

Кит

www.uacm.kharkov.ua

КЛИНИЧЕСКАЯ ИНФОРМАТИКА И ТЕЛЕМЕДИЦИНА

Официальный журнал Украинской Ассоциации «Компьютерная Медицина»



1/2005

Научно-методический журнал
Клин. информат. и Телемед.
2005. Т.2. №1. с.1-154

Редакционные материалы	Компьютерная Медицина'2005 Отчет о работе ежегодной международной научно-практической Конференции КОМПЬЮТЕРНАЯ МЕДИЦИНА'2005 «Электронное здравоохранение», 23–25 июня 2005 года, Харьков	III
<hr/>		
Оригинальные статьи	Корпорация Майкрософт (США) Ваше здоровье — наша забота. Усовершенствование здравоохранения с помощью новейших информационных технологий. Часть 1	1
Информационные системы здравоохранения	А. В. Терент'єва Автоматизована система підтримки актуального стану медичного оснащення формувань медицини катастроф	14
<hr/>		
Информационные технологии в клинической нейрофизиологии <i>Компьютерная ЭЭГ/ВП</i>	IFCN Рекомендации Руководящие принципы по проведению топографического и частотного анализа ЭЭГ и ВП Международной федерации клинической нейрофизиологии (IFCN) Marc R. Nuwer (Chairman) (Los Angeles, CA, USA), Dietrich Lehmann (Zurich, Switzerland), Fernando Lopes da Silva (Amsterdam, The Netherlands), Shigeaki Matsuoka (Kitakyushu, Japan), William Sutherling (Los Angeles, CA, USA) and Jean-Francois Vibert (Paris, France)	21
	О. Ю. Майоров, В. Н. Фенченко Применение разложения Карунена-Лоэва для анализа пространственно-временных структур ЭЭГ здорового и больного мозга	26
<hr/>		
Вариабельность сердечного ритма (BCP)	А. В. Фролов (Республика Беларусь) Вариабельность и устойчивость — важнейшие свойства сердечно-сосудистой системы	32
	П. А. Гарькавий, Н. И. Яблчанский, А. В. Мартыненко Половые особенности реакции показателей вариабельности сердечного ритма у здоровых добровольцев при переходных процессах	37
<hr/>		
Обработка биомедицинских сигналов (ЭЭГ/ЭКГ)	В. И. Шульгин, А. В. Морозов, Е. В. Волосюк Использование технологии «слепого разделения источников» при обработке биомедицинских сигналов	42
<hr/>		
Анализ изображений	А. М. Ахметшин, Л. Г. Ахметшина Сегментация низкоконтрастных медицинских радиологических изображений методом пространственно-резонансного отображения	51
<hr/>		
Информационные технологии в клинике <i>Анализ медико-биологической информации</i>	Л. Я. Васильев, Е. Б. Радзишевская, Я. Э. Викман, О. М. Гладкова, В. З. Гертман Использование современных информационных технологий для анализа данных катамнеза больных раком грудной железы	56
	Е. Я. Гречанина, Ю. Б. Гречанина, И. В. Новикова, А. В. Христинич, Т. М. Ткачева Компьютерные диагностические системы в практике генетического консультирования	62
<i>Пример применения электронных таблиц в практике семейного врача</i>	В. З. Свиридюк, Ю. Й. Гумінський, А. В. Олійниченко, С. В. Степанова, В. Й. Шатило Використання інформаційних технологій, антропометрії та органометрії в практиці сімейного лікаря	67

Телемедицина <i>Телемедицинские технологии в управлении здравоохранением</i>	Б. А. Кобринский (Российская Федерация) Информационные технологии в мониторинге состояния здоровья населения	70
Информационные технологии в медицинском образовании	О.П. Минцер Проблемы информатизации медицинского образования	79
	Izet Masic, Ahmed Novo, Zlatan Masic (Босния и Герцеговина, Австрия) Дистанционное обучение в медицинском образовании в Университете Сараево (Learning from the distance in medical education at University of Sarajevo)	85
Медицинская информатика Дискуссионный клуб	Б. Ю. Добрин Сознание и память с позиций медицинской информатики, к генезу «паранормальных явлений»	89
Нормативно-правовая база	Концепція державної Програми інформатизації охорони здоров'я на 2006–2010 роки	VII
Юбилейные даты	<i>К 65-летию со дня рождения Озара Петровича Минцера</i>	XI
	<i>К 70-летию со дня рождения Льва Григорьевича Раскина</i>	XII
Научные общества мединформатики	<i>Украинская Ассоциация «Компьютерная Медицина» (УАКМ)</i>	XIII
	<i>Европейская Федерация медицинской информатики (EFMI)</i>	XVI
Мединформатика, события, конференции	<i>Всемирный Конгресс Medinfo-2007, Австралия</i>	XVII
	<i>Календарь Конференций, Конгрессов на 2005–2006</i>	XVIII
Новые книги	<i>Новые книги по медицинской информатике, статистике и эпидемиологии, по компьютерным методам диагностики</i>	XXI
Тезисы докладов	<i>Материалы международной научно-практической Конференции «Компьютерная Медицина 2005» (Электронное здравоохранение). Часть 1</i>	95
	CONTENTS (IN ENGLISH)	154

