в фазовом пространстве области медленной и быстрой динамики. Тогда движение в пределах области медленной динамики может быть приближенно описано с помощью более простой системы (с меньшей размерностью), а для описания движения

в области быстрой динамики, где данная простая система неприменима, можно воспользоваться «джокером».

В известных работах [46, 47] сегментация α -активности ЭЭГ сигнала осуществлялась на основе того или иного сравнения статистических характеристик выделяемых сегментов или выделения кратковременных переходных периодов или резких изменений мощности сигнала. Это оправдано в случае, если для последующего анализа принята стохастическая модель ЭЭГ. Однако, так как в большинстве случаев для ЭЭГ более подходящим и информативным является детерминированное хаотическое описание, то сегментация, по-видимому, можно проводить исходя из предположения, что движение в том или ином «русле» происходит, пока амплитуда сигнала достаточно высока. Снижение амплитуды означает завершение данного «микросостояния» коры больших полушарий (т.е. срабатывание «джокера») и переход с той или иной вероятностью в иное «русло» или, возможно, к возврату в прежнее «русло». Видимо это простейшая модель, которую можно реализовать в рамках концепции «русел» и «джокеров» и которая, тем не менее, позволяет построить достаточно адекватную модель ЭЭГ сигнала в исследуемом нами α -диапазоне.

После проведения сегментации можно определить значения параметров, характеризующих детерминированную часть оператора эволюции в том или ином в «русле», оценить параметры, характеризующие стохастическую часть оператора эволюции и, главное, рассчитать соответствующую размерность аттрактора и энтропию процесса.

Во многих случаях может оказаться так, что для анализа доступны лишь отдельные участки «русла» $\{x_i^{(l)}\}_{i=1, \dots, N_l}$, $l=1, 2, \dots, M$. Например, из-за наличия артефактов на записи сигнала или прерывания «микросостояния», отвечающего «руслу», из-за срабатывания «джокера». При этом длина отдельного участка недостаточна для корректной оценки «параметров хаоса». Тогда для реконструкции аттрактора с использованием всех участков строим m -мерные вектора $\{Z^{(j,l)}\}_{j=1, \dots, N_l-d, l=1, 2, \dots, M}$, где $Z^{(j,l)} = x_{j+d \cdot (l-1)}^{(l)}$, $k=1, 2, \dots, m$, а d – смещение.

Размерность реконструкции обычно определяют по стабилизации параметров аттрактора. Однако при реконструкции «биологических» аттракторов лучше определить размерность реконструкции, вычисляя количество так называемых «ложных ближайших соседей». Это точки, «близкие» в реконструкции размерности m и «далекие» в реконструкции размерности $m+1$.

Кроме того, необходимо использовать тот факт, что при достижении нужной размерности реконструкции и удачном выборе величины смещения d количество «ложных ближайших соседей» резко уменьшается [21, 39].

Далее, установив размерность реконструкции, вычисляем корреляционные суммы

$$C(m, \varepsilon) = \frac{1}{K^2} \sum_{l=1}^M \sum_{i,j=1}^{N_l} \theta \left(\varepsilon - \sqrt{\frac{1}{m} \sum_{k=1}^m (Z_k^{(i,l)} - Z_k^{(j,l)})^2} \right),$$

$$K = \sum_{l=1}^M N_l - M \cdot d \cdot (m-1)$$

причем выбираем значение ε достаточно малым, но так, чтобы количество пар векторов Z_{j_1}, Z_{j_2} , расстояние между которыми в m -мерном пространстве меньше ε было бы большим. Иначе не удастся получить корректную оценку вероятности попадания точек аттрактора в ячейку размера ε .

