



КАРТИРОВАНИЕ КОРРЕЛЯЦИОННОЙ РАЗМЕРНОСТИ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ЧЕЛОВЕКА

И.Э. Дмитриев

Работа посвящена картированию корреляционной размерности сигнала электроэнцефалограммы при стабильных функциональных состояниях мозга человека, что позволяет охарактеризовать пространственно-временной паттерн активности нейронов коры головного мозга в терминах размерности системы макроосцилляторов, порождающих колебательный процесс. Исследовано влияние элементарных ментальной и физиологической нагрузок на карту корреляционной размерности электроэнцефалограммы, соответствующую состоянию спокойного бодрствования. Метод был также применен для анализа электроэнцефалограммы испытуемого, по субъективным оценкам считающего себя экстрасенсом, до и во время различных типов сенситивной деятельности.

Введение

В настоящее время известно приблизительное соответствие той или иной анатомической структуры мозга определенной функции. Но, несмотря на это, конкретный смысл утверждения «психические процессы определяются электрохимическими сигналами нейронов мозга» остается неясным. Таким образом, хотя вопрос «где?» более или менее освещен, ответ на вопрос «как?» требует принципиально иного подхода.

Психический процесс осуществляется одновременным активированием миллионов нейронов, причем паттерн этой активности меняется со временем. Очевидно, что оценка конкретного поведения такого числа элементов не представляется возможной. С другой стороны, опыт изучения сложных систем показывает, что часто для понимания функционирования системы «в целом» необязательно знать свойства отдельных элементов. Так, нервные клетки могут проявлять свойства самоорганизации, образуя в совокупности более простые структуры. Следовательно, метод изучения кода психических процессов должен быть макроскопическим, иметь непосредственное отношение к электрической активности нейронов мозга и обладать высоким временным разрешением. Из арсенала нейрофизиологических методов только магнито- и электроэнцефалография удовлетворяют всем трем условиям.

Однако, несмотря на почти 70-летнюю историю электроэнцефалографии, полученные до сих пор результаты по электроэнцефалографическим коррелятам психической деятельности представляют собой не более чем феноменологию. Одной из причин такого положения, по-видимому, является применение

недостаточно адекватных методов математической обработки электроэнцефалограмм (ЭЭГ). С одной стороны, это методы анализа случайных процессов, что в некоторой степени противоречит смыслу задачи, с другой – методы анализа линейных систем, хотя очевидно, что мозг таковой системой не является. Применение вероятностного подхода осуществляется в предположении, что число степеней свободы рассматриваемой системы очень велико. Однако относительно ЭЭГ это предположение сильно недооценивает возможности самоорганизации нейронной популяции.

В последние годы стала популярной гипотеза о динамической природе ЭЭГ. В этом случае предполагается, что процессы работы мозга, отражением которых служит сигнал ЭЭГ, можно описать некоторой гипотетической системой конечного числа автономных обыкновенных дифференциальных уравнений с нелинейными правыми частями. Также предполагается, что каждому стабильному состоянию мозга, а значит и каждому характерному паттерну ЭЭГ, соответствует аттрактор этой системы.

В рамках этой рабочей гипотезы был проведен ряд исследований сигнала ЭЭГ человека с использованием алгоритма Грассбергера – Прокачиа [1] для определения корреляционной размерности ν аттрактора системы по порождаемому ею скалярному временному ряду. Так в [2] исследовалась ЭЭГ второй и четвертой стадий сна. Для одного из испытуемых были найдены корреляционные размерности $\nu_2=5.03\pm 0.07$ и $\nu_4=4.05\pm 0.5$. В дальнейших работах были определены корреляционные размерности для таких функциональных состояний мозга, как кома [3], спокойное бодрствование [3–5], эпилепсия [3,6], все стадии сна [7].

Из электрофизиологии известно [8,9], что ритмы спонтанной ЭЭГ в большей степени связаны с некоторыми стабильными функциональными состояниями мозга (так называемыми «состояниями сознания»), чем с локальными физиологическими событиями. Это утверждение находится в полном согласии с гипотезой о существовании для ЭЭГ каждого функционального состояния такого асимптотического объекта, как аттрактор, на фоне которого и разворачиваются ЭЭГ-отражения интересующих нас психических процессов. Они могут проявляться в возмущении или даже разрушении существующего аттрактора, в переходе траектории системы на другую его ветвь, во временной стабилизации какого-нибудь предельного цикла и т.д.

В настоящее время уже разработаны модели психических функций на основе систем обыкновенных дифференциальных уравнений и отображений, в которых реализуются хаотические режимы – это модели восприятия [10] и ассоциативной памяти [11], причем модель восприятия основывается на конкретном электрофизиологическом материале. Модели обладают такими важными свойствами, как возможность распознавания и воспроизведения образов по их частям и резонансный механизм «узнавания». Существуют также попытки связать межиндивидуальные вариации корреляционной размерности ЭЭГ человека с такой психологической характеристикой, как объем кратковременной памяти [12].