Применение разложения Карунена-Лоэва для анализа пространственно-временных структур ЭЭГ здорового и больного мозга

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

¹Харьковская медицинская академия последипломного образования МЗ Украины

²Институт охраны здоровья детей и подростков АМН Украины, Харьков

³Институт медицинской информатики и телемедицины, Харьков

⁴Физико-технический институт низких температур НАН Украины, Харьков

Резюме

Рассмотрены некоторые аспекты применения разложения Карунена-Лоэва для анализа пространственно-временных сигналов ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования и во время ментальной нагрузки (обратный счет в уме) у здоровых испытуемых и у больных шизофренией. Показана возможность предварительной диагностики патологического психического состояния пациентов по результатам разложения Карунена-Лоэва в предварительно выделенных частотных диапазонах ЭЭГ.

Ключевые слова: методы кЭЭГ, нелинейный анализ ЭЭГ, разложение Карунена-Лоэва, компьютерный анализ ЭЭГ у здоровых и больных шизофренией, система кЭЭГ *NeuroResearch*® 2003.

Клин. информат. и Телемед.
2005. Т.2. №1. с.26–31

Введение

Одно из ключевых свойств мозга — способность к спонтанному образованию и развитию сложных упорядоченных нейродинамических структур в процессе адаптации, т.е. самоорганизация. Адаптивные процессы в мозгу позволяют организму функционировать зачастую в абсолютно новых неизвестных ему условиях. Это в свою очередь требует «дестабилизировать» существующие на данный момент гомеостатические и детерминированные церебральные системы. В любой неоднозначной или новой ситуации мозг благодаря способности к самоорганизации генерирует паттерны новой активности (новые формы поведения). Существует механизм, который готовит сенсорные и моторные системы к реакциям на новые воздействия окружающей среды за счет хаотического прерывания паттернов «старой» привычной активности и детерминированного образования нового «акцептора результатов действия» (по П. К. Анохину).

Наименее изученным аспектом проблемы количественной оценки церебральных механизмов, которые находят отражение в ЭЭГ, является применение методов нелинейного анализа [1–12].

Прежде чем перейти к изложению результатов нашего исследования необходимо дать определение некоторым понятиям, которые используются в работе.

Сложные системы мозга состоят из многих компонент, подсистем, элементов.

Система имеет узлы (мозговые структуры), активность которых описывается набором переменных. *Состояние системы* во времени описывается *вектором состояния*. Вектор состояния по Хакен Г. [12] определяется несколькими факторами: 1) текущим состоянием системы, 2) связями между компонентами, 3) управляющими параметрами, 4) случайными событиями.

Некоторые из этих факторов требуют пояснения. Роль *управляющих параметров* в мозге могут играть, например, концентрации нейротрансмиттеров, концентрации принимаемых лекарственных препаратов, концентрации гормонов. В биологических системах управляющие параметры часто вырабатываются самой системой (и их в определенном смысле можно рассматривать как переменные), а не поступают извне.

К *случайным событиям*, которые происходят в нашем мозге можно отнести, например, спонтанное открывание пузырьков в нейронах, случайное возбуждение нейронов.

В связи с тем, что при современном уровне знаний микроскопические процессы в мозге остаются неясными, основная идея синергетики состоит в поиске качественных изменений в макроскопических явлениях. Существуют явления, в которых наблюдаются качественные изменения макроскопических состояний сложных систем.

Особый интерес для последующего анализа представляет амплитуда нарастающей конфигурации, т.к. именно она определяет эволюционирующие во времени макроскопические структуры (паттерны мозговой активности). Когда структуры только начинают формироваться — амплитуды очень малы. Амплитуды нарастающих конфигураций называются параметрами порядка. Они описывают макроскопический порядок и, более обобщенно, макроскопическую структуру системы.

Из центральной теоремы синергетики следует, что параметрами порядка однозначно определяется поведение нарастающих и затухающих конфигураций [12]. Как следствие этого, общая пространственно-временная эволюция состояния удовлетворяет параметрам порядка (или подчиняется параметрам порядка). В этом и состоит принцип подчинения. Состояние системы может быть описано как суперпозиция всех, т.е. нарастающих и затухающих конфигураций. Если число компонент системы велико, то, соответственно, велико и множество отдельных конфигураций. Это означает, что информация, необходимая для описания поведения системы, не сводится к разложению ее на конфигурации.

Принцип подчинения позволяет достичь резкого сокращения числа степеней свободы т.к. число параметров порядка значительно меньше числа компонент системы, таким образом, происходит сжатие информации.

В результате исследований нами были получены некоторые пространственно-временные структуры ЭЭГ (паттерны ЭЭГ). Необходимо выяснить, построены ли эти структуры из более простых структур, анализируя которые можно понять динамику, лежащую в основе превращения одних пространственно-временных структур в другие, и в какой мере этот процесс зависит от психического здоровья испытуемого человека.