И, наконец, вычисляем размерность аттрактора и энтропию

$$D_2 \approx \frac{\ln C(m, \varepsilon)}{\ln \varepsilon}, H_2 \approx \frac{1}{d\tau} \ln \frac{C(m, \varepsilon)}{C(m+1, \varepsilon)}$$

Заметим, что известные подходы [например, 46, 47] были направлены на выяснение структуры ЭЭГ сигнала с позиций тех или иных статистических характеристик. В тоже время как можно рассчитывать, что предложенный подход позволит выяснить структуру ЭЭГ сигнала с позиций детерминированного хаоса. Как было отмечено, такое описание ЭЭГ сигнала более информативно и, более перспективно в плане подходов к пониманию физических механизмов процессов и изменений, происходящих в коре головного мозга.

3. Результаты исследований

Применим предлагаемую нами методику к исследованию α -активности ЭЭГ здорового испытуемого в состоянии спокойного бодрствования (рис. 1 а).

Проведенный расчет «параметров хаоса» показывает корреляционную размерность аттрактора $D_2 \geq 3.94$, энтропия процесса $H_2 \geq 0.66$, размерность пространства вложения $n > 5$. Эти параметры указывают на то, что, мы имеем дело

с многомерным хаосом. Достоверный расчет параметров такого «хаоса» требует достаточно длинной записи сигнала, во время которой состояние испытуемого может измениться.

Следуя [47] выделим верхнюю и нижнюю $\{x_i^{min}\}_{i=1}^N$ огибающую сигнала $\{x_i\}_{i=1}^N$, определим его амплитуду (рис. 1 б) $a_i = x_i^{max} - x_i^{min}$ и фазу (рис. 1 с), предполагая ряд «мгновенно гармоническим» —

$$\varphi_i = \arccos \left(\frac{x_i}{a_i} \right).$$

Как видно из рис. 1 б в соответствии со сделанным предположением о том, что переход между микросостояниями коры головного мозга соответствует резкому уменьшению амплитуды сигнала, на записи можно выделить как минимум 8 участков. При этом выделенные участки можно классифицировать по характеру изменения фазы сигнала. Видимо к одному «руслу» можно отнести участки, в пределах которых фаза меняется относительно слабо, к другому — участки, где наблюдается значительное изменение фазы — рис. 1 с.

На рис. 2, 3 показаны соответствующие «русла». Видно, что они составлены из нескольких участков, т.е. уменьшение амплитуды сигнала само по себе не говорит о переходе к новому «микросостоянию» коры головного мозга, а лишь свидетельствует о наличии такой

возможности. Для того, чтобы выяснить, произошел ли переход к новому «микросостоянию» нужно рассмотреть характер изменения фазы сигнала.

Проведенный расчет «параметров хаоса» показывает для «русла» с малой вариацией частоты корреляционную размерность аттрактора $D_2 \leq 1.99$, энтропия процесса $H_2 \leq 0.32$, а для «русла» с большой вариацией частоты корреляционная размерность аттрактора $D_2 \geq 3.71$, энтропия процесса $H_2 \geq 0.61$.

Таким образом, очевидно, что ЭЭГ сигнал имеет явно неоднородный характер, и «параметры хаоса» могут значительно измениться в зависимости от того, какой участок выбран для анализа. Поэтому для повышения точности и надежности расчетов необходимо предварительно выделить на записи сигнала «русла», в пределах которых сигнал относительно однороден с позиций нелинейной динамики, т.е. описывается одной и той же динамической системой.

Заключение

Нами установлено, что ЭЭГ сигнал является неоднородным с позиций нелинейной динамики. Иными словами, соответствующая динамическая система