Все вышесказанное претендует на роль новой парадигмы в нейробиологии, поэтому так важно собрать фактический материал по характеристикам реальных аттракторов ЭЭГ, соответствующих стабильным функциональным состояниям мозга. Алгоритм вычисления корреляционной размерности дает возможность количественно охарактеризовать и сравнить эти состояния по сложности лежащей в их основе динамики. Показано, например, что чем глубже сон, тем меньше корреляционная размерность соответствующего аттрактора [2,7]. Это свидетельствует об уменьшении «сложности» динамики при переходе в функционально более бедное состояние. То же можно сказать и о патологии. В [13] исследованы случаи локальной травмы и опухоли мозга. Деструктивное органическое поражение уменьшает число взаимодействующих нейронных генераторов в соответствующей области. Так, при опухоли сигнал, снимаемый с пораженного полушария, имел корреляционную размерность на уровне 2.3, а при травме – 2.8.

Однако до сих пор остается не проясненным вопрос о влиянии ментальной и

физиологической нагрузки на исследуемую динамику, другими словами, не проверена устойчивость аттракторов ЭЭГ исследуемых состояний мозга на возмущение этих состояний. Также нет достаточно подробной картографии корреляционной размерности при различных функциональных состояниях мозга, поскольку исследователи, в основном, ограничиваются обработкой небольшого числа отведений ЭЭГ.

Эти замечания следует рассматривать как «точки роста» при проведении дальнейших исследований, и именно на прояснение изложенных вопросов направлена настоящая работа. Представлены данные по 16-канальной регистрации ЭЭГ, что дает возможность исследовать не только временную, но и пространственную составляющую паттерна активности. Исследовано влияние элементарных ментальной и физиологической нагрузки на устойчивость аттрактора ЭЭГ состояния спокойного бодрствования. Кроме того, предлагается расширить набор изучаемых функциональных состояний и применить алгоритм для анализа так называемых измененных состояний сознания, возникающих у человека при различных формах аутотренинга, медитации, приеме психотропных препаратов, экстрасенсорном восприятии и целительстве. Сделан первый шаг в этом направлении – обследовался один испытуемый, считающий себя экстрасенсом.

Материалы и методы исследования

Функциональные состояния мозга. Исследования проводились на 8-ми здоровых испытуемых (2 женщины и 6 мужчин, все правши, обозначены как А–И) в состоянии спокойного бодрствования (релаксация с закрытыми глазами), при ментальной нагрузке (мысленный счет от 1000 вниз с шагом 1) и при такой стандартной для ЭЭГ-обследований физиологической нагрузке, как гипервентиляция (испытуемому предлагалось ритмично дышать с частотой примерно 16–20 вдохов в минуту, поддерживая глубину вдоха и полноту выдоха на максимальном уровне). Дополнительно обследовался испытуемый (Д), по субъективным оценкам считающий себя экстрасенсом. Обследованный сенситив утверждает, что способен вызывать у себя несколько субъективно четко различаемых состояний и поддерживать их по крайней мере 5 минут. Два зафиксированных состояния интерпретировались испытуемым как прием и отдача «энергии». Это понятие поставлено в кавычки, поскольку ни автор, ни испытуемый не знают, что за ним скрывается. Субъективно эта «энергия» ощущается сенситивом как поток тепла.

Процедура измерения. Во время эксперимента испытуемый с закрытыми глазами сидел, расслабившись, на стуле в отдельной затемненной комнате. На его голове с помощью резинового шлема крепились мостиковые электроды, расположенные согласно системе 10–20 [8]. Запись велась монополярно по 16-ти отведениям с референтным электродом на ухе ипсилатерального полушария. Отведенные потенциалы подавались на блок усилителей электроэнцефалографа «Медикор», а затем оцифровывались с частотой 250 Гц с помощью 10-разрядного аналого-цифрового преобразователя (АЦП) и записывались в память компьютера в виде отрезков длиной в 65536 точек, соответствующих примерно 4.4 мин. Из-за неисправности одного из каналов АЦП сигнал от отведения Т5 игнорировался.

Математические методы обработки. Дальнейшая обработка велась с помощью программного комплекса «BRAINCHAOS», разработанного автором. Полученные отрезки ЭЭГ просматривались на предмет наличия артефактов, затем из них вырезались чистые последовательности длиной примерно в 30 с (8000 точек) и подвергались анализу с помощью алгоритма Грассбергера – Прокаччия [1]. Вводилось предположение, что процессы работы мозга, отражением которых служит сигнал ЭЭГ, можно описать некоторой гипотетической системой конечного числа дифференциальных уравнений вида

$$\dot{X} = F(X), \text{ где } X \in R^n,$$

и предполагалось, что каждому стабильному состоянию мозга, а значит, и каждому характерному паттерну ЭЭГ соответствует аттрактор этой системы. По скалярному ЭЭГ-сигналу $z(t)$ от каждого из 16-ти отведений строились векторы

$$Z(t) = (z(t), z(t+\tau), z(t+2\tau), \dots, z(t+(d-1)\tau))^T,$$

где d – размерность вложения; τ – задержка, которая определялась как первый нуль автокорреляционной функции сигнала. В результате этих преобразований генерировалось множество точек $Z(t) = \Lambda(X(t))$, принадлежащих d -мерной реконструкции аттрактора, где $X(t)$ – точки, лежащие на n -мерном аттракторе гипотетической системы, а Λ отображает R^n на R^d . При $d \geq 2n+1$ метод гарантирует, что отображение Λ является взаимно однозначным и обратимым. Аттрактор реконструировался при последовательно увеличивающейся размерности вложения d . Исходя из построенного конечного множества точек $Z(t)$ производился подсчет корреляционного интеграла

$$C(d,r) = (1/N^2) \sum_{\substack{i,j=0 \\ i \neq j}}^N \Theta(r - \|z_i - z_j\|_d),$$