Будем исходить из предположения, что мозг человека в состоянии спокойного бодрствования, при элементарной ментальной (обратный счет в уме) и физиологической (гипервентиляция) нагрузках функционирует вблизи точек потери устойчивости. Тогда следует ожидать, что пространственно-временной сигнал ЭЭГ будет являться суперпозицией небольшого числа фундаментальных пространственных структур — мод с зависящими от времени амплитудами. Иначе говоря, динамика мозга управляется небольшим числом параметров порядка.

Одним из эффективных в данной ситуации методов анализа является метод разложения Карунена-Лозва (или метод анализа главных компонент).

Материал и методы

Были обследованы две группы: I-я группа — контрольная, практически здоровые лица мужского пола, 20–23 лет, отобранные для летного состава военно-воздушных сил. II-я группа — пациенты с диагнозом шизофрения.

Регистрация ЭЭГ осуществлялась с помощью 24 канального энцефалографа фирмы «DX-системы». Использовалась частота дискретизации 400 Гц и 16 разрядный АЦП.

Наложение электродов производилось по междуушной системе 10–20 [Nuwer]. ЭЭГ обследование проводилось по стандартному клиническому протоколу — длительность каждого события составляла 120 с. В качестве интеллектуальной функциональной пробы использовался обратный счет в уме в течении 120 с.

Клинический, корреляционный, спектрально-когерентный, много-размерный линейный и много-размерный нелинейный анализ ЭЭГ проводили с помощью системы для компьютерной ЭЭГ (кЭЭГ) *NeuroResearcher*® '2003 [13,14]. Для проведения нелинейного анализа использовали безартефактные участки ЭЭГ длительностью 30–35 с.

Метод разложения Карунена-Лозва

Суть метода разложения Карунена-Лозва состоит в разложении пространственно-временного сигнала ЭЭГ на сумму взаимно ортогональных пространственных структур — мод Карунена-Лозва, упорядоченных по принципу минимизации средней ошибки разложения.

Обозначим $\vec{h}=\vec{h}(t)$ — вектор пространственно-временного сигнала ЭЭГ, компоненты которого представляют собой сигналы отдельных каналов ЭЭГ, и представим его в виде суммы

$$\vec{h}(t)=\sum_{i=1}^N \xi_i(t) \vec{v}_i$$

где N — размерность вектора $\vec{h}(t)$ (в нашем случае $N=24$), а не зависящие от времени векторы \vec{v}_i — моды Карунена-Лозва, ортонормированы, т.е.

$$(\vec{v}_i, \vec{v}_k) = \delta_{ik},$$

где δ_{ik} — символ Кронекера, выбраны и упорядочены по принципу минимизации средней ошибки разложения

$$E_k = \frac{1}{T} \int_0^T \left(\vec{h}(t) - \sum_{i=0}^K \xi_i(t) \vec{v}_i \right)^2 dt,$$

T — временной интервал измерений.

Задача определения мод Карунена-Лозва сводится к задаче поиска собственных значений и собственных векторов матрицы

$$R_{ij} = \frac{\int_0^T \vec{h}_i(t) \vec{h}_j(t) dt}{\int_0^T \sum_{k=1}^{N-2} \vec{h}_k(t) dt}, \quad i, j = 1, \dots, N$$

Оказывается [1, 2], что собственные векторы этой симметричной матрицы совпадают с модами Карунена-Лозва, а собственные значения λ_i , $i=1, \dots, N$ позволяют представить среднюю ошибку разложения в виде

$$E_k = 1 - \sum_{i=1}^K \lambda_i, \quad K=1, \dots, N$$

Таким образом, величина соответствующего собственного значения определяет вклад моды Карунена-Лозва в разложение вектора $\vec{h}(t)$ — пространственно-временного сигнала ЭЭГ

(очевидно, $\sum_{i=1}^N \lambda_i = \sum_{i=1}^N R_{i,i} = 1$).

Оказывается, что при анализе пространственно-временного сигнала ЭЭГ, как правило, достаточно ограничиться рассмотрением нескольких первых мод Карунена-Лозва — т.е. действительно, пространственно-временной сигнал ЭЭГ можно рассматривать как суперпозицию небольшого числа пространственных структур с зависящими от времени амплитудами.

Разложение Карунена-Лозва, как известно, характеризует количество параметров порядка — основных паттернов ЭЭГ и позволяет выяснить частоту их появления (но, правда, не динамику параметров порядка), так как в общем случае нет гарантии того, что амплитуды в разложении Карунена-Лозва тождественны параметрам порядка или амплитудам подчиненных мод.

Результаты анализа ЭЭГ

Рассмотрим некоторые аспекты применения разложения Карунена-Лоэва для анализа «фонового», т.е. снятого в состоянии спокойного бодрствования при отсутствии внешних раздражителей, пространственно-временного сигнала ЭЭГ и анализа сигнала ЭЭГ отвечающего выполнению элементарной ментальной нагрузки — «обратный счет в уме».