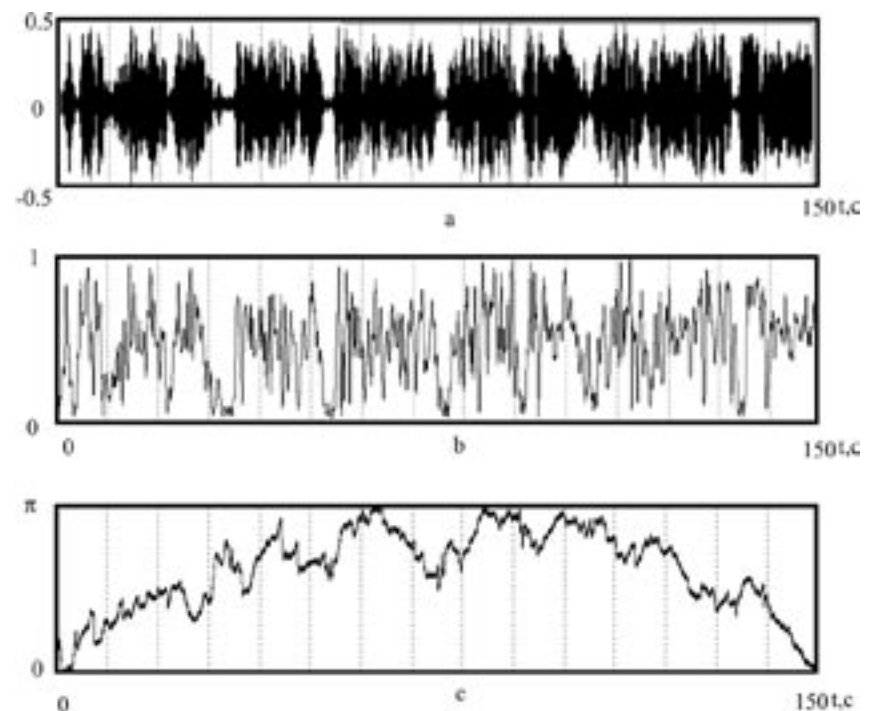


Рис. 1. ЭЭГ сигнал в α -диапазоне (здоровый испытуемый), 150с записи. а — сигнал, б — амплитуда, с — отклонение фазы от среднего.

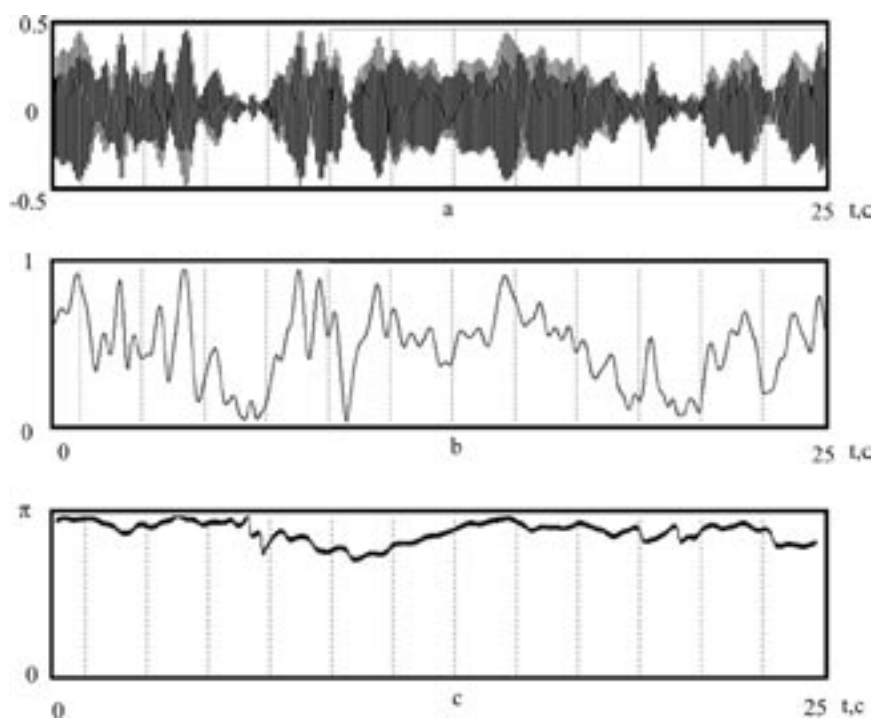


Рис. 2. «Русло» с малой вариацией частоты, 25с записи. а — сигнал, б — амплитуда, с — отклонение фазы от среднего.