причем для ускорения вычислений использовалась норма вида

$$\|z_i - z_j\|_d = \max_{k=1+d}^k |z_i - z_j|_k.$$

Корреляционная размерность ν оценивалась по уровню насыщения ступеньки (если она была) на графиках $f'(\log r)$ при размерности вложения $d \in [2; 15]$, где f определена равенством $\log C(r) = f(\log r)$. Графики строились последовательно, и при достижении насыщения ν фиксировалось. Кроме определения корреляционной размерности аттрактора метод позволяет также оценить n . Очевидно, что ν оценивает n снизу, а d_0 – размерность вложения, при которой происходит образование ступеньки, – сверху.

Однако, поскольку на практике вычисление $C(r)$ производится на конечной выборке, существуют ограничения на диапазон определяемых ν . Согласно результатам [14] значения $\nu > 5$ следует рассматривать лишь как оценочные.

Результаты и обсуждение

Рис. 1 иллюстрирует вычисление корреляционной размерности по экспериментально полученному временному ряду. После регистрации сигнала (рис. 1, а) и нахождения первого нуля его автокорреляционной функции (рис. 1, б), который определяет величину задержки τ , реконструируются фазовые портреты системы, причем размерность вложения d пробегает диапазон от 2 до 15. На рис. 1, в показана двумерная ($d=2$) реконструкция. Она представляет собой некоторое облако точек без явных особенностей, что и следовало ожидать для проекции многомерного аттрактора сложной структуры. Далее, исходя из полученных фазовых портретов, строятся семейство корреляционных интегралов в двойном логарифмическом масштабе (рис. 1, г) и производные функции $f(\log r)$ (рис. 1, д, е). На малых масштабах основной вклад в f' вносят шумы дискретизации, в то время как на больших – ограниченность аттрактора. В промежутке между областями проявления этих двух эффектов можно определить корреляционную размерность аттрактора. Графики f' на рис. 1, д, где d пробегает значения от 2 до 10,