Есть основания полагать, что характер разложения — количество значимых пространственных мод Карунена-Лоэва и частоты их следования, будут различными для здорового и психически больного (шизофрения) человека. Проведенный нами спектральный анализ распределения средней мощности пространственно-временного сигнала ЭЭГ по частоте у здоровых испытуемых и психически больных пациентов выявил существенные различия. Поэтому мы посчитали целесообразным применять разложение Карунена-Лоэва не ко всему частотному диапазону сигнала ЭЭГ, а к выделенным с помощью математических фильтров стандартным частотным диапазонам (δ -, θ -, α -, β_1 -, β_2 -диапазонам) полагая, что перераспределение мощности сигнала ЭЭГ может смазать наблюдаемую картину.

В таблице 1 приведены значения вкладов первых 5-ти мод Карунена-Лоэва для всего частотного диапазона и для δ -, θ -, α -, β_1 -, β_2 -диапазонов «фонового» пространственно-временного сигнала ЭЭГ и сигнала ЭЭГ, регистрируемого во время выполнения задания «обратный счет в уме».

Как видно из таблицы 1, «фоновый» пространственно-временной сигнал ЭЭГ здорового человека по сравнению с «фоновым» пространственно-временным сигналом ЭЭГ больного (шизофрения) характеризуется превалирующим влиянием первой (основной) моды и более быстрым уменьшением вкладов мод высших порядков. У здорового человека первые три моды Карунена-Лоэва покрывают более 83% сигнала ЭЭГ, у больного — не более 71%. Аналогичная картина наблюдается и для пространственно-временного сигнала ЭЭГ во время «обратного счета в уме», но несколько более смазанная (см. Больной-2 — «счет в уме»).

Это означает, что динамика суммарного «фонового» пространственно-временного сигнала ЭЭГ здорового человека характеризуется меньшим количеством параметров порядка по сравнению с динамикой «фонового» про-

Табл. 1. Величины вкладов первых мод для всего частотного диапазона сигнала ЭЭГ и для δ -, θ -, α -, β_1 -, β_2 -диапазонов.

Диапазон Амплитуда	Контрольная группа				Больные шизофренией			
	Испытуемый-1		Испытуемый-2		Больной-1		Больной-2	
	фон	счет	фон	счет	фон	счет	фон	счет
Нативная ЭЭГ	0.68	0.60	0.58	0.58	0.40	0.61	0.47	0.42
	0.09	0.11	0.15	0.14	0.16	0.13	0.15	0.16
	0.06	0.09	0.10	0.10	0.10	0.05	0.09	0.09
	0.04	0.06	0.05	0.06	0.08	0.05	0.06	0.07
	0.04	0.05	0.03	0.04	0.07	0.04	0.06	0.06
δ -амплитуда	0.27	0.44	0.33	0.35	0.51	0.75	0.69	0.63
δ -диапазон	0.51	0.58	0.45	0.39	0.40	0.84	0.59	0.52
	0.21	0.18	0.17	0.34	0.30	0.07	0.19	0.25
	0.09	0.08	0.13	0.08	0.09	0.05	0.06	0.06
	0.07	0.06	0.09	0.07	0.06	0.01	0.04	0.05
	0.05	0.04	0.04	0.04	0.04	0.01	0.03	0.04
θ -амплитуда	0.40	0.31	0.26	0.21	0.42	0.42	0.42	0.41
θ -диапазон	0.40	0.41	0.45	0.38	0.37	0.51	0.45	0.35
	0.19	0.20	0.17	0.19	0.17	0.23	0.14	0.21
	0.16	0.15	0.13	0.15	0.15	0.08	0.13	0.13
	0.10	0.10	0.09	0.07	0.08	0.05	0.08	0.08
	0.04	0.05	0.04	0.06	0.07	0.04	0.06	0.06
α -амплитуда	0.94	0.75	0.84	0.83	0.60	0.44	0.40	0.42
α -диапазон	0.84	0.79	0.76	0.72	0.50	0.37	0.46	0.51
	0.07	0.09	0.13	0.15	0.18	0.25	0.13	0.15
	0.04	0.05	0.07	0.08	0.11	0.13	0.12	0.10
	0.02	0.02	0.02	0.02	0.06	0.07	0.08	0.06
	0.01	0.02	0.01	0.01	0.04	0.05	0.06	0.04
β_1 -амплитуда	0.30	0.28	0.27	0.31	0.35	0.25	0.32	0.33
β_1 -диапазон	0.39	0.42	0.45	0.47	0.37	0.52	0.37	0.39
	0.21	0.21	0.17	0.18	0.17	0.14	0.17	0.16
	0.13	0.11	0.13	0.16	0.12	0.12	0.12	0.13
	0.10	0.09	0.09	0.09	0.09	0.06	0.09	0.09
	0.05	0.04	0.04	0.03	0.07	0.05	0.07	0.07
β_2 -амплитуда	0.19	0.22	0.20	0.17	0.25	0.18	0.26	0.27
β_2 -диапазон	0.40	0.37	0.39	0.36	0.51	0.36	0.36	0.39
	0.17	0.17	0.21	0.20	0.11	0.26	0.17	0.18
	0.11	0.11	0.11	0.12	0.09	0.15	0.14	0.13
	0.09	0.07	0.09	0.10	0.07	0.06	0.10	0.09
	0.05	0.06	0.06	0.05	0.05	0.04	0.08	0.08

странственно-временного сигнала ЭЭГ больного шизофренией. По-видимому, дополнительные параметры порядка в сигнале ЭЭГ шизофреника возникают из-за наличия спонтанных внутренних патологических синхронных возбуждений тех или иных областей мозга — мод высшего порядка. Однако, при выполнении задания «обратный счет в уме» эти спонтанные внутренние патологические очаги синхронных возбуждений могут или частично подавляться или маскироваться возникающими дополнительными очагами синхронных возбуждений.