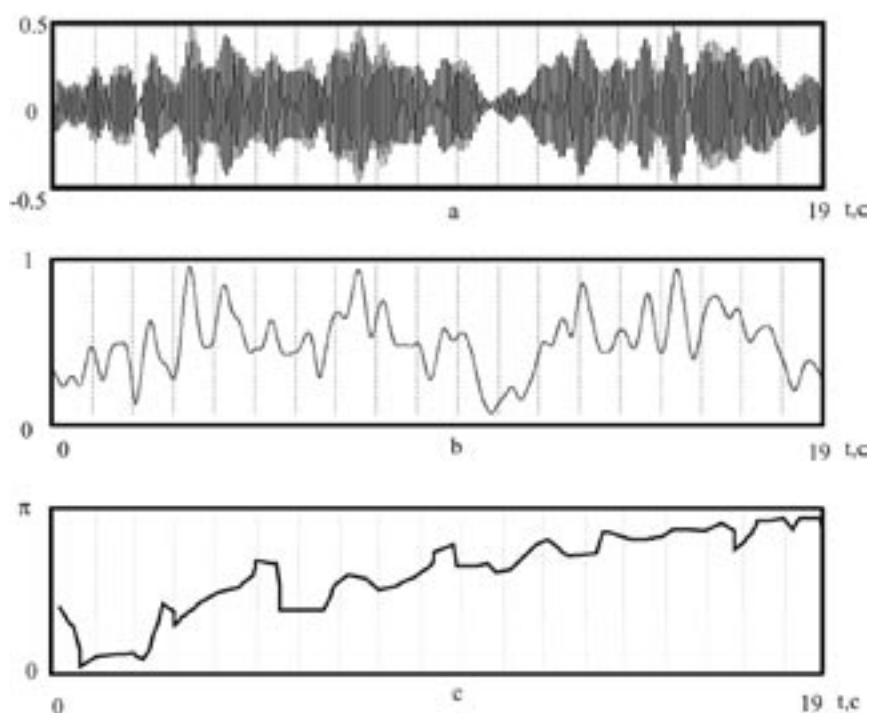


Рис. 3. «Русло» с большой вариацией частоты, 19с записи. а — сигнал, б — амплитуда, с — отклонение фазы от среднего.

претерпевает существенные изменения на относительно небольших по продолжительности участках, причем визуально эти изменения незаметны. Поэтому при проведении нелинейно-динамического

анализа ЭЭГ целесообразно предварительно провести сегментацию сигнала, например, полагая сегментом участок записи, в пределах которого амплитуда сигнала сохраняет достаточно большое

значение. Значительное уменьшение амплитуды может свидетельствовать о переходе к другому «микросостоянию» коры головного мозга. Определить, произошел ли переход к другому «микросостоянию» или нет можно, рассмотрев характер изменения фазы сигнала в пределах выделенных сегментов. Сегменты с одинаковым характером изменения фазы образуют «русла», в пределах которых динамическая система, описывающая состояние мозга неизменна. После выделения «русел» можно провести их нелинейно-динамический анализ и, возможно, восстановить соответствующую динамическую систему. Тот факт, что могут оказаться доступными лишь отдельные участки «русла» не мешает выполнить нелинейно-динамический анализ при соответствующей модификации расчетных алгоритмов.