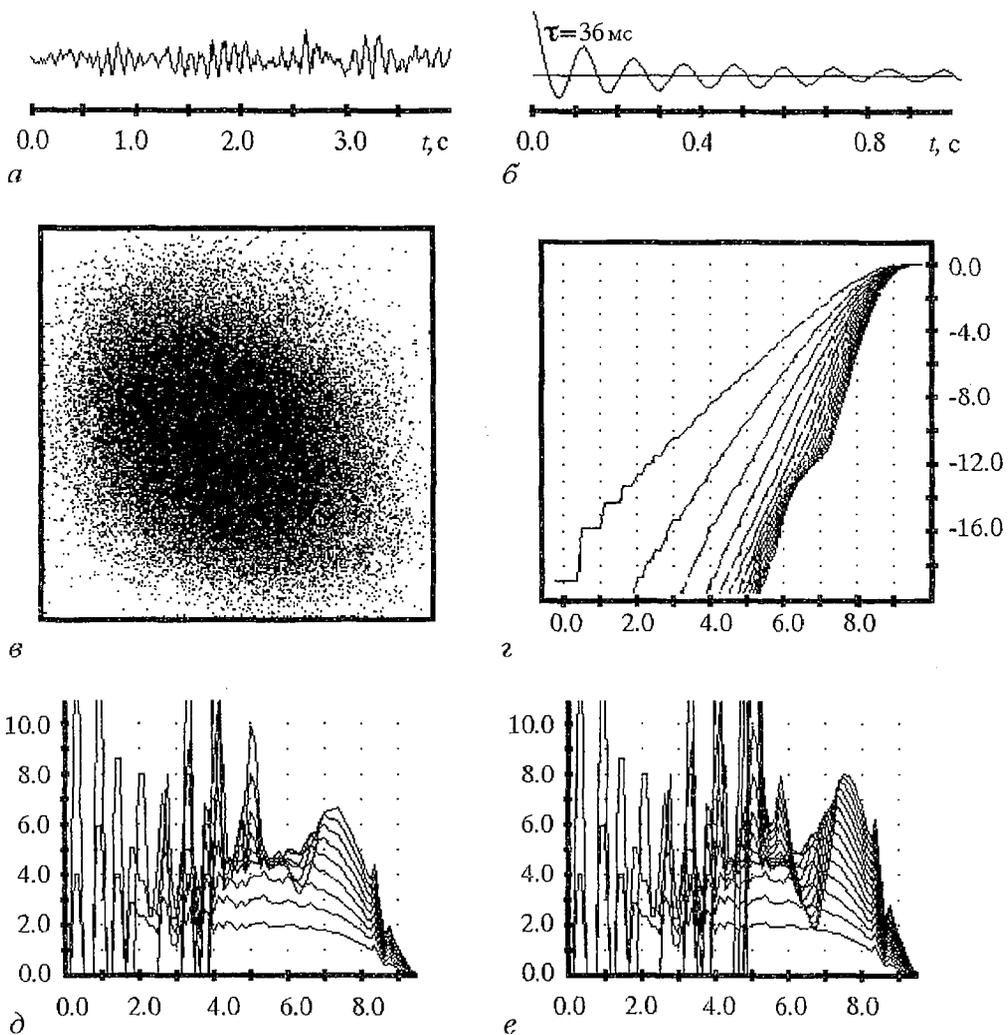


Рис. 1. Вычисление корреляционной размерности: испытуемый Г, гипервентиляция, отведение РЗ. *a* – сигнал ЭЭГ; *b* – автокорреляционная функция сигнала и определенная по ее первому нулю задержка τ ; *c* – реконструкция фазового портрета $(z(t), z(t+\tau))$; *d* – семейство корреляционных интегралов в двойном логарифмическом масштабе: по оси ординат – $\log_2 C(r)$, по оси абсцисс – $\log_2 r$, $d \in [2;15]$; *e* – по оси ординат – производная $\log_2 C(r)$ по $\log_2 r$, по оси абсцисс – $\log_2 r$, $d \in [2;10]$; *e* – по оси ординат – производная $\log_2 C(r)$ по $\log_2 r$, по оси абсцисс – $\log_2 r$, $d \in [2;15]$

демонстрируют четко выраженную ступеньку на уровне 4.5, которая образована кривыми с $d \geq 5$, то есть $\nu = 4.5 \pm 0.5$, $d_0 = 5$. Отсюда следует, что для моделирования рассматриваемого сигнала достаточно 5 независимых переменных. Однако при дальнейшем увеличении d до 15 (рис. 1, *e*) ступенька начинает «размываться». Такое поведение f' было типичным для большинства случаев. По-видимому, это связано с ограниченностью обрабатываемых реализаций. При постоянном количестве точек разрешение объекта с увеличением размерности вложения уменьшается. В результате наступает момент, когда его начинает не хватать для исследования локальной структуры аттрактора.

В табл. 1 представлены корреляционные размерности по всем проведенным экспериментам. Если определить корреляционную размерность не удалось, то есть ступеньки на графиках f' не было, в таблице ставился знак «?». Такая ситуация не поддается однозначной интерпретации. Во-первых, возможно

Таблица 1

Корреляционная размерность

		Полушарие															
		левое								правое							
Исп	Fp1	F3	F7	C3	T3	P3	T5	O1	Fp2	F4	F8	C4	T4	P4	T6	O2	
Спокойное бодрствование																	
А	4.0	4.2	4.8	4.3	5.0	5.0		7.0	3.8	3.8	4.0	4.5	4.8	4.8	4.8	7.5	
Б	3.8	4.0	4.0	4.0	4.0	4.0		4.6	4.2	4.0	4.5	4.5	4.6	5.6	5.0	5.0	
В		?	5.5	6.3	6.5	6.9		7.2	4.3	4.1	4.5	4.5	4.5	4.9	4.7	?	
Г	5.8	7.5	5.7	4.8	5.0	4.7		4.8	6.0	6.4	6.0	6.2	5.6	6.0	?	7.0	
Д	7.0			6.0	8.0	6.0		6.5	8.5	7.5	?	7.0	?	8.0	?	8.5	
Д*	8.0			8.0		6.8		6.2	?	8.5		8.8		8.0		?	
Е	4.2	4.2	4.5	4.1	4.3	4.2		5.0	4.8	5.0	4.4	5.5	4.7	5.2	5.6	6.2	
Ж	4.2	6.0	7.5	4.0	4.7	4.2		4.0	6.0	5.5	6.5	5.8	6.0	5.2	?	?	
З	6.5	6.0		5.2		5.0		6.5	4.7	5.1	5.8	5.8	8.0	5.2	6.2	6.0	
И	4.0	4.5	4.5	4.8	4.7	5.2		9.0	4.2	4.5	5.0	4.8	5.2	5.6	5.5	9.5	
Обратный счет																	
А	4.0	4.0	4.8	4.3	5.2	5.0		5.6	4.0	4.0	4.2	4.8	5.0	5.0		7.0	
Б	3.8	4.0	4.0	4.3	4.0	4.0		4.5	4.3	4.5	4.5	4.9	4.5	5.5	4.8	6.0	
В		8.0	5.4	6.2	8.0	6.2		7.0	4.2	4.5	4.5	4.8	5.0	5.0	5.0	?	
Г	5.0	5.0	4.8	4.7	4.1	4.8		4.3	5.6	5.2	5.1	5.0	5.5	4.9	?	5.5	
Е	4.4	4.3	4.8	4.4	4.5	4.5		5.0	5.0	4.8	4.2	5.1	4.8	5.0	5.0	6.0	
Ж	4.5	6.6	?	4.0	5.0	4.8		4.7	6.3	6.0	6.8	5.8	?	5.0	?	7.0	
З	6.0	5.8		5.0		4.5		8.5	4.5	4.8	5.3	5.4	6.7	5.0	5.8	6.5	
Гипервентиляция																	
А	3.8	4.0	6.0	4.3	5.2	4.5		7.8	4.0	4.0	4.5	4.5	5.2	4.8		7.5	
Б	3.8	4.0	4.0	4.5	4.4	4.5		4.5	4.0	4.0	4.3	4.5	4.5	6.0	4.5	5.5	
В	6.5	6.5	5.2	5.8		6.0		6.5	4.5	4.6	4.5	5.0	4.7	5.2	5.0	8.0	
Г	4.2	4.5	4.8	4.8	4.8	4.5		4.7	5.8	5.2	5.2	5.6	5.7	5.1	?	6.3	
Д	6.7	5.8	6.7	6.2	8.5	6.2		6.0	7.0	6.5	7.5	8.0	?	?	?	9.0	
Д*	5.0		9.0	4.8		4.6		5.0	5.0	5.0	5.7	5.1	6.5	5.5	8.5	6.0	
Е	4.2	4.5	5.1	4.0	4.7	4.5		5.2	5.0	5.0	4.4	5.0	4.8	5.0	5.0	6.5	
Ж	4.2	6.0	5.6	4.0	4.4	4.3		4.8	5.0	4.7	5.5	4.9	5.8	4.7	8.2	6.8	
З	5.2	5.5		5.2		4.5		5.8	5.0	5.5	7.2	6.1	?	4.8	7.5	5.3	
Прием «энергии»																	
Д	5.0		4.8	5.0	6.0	5.2		5.2	5.5	5.0	5.2	5.0	7.0	6.0	6.0	6.5	
Отдача «энергии»																	
Д	6.0		5.0	5.5	6.8	5.5		5.5	5.9	5.5	5.2	5.0	7.5	5.3	6.5	6.7	
* через две недели																	