На рисунке 1 показано распределение амплитуд «фонового» пространственно-временного сигнала ЭЭГ и сигнала ЭЭГ при выполнении задания «обратный счет в уме» у здоровых

и больных шизофренией для δ -, θ -, α -, β_1 -, β_2 -диапазонов.

Как видно из рисунка 1, наиболее характерным является α -диапазон — относительная амплитуда пространственно-временного сигнала ЭЭГ здорового человека в этом диапазоне существенно превышает относительную амплитуду пространственно-временного сигнала ЭЭГ больного шизофренией (во всех случаях относительная амплитуда пространственно-временного сигнала ЭЭГ здорового испытуемого в α -диапазоне была больше 80% от средней амплитуды суммарного пространственно-временного сигнала ЭЭГ, в то время как для шизофреника соответствующая амплитуда не превышала 60% от средней амплитуды суммарного пространственно-временного сигнала ЭЭГ.

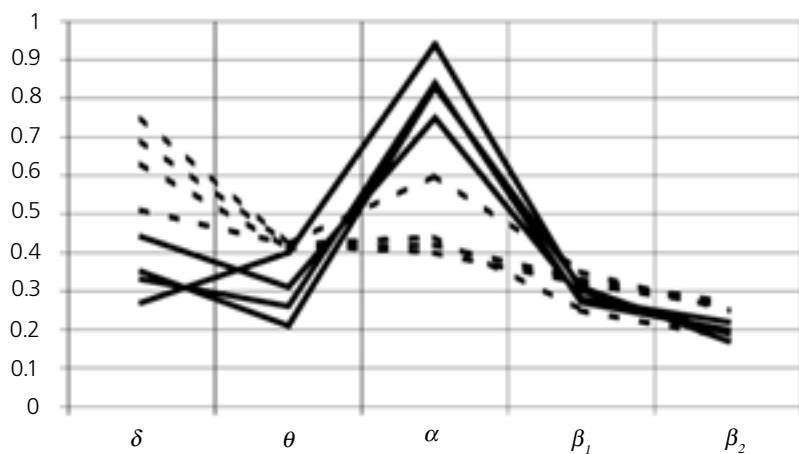


Рис. 1. Распределение амплитуд сигнала ЭЭГ по частотным диапазонам. Сплошная линия — контрольная группа, пунктирная линия — пациенты шизофреники.

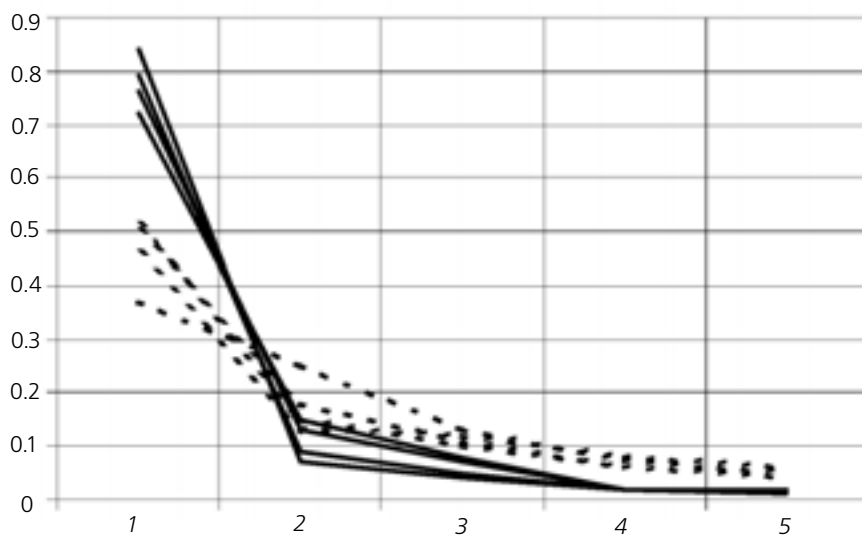


Рис. 2. Распределение вклада первых мод в сигнал для α -диапазона. Сплошная линия — контрольная группа, пунктирная линия — пациенты шизофреники.