Литература

1. Thatcher R. W. Tomographic electroencephalography / magnetoencephalography. Dynamics of human neural network switching//J. Neuroimaging. 1995. V. 5(1). P. 355.
2. Pascual-Marqui R. D., Michel C. M., Lehmann D. Low resolution electromagnetic tomography: a new method for localizing electrical activity in the brain // Int. J of Psychophysiology. 1994. V. 18. P. 49.
3. Dumermuth H. G., Molinari L. Spectral analysis of the EEG//Neuropsychobiology. 1987. V. 17. P. 85–99.
4. Lopes da Silva F. H. Analysis of EEG ongoing activity: rhythms and non-stationarities. In: Recent Advances in EEG and EMG Data Processing. / Eds.: N. Vamaguchi and K. Fujisawa Amsterdam: Elsevier. 1981. P. 95–115.
5. Elul R. Gaussian behavior of the electroencephalogram exchanges during performance of mental task. // 1969. Science. V. 164, P. 328–331.
6. Petsche H. Der Januskopf des EEG-Mapping//EEG-Lab. 1990. V. 12. N. 1. C 1–11.
7. 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. World Scientific, Singapore, 1993.
8. Jensen B. H. Nonlinear dynamics and quantitative EEG analysis. EEG clin. Neurophysiol., 1996. Suppl. 45. p.39–56.
9. Aftanas L. I., Lotova N. V., Koshkarov V. I., Pokrovskaja V. L., Popov S. V., Makhnev V. P. Non-linear analysis of emotion EEG: calculation of Kolmogorov entropy and the principal Lyapunov exponent // Neuroscience Letters. – 1997. – V. 226. – P. 13–16.
10. Kantz H., J. Kurths, G. Mayer-Kress. eds. Nonlinear Analysis of Physiological Data Springer (1998).