насыщение f' при более высоких размерностях вложения. Во-вторых, электрическая активность мозга может иметь локальные очаги стохастичности. Также возможен вариант, связанный с недостатками используемой аппаратуры, а именно – малой разрядностью АЦП (10 бит), что ограничивает рабочий диапазон $\log r$.

Приведенные в табл. 2 результаты демонстрируют пространственное распределение второй определяемой величины – размерности вложения d_0 . Видно, что при $v \leq 6$ она, как правило, больше целой части корреляционной размерности на 1, то есть n оценивается однозначно – $n=d_0$, а при $v>6$ разрыв обычно увеличивается до 2-х или даже 3-х единиц. На рис. 2 представлен пример вычисления корреляционной размерности по всем отведениям при спокойном бодрствовании (испытуемый Ж). В левом нижнем углу показано расположение электродов по системе 10–20 [8].

Таблица 2

Размерность вложения

Полушарие																
левое									правое							
Исп	Fp1	F3	F7	C3	T3	P3	T5	O1	Fp2	F4	F8	C4	T4	P4	T6	O2
Спокойное бодрствование																
А	5	5	6	5	6	6		9	5	4	5	5	5	5	6	9
Б	5	5	5	5	5	5		5	5	5	5	5	5	7	6	6
В		?	6	8	8	8		9	5	5	5	5	5	6	6	?
Г	7	10	7	6	6	6		6	7	8	8	8	7	7	?	9
Д	9			7	10	7		9	12	9	?	9	?	11	?	12
Д*	11			10		9		8	?	12		11		1	?	?
Е	5	5	5	5	5	5		6	6	6	5	6	5	6	6	7
Ж	5	8	11	5	5	5		5	9	7	8	7	8	7	?	?
З	8	7		6	6	6		8	5	6	7	7	10	6	7	7
И	5	5	5	6	5	6		12	5	5	6	6	6	6	6	12
Обратный счет																
А	5	5	5	5	6	6		7	5	5	5	6	6	6	8	
Б	4	5	5	5	5	5		5	5	5	5	6	6	6	6	7
В		10	6	7	10	8		9	5	5	5	6	6	6	6	?
Г	6	6	6	6	5	6		5	5	6	6	6	6	6	?	7
Е	5	5	5	5	5	5		6	6	6	5	6	5	6	6	7
Ж	5	9	?	5	6	6		5	9	8	9	7	?	6	?	10
З	7	7		6	5	5		11	5	6	6	6	9	6	7	8
Гипервентгляция																
А	4	5	8	5	6	6		11	5	5	5	6	6	6	10	
Б	4	5	5	5	5	5		5	5	5	5	5	5	7	5	6
В	8	8	6	7	7	7		8	5	5	5	6	6	6	6	10
Г	5	5	5	5	5	5		5	6	6	6	6	6	6	?	7
Д	8	7	8	7	10	7		7	9	7	9	11	?	?	?	13
Д*	6		12	6		5		6	6	6	6	6	7	7	12	7
Е	5	5	5	5	5	5		6	6	6	5	6	6	6	6	8
Ж	5	7	6	5	5	5		6	6	6	6	6	7	6	11	9
З	6	6		6	5	5		7	6	6	10	7	?	6	10	6
Прием «энергии»																
Д	6		5	6	8	6		6	7	6	6	6	9	9	8	8
Отдача «энергии»																
Д	7		6	7	8	7		7	7	7	6	6	9	7	8	8
* через две недели																