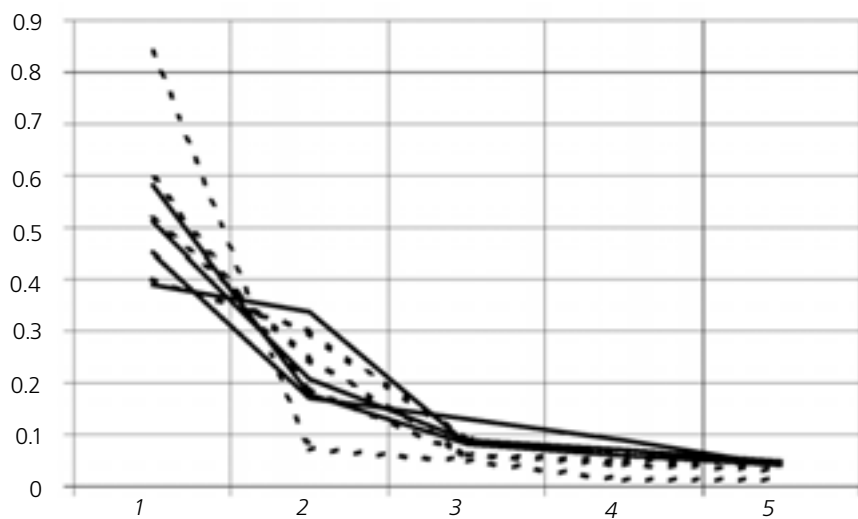


Рис. 3. Распределение вклада первых мод в сигнал для δ -диапазона. Сплошная линия — контрольная группа, пунктирная линия — пациенты шизофреники.

На рисунках 2 и 3 показано распределение вклада первых мод «фоновый» пространственно-временного сигнала ЭЭГ и сигнала ЭЭГ во время выполнения задания «обратный счет в уме» для здоровых и больных шизофренией соответственно для α - и δ -диапазонов.

В α -диапазоне «фоновый» пространственно-временной сигнал ЭЭГ здорового человека по сравнению с таковым больного шизофренией характеризуется преобладающим влиянием первой (основной) моды и явно более быстрым уменьшением вкладов мод высших порядков. Так две первые моды Карунена-Лоэва у здорового испытуемого покрывают до 90% суммарного сигнала (при этом основная мода Карунена-Лоэва покрывает не менее 76% сигнала), в то время как у шизофреника две первые моды Карунена-Лоэва покрывают не более 70% сигнала (при этом основная мода Карунена-Лоэва покрывает не более 51% сигнала). Картина в целом такая же, как и при исследовании пространственно-временного сигнала ЭЭГ во всем частотном диапазоне, но гораздо более четкая — что говорит о наличии в данной ситуации у больных шизофренией патологических очагов синхронных возбуждений тех или иных областей мозга активных именно на частотах в α -диапазоне.

Во время «обратного счета в уме» в α -диапазоне пространственно-временной сигнал ЭЭГ здорового человека по сравнению с таковым у шизофреника также характеризуется преобладающим влиянием первой (основной) моды и более быстрым уменьшением вкладов мод высших порядков (заметим, что при исследовании сигнала ЭЭГ во всем частотном диапазоне эта картина оказалась смазанной). Так, две первые моды Карунена-Лоэва для здорового человека покрывают до 87% суммарного сигнала (при этом основная мода Карунена-Лоэва покрывает не менее 72% сигнала), в то время как у шизофреника две первые моды Карунена-Лоэва покрывают не более 70% сигнала (при этом основная мода Карунена-Лоэва покрывает не более 51% сигнала). Это говорит о наличии у психически больных людей патологических очагов синхронных возбуждений областей мозга активных на частотах в α -диапазоне и при выполнении задания «обратного счета в уме».

В таблице 2 показаны составляющие первой (основной) моды Карунена-Лоэва для α -диапазона пространственно-временного сигнала ЭЭГ во время регистрации фоновой ЭЭГ и выполнения задания «обратный счет в уме» для здоровых испытуемых и больных шизофренией.

Табл. 2. Составляющие первой моды для α -диапазона.

Канал	Контрольная группа				Больные шизофренией			
	Испытуемый-1		Испытуемый-2		Больной-1		Больной-2	
	фон	счет	фон	счет	фон	счет	фон	счет
Fp1	0.19	0.19	0.19	0.19	0.18	0.16	0.26	0.36
Fp2	0.20	0.20	0.21	0.20	0.20	0.18	0.26	0.15
Fp2	0.19	0.20	0.20	0.20	0.20	0.20	0.34	0.44
F7	0.19	0.19	0.16	0.15	0.16	0.12	0.06	0.11
F3	0.20	0.19	0.20	0.19	0.25	0.21	0.20	0.21
Fz	0.19	0.19	0.22	0.21	0.21	0.20	0.21	0.19
F4	0.17	0.17	0.17	0.17	0.22	0.20	0.19	0.18
F8	0.16	0.17	0.14	0.13	0.16	0.14	0.13	0.11
T3	0.03	0.03	0.00	0.01	-0.04	0.05	0.00	0.00
C3	0.10	0.09	0.06	0.07	-0.01	-0.00	-0.03	0.04
Cz	<i>0.13</i>	<i>0.12</i>	<i>0.15</i>	<i>0.15</i>	<i>0.04</i>	<i>0.13</i>	<i>0.05</i>	<i>0.18</i>
C4	0.07	0.08	0.09	0.10	-0.02	0.15	0.06	0.07
T4	0.05	0.06	0.04	0.04	0.06	0.09	0.03	0.02
T5	-0.11	-0.10	-0.19	-0.18	-0.26	-0.16	-0.18	-0.27
P3	-0.26	-0.25	-0.22	-0.18	-0.39	-0.42	-0.34	-0.36
Pz	-0.16	-0.15	-0.07	-0.06	-0.22	-0.27	-0.25	-0.11
P4	-0.34	-0.33	-0.22	-0.20	-0.32	-0.38	-0.37	-0.20
T6	-0.20	-0.18	-0.22	-0.23	-0.15	-0.20	-0.20	-0.15
O1	-0.31	-0.31	-0.45	-0.47	-0.30	-0.27	-0.26	-0.29
Oz	-0.32	-0.33	-0.27	-0.29	-0.28	-0.27	-0.26	-0.24
O2	-0.43	-0.44	-0.41	-0.43	-0.23	-0.22	-0.24	-0.21
ECG	0.00	-0.01	0.00	0.00	0.03	0.01	0.05	0.02