11. Гласс Л., Мэски М. От часов к хаосу. Ритмы жизни. - М., Мир, 1991.
12. Хакен Г. Принципы работы головного мозга. - М.: ПЕР СЭ, 2001.
13. Майоров О. Ю., Фрицше Л. Н. и др. Оценка динамических систем мозга в состоянии спокойного бодрствования и при интеллектуальной нагрузке на основе энтропии Колмогорова-Синя по ЭЭГ. - Ж. Експ. і клін. мед. 3 (2006).
14. Майоров О. Ю., Фрицше Л. Н., Фрицше М. Оценка энтропии Колмогорова-Синя по ЭЭГ у здоровых мужчин с различной степенью общей тревожности. - Вестник Нац. Ун-та им. В.Н. Каразина, Сер. «Биология». 4 (2006).
15. 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 psychois and schizophrenia. - Abstracts from XXIV Congress of Collegium Internationale Neuropharmacologicum (CINP). Paris (2004).
16. 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).
17. 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).
18. Fritzsche M., Mayorov O. Yu., A. Glukhov, and oth. Anandamide included model-psychosis assessed by nonlinear EEG analysis. - Journal BMC Psychiatry (e-Journal), (2003).
19. Майоров О. Ю., Вязовская О. В. Влияние острого и эмоционального хронического стресса на уровень энтропии Колмогорова-Синя ЭЭГ крыс в условиях иммобилизации. - Ж. Экспериментальна і клінічна медицина. №4 (2006).
20. Майоров О. Ю., Фенченко В. Н. О вычислении параметров детерминированного хаоса при исследовании биоэлектрической активности мозга. - Ж. Клин. Информ. и Телемед. Т.3. № 4 (2006).
21. Майоров О. Ю., Фенченко В. Н. Повышение надежности исследованый детерминированного хаоса в биоэлектрической активности (ЭЭГ, ЭКГ и вариабельности сердечного ритма) методами нелинейного анализа. - Ж. Клин. Информ. и Телемед. Т.5. № 6 (2009).
22. Takens F. In: Rand DA and Young LS, eds. Dynamic Systems and Turbulence. Lecture Notes in Mathematics. V 898. Heidelberg: Springer-Verlag, (1981).
23. Grassberger P., Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors. - Physica D 9: (1983).
24. Grassberger P. and Procaccia I. Characterization of strange attractors. - Phys. Rev. Lett. 50 (1983).
25. Kantz H. and T. Schreiber. Nonlinear Time Series Analysis. New York, NY: Cambridge University Press (2000).
26. Шустер Г. Детерминированный хаос. - М., 1988.
27. Cencini M., Falcioni M., Olbrich E., et al. Chaos or noise: Difficulties of a distinction. // Phys. Rev. E., 2000, V.62, p.427-437.
28. Hively L. M., Protopopescu V. A., Gailey P. C. Timely detection of dynamical change in scalp EEG signals // Chaos. 2000. V. 10, № 4. P. 864-875.
29. Protopopescu V. A., Hively L. M., Gailey P. C. Epileptic event forewarning from scalp EEG // Journal of Clinical Neurophysiology. 2001. V. 18, № 3. P.223-345.
30. Hively L. M., Gailey P. C., Protopopescu V. A. Detecting dynamical change in nonlinear time series // Phys. Lett. A. 1999. V. 258. P. 103-114.
31. Hively L. M., Protopopescu V. A. Channel-consistent forewarning of epileptic events from scalp EEG // IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2003. V. 50, № 5. P. 584-593.
32. Li X. Temporal structure of neuronal population oscillations with empirical model decomposition // Phys. Lett. A. 2006. V. 356. P. 237-241.
33. Jeong J., Chae J.-H., Kim S. Y., Han S.-H. Nonlinear dynamic analysis of the EEG in patients with Alzheimer's disease and vascular dementia // Journal of Clinical Neurophysiology. 2001. V. 18, № 1. P. 58-67.
34. Mukhin D. N., Feigin A. M., Loskutov E. M., Molkov Ya. I. Modified Bayesian approach for the reconstruction of dynamical systems from time series // Phys. Rev. E. 2006. V. 73, № 3. P. 036211.
35. Feigin A. M., Mukhin D. N., Molkov Ya. I., Loskutov E. M., Timushev R. I. Prognosis of Qualitative Behavior of a System by Noisy Chaotic Time-Series // Phys. Rev. E. 2011 (sub judice).
36. Molkov Y. I., Loskutov E. M., Mukhin D. N., Feigin A. M. Random dynamical models from time series // Phys. Rev. E. 2011 (sub judice).
37. Bodenstein G., Praetorius H. M. Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation // Proc. IEEE, 1977. V. 65. P. 642-652.
38. Малинецкий Г. Г., Потапов А. Б. Джокеры, русла или поиски третьей парадигмы. «Знание – Сила», № 3. 1998.
39. Малинецкий Г. Г., Потапов А. Б. Современные проблемы нелинейной динамики. - М.: УРСС, 2002.
40. Bullock T. H., McClune M. C., Achimowicz et al. Temporal fluctuations in coherence of brain waves // Proc. Natl. Acad. Sci. 1995. V. 92. P. 11568-11572.
41. Gevins A., Cutillo B. Spatiotemporal dynamics of component processes in human working memory // EEG and Clin Neurophysiol. 1993. V. 87. P. 128-143.
42. Gevins A., Cutillo B., DuRousseau D. et al. High-resolution evoked potential technology for imaging neural networks of cognition. In: Functional neuroimaging: technical foundations: / Eds.: Thatcher R. W., Hallett M., Zeffiro T. et al. Orlando, FL: Academic, 1994. P. 223-232.
43. Williamson S. J., Kaufman L., Lu Z.-L, Wang J.-Z., Karen D. Study of human occipital alpha rhythm: the alphon hypothesis and alpha suppression. Intern. J. Psychophysiol. 26:63-76. 1997.
44. Lehmann D., Ozaki H., Pall. EEG alpha map series: brain micro-states by space-oriented adaptive segmentation. EEG and Clin Neurophysiol. 67:271. 1987.
45. Remond A., Renault B. La theorie des abjects electrographiques. Rev. // EEG Neurophysiol. 1972. V. 3, 241-256.
46. А. Я. Каплан. Проблема сегментного описания электроэнцефалограммы человека. - Физиология человека, 1999, том 25, № 1, с. 125-133
47. А. Я. Каплан, С. В. Борисов, С. Л. Шишкин, В. А. Ермолаев. Анализ сегментной структуры α -активности ЭЭГ человека. - Рос. физиол. журн. им. Сеченова. Т. 88. № 4. С. 432-442. 2002.
48. Ю. В. Яхно, Я. И. Мольков, Д. Н. Мухин, А. М. Фейгин, Г. Д., Кузнецова, А. В. Габова, С. М. van Rijn. Стохастическое моделирование как способ анализа электрической активности мозга для оценки изменений его состояния (на примере абсанной эпилепсии). - Препринт, Институт прикладной физики РАН, 2011.