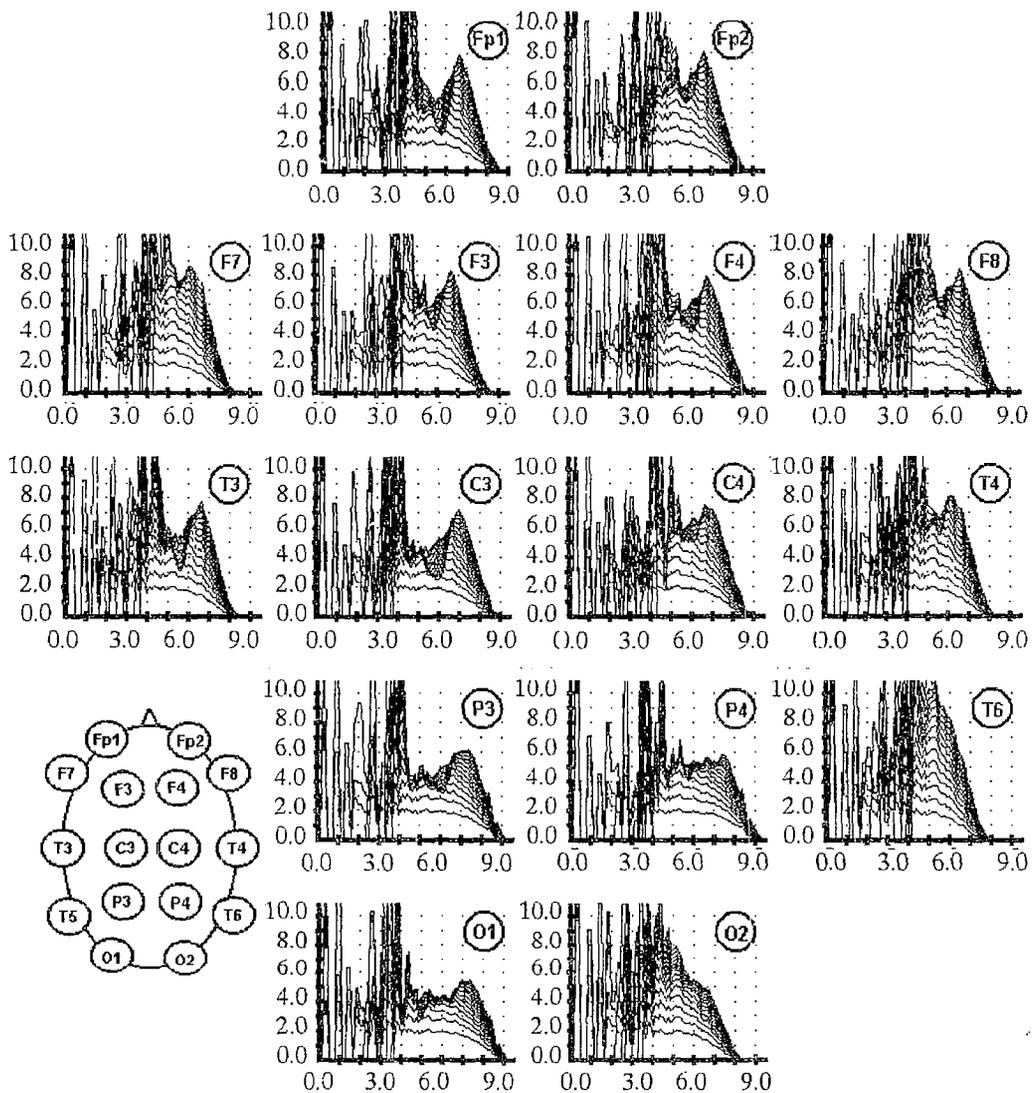


Рис. 2. Вычисление карты корреляционной размерности: испытуемый Ж, спокойное бодрствование. Графики производной $\log_2 C(r)$ по $\log_2 r$ по всем отведениям, по оси абсцисс – $\log_2 r, d \in [2;15]$. Слева внизу – схема установки электродов

Какой-либо универсальной для всех испытуемых пространственной карты корреляционной размерности, соответствующей состоянию спокойного бодрствования, обнаружено не было, что отражает наличие индивидуальной variability мозговых активаций в этом состоянии. Полученные размерности варьируют от 3.8 до 9.5, что согласуется с ранее опубликованными результатами. Так в [3] для спокойного бодрствования дается значение $\nu = 6.1 \pm 0.5$, в [5] на выборке из двух при отведениях от заднетеменной области были определены ν , равные 7.8 ± 0.2 и 7.1 ± 0.1 . Лучше всего полученные результаты соответствуют работе [4], где дан диапазон ν от 4.5 до 6.6.