Из таблицы 2 следует, что характерными являются каналы C3, P3 и O2. На каналах C3 и O2 амплитуда первой моды Карунена-Лоэва для здорового человека ощутимо выше, чем для больного, в то время как на канале P3 ситуация противоположная. На канале Cz амплитуда первой моды Карунена-Лоэва фонового сигнала у здорового человека выше, чем фонового сигнала у больного, в то время как при выполнении задания «обратный счет в уме» эти амплитуды уравниваются. Любопытно, что явных различий в амплитудах составляющих второй (и более высоких) мод Карунена-Лоэва для здорового и больного человека нет — эти моды для разных людей могут ощутимо отличаться друг от друга. Видимо, это связано с тем обстоятельством, что высшие моды Карунена-Лоэва для здорового человека в α -диапазоне не являются значимыми — их вклад невелик, а у больного шизофренией эти моды связаны с наличием патологических очагов синхронных возбуждений областей мозга активных на частотах α -диапазона и, потому разные для разных людей и меняющихся в зависимости от обстоятельств.

Из таблицы 1 видно, что вторыми характерными являются δ - и θ -диапазоны — относительная амплитуда пространственно-временного сигнала ЭЭГ здорового человека в этих диапазонах (в отличие от α -диапазона) оказывается меньше (особенно в δ -диапазоне) относительной амплитуды пространственно-временного сигнала ЭЭГ больных

шизофренией. Именно из-за повышенной амплитуды в этих диапазонах пространственно-временного сигнала ЭЭГ у больных шизофренией (см. Больной-2 — «обратный счет в уме») и смазывается картина, получаемая при анализе пространственно-временного сигнала ЭЭГ во всем временном диапазоне.

Интересно, что в δ -диапазоне наблюдается увеличенное влияние высших мод (3–5) Карунена-Лоэва у здоровых людей, в то время как первые моды Карунена-Лоэва такой закономерности не обнаруживают. Видимо, это связано с более сложным динамическим характером функционирования мозга здорового человека в δ -диапазоне, в то время как у больных динамика мозга в δ -диапазоне определяется в основном возникновением очагов патологической активности мозга.

Выводы

Подводя итог, можно сделать заключение, что анализ величин относительных амплитуд пространственно-временного сигнала ЭЭГ в различных частотных диапазонах (наиболее важными в этом смысле являются δ - и θ - и α -диапазоны), а также анализ основных мод Карунена-Лоэва пространственно-времен-

ного сигнала ЭЭГ, проведенный по этим частотным диапазонам (наиболее важным является α -диапазон) позволяет получить дополнительную, существенную информацию о характере формирования пространственных паттернов ЭЭГ и частотах их появления. По-видимому, эта сравнительно простая процедура, в которой задействованы все каналы ЭЭГ, может с успехом использоваться для предварительной диагностики патологических состояний мозга. Более глубокая диагностика, естественно, предполагает детальный анализ различий в строении мод Карунена-Лоэва и их динамики в здоровом и больном мозге.