Method of channels and jokers in the study of bioelectrical brain activity

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

¹Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education, Ukraine

²Institute for Medical Informatics and Telemedicine LTD, Kharkiv, Ukraine

³B. Verkin Institute for Low Temperature Physics and Engineering of the National Academy of Sciences of Ukraine, Kharkiv

Abstract

A new approach of nonlinear analysis of EEG using the concept of channels and jokers is proposed. The EEG signal is found to be heterogeneous in terms of non-linear dynamics. The dynamic system of the brain undergoes significant changes, which is reflected in relatively small EEG segments; they can be visually unnoticeable. During the non-linear dynamic analysis of the EEG signal, the prior segmentation of the signal assumes that the segment is a part of the recording where the amplitude of the signal remains sufficiently high. Significant decrease of the amplitude can be evidence of the transition to the other «microstate» of the brain. In order to determine the transition to the other «microstate», an assessment of the character of the signal phase change within marked segments is proposed. The segments with the same

character of the phase change form channels, within whose the studied dynamic brain system is without changes. After identification of channels, their non-linear dynamic analysis and reconstruction of the studied dynamic system are carried out. Providing the corresponding modification of the algorithms of calculations, this approach allows carrying out the non-linear dynamic analysis even in the case when only few parts of the channel are present.

Key words: EEG, deterministic chaos, reconstruction, method of channels and jokers.

Метод русел і джокерів в дослідженні біоелектричної активності мозку

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

¹Харківська медична академія після-дипломної освіти МОЗ України

²Інститут Медичної інформатики і Телемедицини, Харків, Україна

³Фізико-технічний інститут низьких температур ім. Б. І. Веркіна НАН України, Харків

Резюме

Запропонований новий підхід для оцінки ЕЕГ методами нелінійного ана-

лізу з використанням концепції «русел» і «джокерів». Встановлено, що ЕЕГ сигнал є неоднорідним з позицій нелінійної динаміки. Динамічна система мозку зазнає істотні зміни, які відбиваються на відносно невеликих ділянках ЕЕГ, вони можуть бути візуально непомітні. Запропоновано при проведенні нелінійно-динамічного аналізу ЕЕГ заздалегідь провести сегментацію сигналу, вважаючи сегментом ділянку запису, в межах якої амплітуда сигналу зберігає достатньо велике значення. Значне зменшення амплітуди може свідчити про перехід до іншого «мікростану» мозку. Для визначення переходу до іншого «мікростану» запропоновано оцінювати характер зміни фази сигналу в межах виділених сегментів. Сегменти з однаковим характером зміни фази утворюють «русла», в межах яких досліджувана динамічна система мозку незмінна. Після виділення «русел» проводиться їх нелінійно-динамічний аналіз і відновлення досліджуваної динамічної системи. При відповідній модифікації розрахункових алгоритмів такий підхід дозволяє виконати нелінійно-динамічний аналіз навіть, якщо доступні лише окремі ділянки «русла».

Ключові слова: ЕЕГ, детермінований хаос, реконструкція, метод «русел» і «джокерів».

Переписка

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