Наблюдаемый разброс еще раз показывает, что нельзя ограничиваться одним или несколькими отведениями ЭЭГ, должна анализироваться именно карта корреляционной размерности. Несмотря на отсутствие единой для всех испытуемых карты, все-таки можно сделать некоторые обобщения. Во-первых, в большинстве случаев наблюдается увеличение размерности аттрактора в направлении от лобных долей к затылочным (что объясняет высокие результаты

[5]). Во-вторых, если взглянуть на межполушарную асимметрию, то окажется, что в 5 случаях из 9 (*Б, Г, Д, Е, И*) правое полушарие проявляет более сложную (многомерную) активность. Только у двух испытуемых (*А, В*), наоборот, более активно левое полушарие. У *Ж* и *З* наблюдается сложный рисунок в зависимости от отведения. Особо следует отметить выделяющиеся на общем фоне более высокие корреляционные размерности испытуемого *Д*.

Как влияют на карту размерностей монотонные ментальная и физиологическая нагрузки? До сих пор этот вопрос не обсуждался. Хотя в [15] и была сделана попытка проанализировать корреляционную размерность ЭЭГ человека при спокойном бодрствовании и умственной деятельности (перемножение двузначных чисел), частота дискретизации сигнала равнялась 1000 Гц, и из-за «эффекта ближайших соседей» корреляционная размерность сильно недооценивалась. Эффект состоит в том, что при подсчете корреляционного интеграла в окрестность каждой точки на малых масштабах попадают исключительно ее соседи по отдельному витку траектории. В результате основной вклад в $C(r)$ вносит одномерная кривая. Таким образом, методические погрешности работы [15] не позволяют воспринимать ее серьезно. Согласно данным табл. 1, при обеих нагрузках имевшаяся межполушарная асимметрия сохраняется у всех испытуемых за исключением *А*, у которого устанавливается примерно синхронная работа полушарий. За исключением мелких вариаций по отдельным отведениям, у большинства испытуемых не изменились и количественные характеристики карты. Исключение составляют испытуемый *Г*, у которого при обеих нагрузках произошло общее уменьшение размерности примерно на 1 при сохранении ее лишь по некоторым отведениям (*С3, Р3, Т4*), и испытуемый *Д*, требующий отдельного рассмотрения. Таким образом, обе предложенные нагрузки не смогли существенно повлиять на карту размерности, что позволяет говорить об устойчивости аттрактора ЭЭГ состояния спокойного бодрствования.

Обсуждение результатов по исследованию ЭЭГ сенситива *Д* необходимо предварить следующим комментарием. Следует учесть, что эти результаты ни в коем случае не могут быть использованы как подтверждение или опровержение интерпретации исследуемых состояний. Можно лишь зафиксировать, что состояние спокойного бодрствования сменяется некоторым другим состоянием, и описать его в терминах получаемых нейрофизиологических данных.

В литературе описана попытка применить развиваемый подход к анализу «измененных состояний сознания» – исследовалась ЭЭГ йога при медитации [15]. Была получена корреляционная размерность $\nu=1.8$, однако все вышеизложенные претензии к этой работе остаются в силе.

Как видно из табл.1, корреляционная размерность ЭЭГ испытуемого *Д* в состоянии спокойного бодрствования по большинству отведений заметно выше по сравнению с другими испытуемыми. Так, например, по отведению *Fr1* для испытуемого *Д* были получены размерности $\nu=7.0$ и $\nu=8.0$ при средней размерности 4.6 ± 0.4 для остальной группы. Это показывает более сложную динамику ЭЭГ спокойного бодрствования сенситива *Д*. Можно предположить, что именно такая динамика и отражает его особые способности. Однако эта гипотеза требует дальнейшей статистической проверки.

При гипервентиляции в первом эксперименте левое полушарие сенситива *Д* никак не изменило свою работу. Во фронтальных долях правого полушария ν упало примерно на 1, а в теменных и затылочных увеличилось на 1. В повторном эксперименте (строка *Д** в табл. 1) изменения при гипервентиляции оказались гораздо существеннее – произошло значительное уменьшение ν по всем отведениям, была определена корреляционная размерность по тем отведениям, где ранее это сделать не удавалось. Таким образом показано, что воздействие, которое слабо влияло на размерность ЭЭГ других испытуемых, привело в одном эксперименте к существенным изменениям карты корреляционной размерности ЭЭГ испытуемого *Д*. Этот результат говорит о повышенной чувствительности данного сенситива к физиологической нагрузке.

Глобальное изменение карты наблюдалось при обоих «энергетических» состояниях (см. последние строки табл. 1, 2). Размерности по всем отведениям резко упали. Также видно, что между собой две полученные карты практически не различаются. Предположительно, в обоих случаях активируется одна и та же функциональная система, независимо от направления «потока энергии». Можно надеяться, что при дальнейших исследованиях испытуемых, подобных сенситиву Д., удастся найти многие скрытые закономерности поведения их мозга, что, возможно, внесет существенный вклад в объяснение парапсихологических феноменов.