Литература

1. Майоров О. Ю., Вязовская О. В. Состояние церебральной нейродинамики в условиях иммобилизационного стресса у крыс на основе оценки энтропии Колмогорова по ЭЭГ. Вестник Национального университета им. В. Н. Каразина, Серия «Биология» 2005. 17 с. (в печати).
2. Mayorov O. Yu., Fritzsche M., Gluchov A., Sleduk D. W., Kosidubova S. M., Timchenko L. N. Molecular and nonlinear electroencephalographic basis underlying the interaction 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. The International Journal of Neuropsychopharmacology. 2004. V.7. Suppl. 1. Cambridge University Press. P. S121.
3. Mayorov O. Yu., Fritzsche M., Glukhov A. and oth. Dysfunctional information processing during acute psychosis. 12th AEP Congress. Association of European Psychiatrists. Geneva. Switzerland. 2004. P. 78.
4. Fritzsche M., Mayorov O. Yu., Glukhov A. and oth. Anandamide induced model-psychosis assessed by non-linear EEG analysis. Journal BMC Psychiatry (e-Journal), 2003.
5. Mayorov O. Yu., Fritzsche M., Glukhov A. B. and oth. Applications for valuation Nonlinear Dynamics and Chaos in EEG. Technology and Informatics. In Series: Studies in Health Technology and Informatics. The New Navigators: from Professionals to patients. 2003. V.91. p. 120–135. IOS Press.
6. Малинецкий Г. Г. Нейроромантизм или компьютерные вариации на темы мозга. «Знание-сила», 1994, N 8, с. 44–50.
7. Elbert T., Ray. W. J. Kowalik Z. J., Skinner J. E., Graf K. E. and Birbaumer N. Chaos and physiology: deterministic chaos in excitable cell assemblies. Phys. Rev. 1994. V.74. N.1. p. 1–47.
8. Jensen B. H. Nonlinear dynamics and quantitative EEC analysis. EEG clin. Neurophysiol. 1996. Suppl. 45. p.39–56.
9. Kantz, H. and Kurths, J. and Mayer-Kress, G. Nonlinear Techniques in Physiological Time Series Analysis. Springer Verlag. Berlin, Heidelberg, New York, Tokyo. 1998.
10. Kantz H. Schreiber T. Nonlinear time series analysis. Cambridge. University Press. 2000. 304 p.
11. Mayer-Kress, G. and Barczys, C. and Freeman, W. J. Attractor Reconstruction from Event-Related Multi-Electrode EEG-Data, from Proceedings of the International Symposium «Mathematical Approaches To Brain Functioning Diagnostics», ed. Holden, A. V. World Scientific. 1991.
12. Haken H. Principles of Brain Functioning. – Berlin: Springer, 1996 (Русский перевод: Г. Хакен. Принципы работы головного мозга. – М.: ПЕР СЭ, 2001.– 351 с.)
13. Nuwer M. R., Comi G., Emerson R., Fuglsang-Frederiksen A., Guerit J. M., Hinrichs H., Ikeda A., Luccas F. J. C., Rappelsburger P. IFCN standards for digital recording of clinical EEG. Electroencephalography and Clin. Neurophysiol. 1998. V. 106. p.p. 259–261.
14. Майоров О. Ю. Аппаратно-программный комплекс для компьютерного анализа электроэнцефалограм (электроэнцефалограм) — «*NeuroResearch* '2.0». IV-й Конгресс Всесвітньої Федерації українських лікарських товариств, Україна, Харків, 1991. p. 121.
15. Mayorov O. Yu., Fritzsche M. et. al. New neurodiagnostics technology for brain research on the basis of multivariate and nonlinear (deterministic chaos) analysis of EEG. Proceedings of 2-nd European Congress «Achievements in space medicine into health care practice and industry». Berlin, 2003. p. 157–166.

Application of Karunen-Loev expansion for the analysis spatially — temporal EEG structures of the healthy and the sick brain

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

¹Kharkiv Medical Academy of Postgraduate Education attached to Ministry of Healthcare of Ukraine
²Institute of Children and Adolescents Health Protection attached to National Academy of Medical Science of Ukraine, Kharkiv

³Institute of Medical Informatics and Telemedicine, Kharkiv, Ukraine
⁴Physical-Technical Institute of Low Temperatures attached to National Academy of Science of Ukraine, Kharkiv

Abstract

Some aspects of application of Karunen-Loev expansion for the analysis of existential EEG signals in a condition of

quiet wakefulness and during mental test (the inverse account in mind) at healthy examinees and at patients with schizophrenia are considered. The possibility of preliminary diagnostics of a pathological mental condition of patients by results of Karunen-Loev expansion in beforehand chosen EEG frequency ranges are shown.

Key words: qEEG methods, nonlinear EEG analysis, Karunen-Loev expansion, computer EEG analysis at healthy and sick of schizophrenia, qEEG system *NeuroResearch* '2003.

Застосування розкладання Карунена-Лоева для аналізу просторово-тимчасових структур ЕЕГ здорового і хворого мозку

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

¹Харківська медична академія післядипломної освіти МОЗ України

²Інститут охорони здоров'я дітей і підлітків АМН України, Харків

³Інститут медичної інформатики і телемедицини, Харків

⁴Фізико-технічний інститут низьких температур НАН України, Харків

Резюме

Розглянуто деякі аспекти застосування розкладання Карунена-Лоева для аналізу просторово-тимчасових сигналів ЕЕГ у стані спокійного пильнування і під час ментального навантаження (зворотний рахунок у розумі) у здорових випробуваних і в хворих на шизофренію. Показано можливість попередньої діагностики патологічного психічного стану пацієнтів за результатами розкладання Карунена-Лоева в попередньо виділених частотних діапазонах ЕЕГ.

Ключові слова: методи кЕЕГ, нелінійний аналіз ЕЕГ, розкладання Карунена-Лоева, комп'ютерний аналіз ЕЕГ у здорових і хворих на шизофренію, система кЕЕГ *NeuroResearch* '2003.

Переписка

д.мед.н., професор О. Ю. Майоров
Інститут Медичинської інформатики і Телемедицини
а.я. 7313, Харків, 61002
Україна
тел.: +380 (57) 700 68 81
ел. почта: institute-MIT@ukr.net