Заключение

В настоящей работе предложен метод картирования корреляционной размерности ЭЭГ для исследования стабильных функциональных состояний мозга человека. Показано, что не существует единой межиндивидуальной пространственной карты корреляционной размерности, соответствующей состоянию спокойного бодрствования. Однако для каждого отдельного испытуемого такая карта является устойчивой характеристикой этого состояния относительно элементарных ментальной и физиологической нагрузок. Наблюдается тенденция к увеличению размерности сигнала ЭЭГ в направлении от лобных долей к затылочным. По результатам обследования сенситива выдвинута гипотеза, что полученные высокие корреляционные размерности ЭЭГ для состояния спокойного бодрствования отражают особые способности данного испытуемого. Гипотеза нуждается в дальнейшей статистической проверке. При специальных тестах сенситивом было продемонстрировано существенное изменение карты корреляционной размерности ЭЭГ по сравнению с состоянием спокойного бодрствования, что является экспериментальным подтверждением изменения функционального состояния его мозга.

Библиографический список

1. Grassberger P., Procaccia I. Measuring the strangeness of strange attractors // *Physica D*. 1983. Vol. 9. P. 189.
2. Babloyantz A., Salazar J.M., Nicolis C. Evidence of chaotic dynamics on brain activity during the sleep cycle // *Phys. Lett. A*. 1985. Vol. 111. P. 152.
3. Destexhe A., Sepulchre J.A., Babloyantz A. A comparative study of the experimental quantification of deterministic chaos // *Phys. Lett. A*. 1988. Vol. 132, № 2,3. P. 101.
4. Layne S.P., Mayer-Kress G., Holzfuss J. Problems associated with dimensional analysis of electroencephalogram data / Ed. G. Mayer-Kress // *Dimensions and entropies in chaotic systems*. Springer series in synergetics. 1986. Vol.32. P. 246.
5. Soong A.C.K., Stuart C.I.J.M. Evidence of chaotic dynamics underlying the human alpha-rhythm electroencephalogram // *Biological Cybernetics*. 1989. Vol. 62. P. 55.
6. Babloyantz A., Destexhe A. Low-dimensional chaos in an instance of epilepsy // *Proc. of National Academy of Sciences of USA*. 1986. Vol. 83. P. 3513.
7. Rösche J., Aldenhoff J. The dimensionality of human's electroencephalogram during sleep // *Biological Cybernetics*. 1991. Vol. 64. P. 307.
8. Зенков Л.Р., Ронкин М.А. Функциональная диагностика нервных болезней. М.: Медицина, 1982.
9. Осовец С.М., Гинзбург Д.А., Гурфинкель В.С., Зенков Л.Р., Латаш Л.П., Малкин В.Б., Мельничук П.В., Пастернак Е.Б. Электрическая активность мозга: механизмы и интерпретация // *УФН*. 1983. Т. 141, № 1. С. 103.
10. Young Y., Freeman W.J. // *Neural Networks*. 1990. Vol. 3, № 2. P. 153.
11. Дмитриев А.С. Хаос и обработка информации в нелинейных динамических системах // *РЭ*. 1993. Т. 38, № 1. С.1.
12. Майоров В.В., Мьшккин И.Ю. Вычисление одной корреляционной

характеристики электроэнцефалограммы и ее связь с объемом кратковременной памяти // РЭ. 1993. Т. 38. С. 900.

13. Бельский Ю.Л., Веденяпин А.Б., Дмитриев А.С., Зенков Л.Р., Старков С.О., Васильев П.П. Диагностика патологических состояний мозга на основе анализа электроэнцефалограмм методами нелинейной динамики // РЭ. 1993. Т. 38. С. 1625.

14. Smith L.A. Intrinsic limits on dimension calculations // Phys. Lett. A. 1988. Vol. 133, №6. P. 283.

15. Nan Xu, Jinghua Xu. The fractal dimension of EEG as a physical measure of conscious human brain activities // Bulletin of Mathematical Biology. 1988. Vol. 50, № 5. P. 559.

Московский физико-технический
институт, Долгопрудный

Поступила в редакцию 1.12.97
после переработки 27.11.98

THE MAPPING OF HUMAN ELECTROENCEPHALOGRAM CORRELATION DIMENSION

I.E. Dmitriev

The paper studies a spatial distribution of correlation dimension extracted from human electroencephalogram recordings during some stages of brain activity. This method allows us to describe a spatiotemporal pattern of brain activity in terms of dimension of the system of coupled neuronal macrooscillators responsible for the electroencephalogram signal. The influence of elementary mental and physiological loads on correlation dimension map which corresponds to alert relaxation state is analyzed. The method is applied to the investigation of one subject's altered states of consciousness.



Дмитриев Илья – родился в Москве (1974). Окончил факультет физико-химической биологии Московского физико-технического института (1997). В настоящее время является аспирантом кафедры физики живых систем МФТИ. Работает в тесном контакте с сотрудниками лаборатории нейрокибернетики НИИ мозга РАМН. Область научных интересов – нейрофизиология, ресурсы мозга, методы нелинейной динамики как инструмент анализа нейрофизиологических данных. Автор 13 публикаций.