

ОБЗОРЫ

УДК 612.821:612.822.3:616.8

ПРОБЛЕМА СЕГМЕНТНОГО ОПИСАНИЯ ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ ЧЕЛОВЕКА

©1999 г. А.А.Каплан

Московский государственный университет

Поступила в редакцию 18.03.1998

Статья посвящена критическому обзору основных методологических и методических подходов к описанию ЭЭГ как кусочно-стационарного процесса. На основе имеющихся в литературе сведений и собственных данных обсуждаются достижения, проблемы и перспективы параметрических и непараметрических методов оценивания сегментной структурированности ЭЭГ. В частности: рассматриваются вопросы об адекватности методов сегментирования ЭЭГ с использованием авторегрессионных моделей или на основе предварительного деления записи ЭЭГ на фрагменты фиксированной длительности; об относительности результатов сегментирования ЭЭГ в различных временных шкалах и о пространственно-временном сопряжении локальных сегментных описаний ЭЭГ. Обсуждается возможность построения иерархических сегментных описаний ЭЭГ в разных временных масштабах и для разных частотных диапазонов. Делается вывод о том, что в целом набор современных методов сегментного описания ЭЭГ вполне достаточен для всестороннего изучения этого процесса с точки зрения его кусочно-стационарной организации.

Спустя четверть века с тех пор как Ганс Бергер продемонстрировал первые записи электрической активности мозга человека, необходимость строгого количественного оценивания ЭЭГ-сигнала привела к закономерному вопросу о его статистической природе. Норберт Винер предложил рассматривать ЭЭГ как стохастический сигнал по аналогии с выходными характеристиками любой сложной системы [1]. Предполагалось, что независимо от истинных биофизических механизмов происхождения корковых биоэлектрических процессов основные закономерности динамики суммарного ЭЭГ-сигнала могут быть изучены на основе его вероятностно-статистических оценок [2]. В связи с этим появилось значительное число исследований стохастических свойств ЭЭГ-сигнала (обзор этих работ см. в [3]). Главный вывод этих исследований заключался в том, что ЭЭГ действительно может аппроксимироваться базовыми стохастическими критериями нормальности, эргодичности, гауссовости и др., но только на достаточно коротких реализациях, обычно не превышающих 10—20 с. Это связано с тем, что ЭЭГ оказалась сильно нестационарным процессом. Вариабельность мощности основных спектральных компонентов ЭЭГ, например, для последовательных ее коротких (5-10 с) сегментов достигала 50-100% [4].

Становилось очевидным, что обычные статистические характеристики, включая, конечно, и спектрально-корреляционные, если и применимы к ЭЭГ-сигналу, то только после его предварительного сегментирования на участки относительной стационарности. Это, в свою очередь,

привело исследователей к необходимости разработки технологий выделения так называемых квазистационарных участков в ЭЭГ-сигнале. Первые же позитивные данные в этом направлении позволили не только указать путь более корректного оценивания статистических свойств ЭЭГ-сигнала, но, что представляется более важным, - дали первые основания к совершенно новому пониманию организации ЭЭГ как кусочно-стационарного процесса [5].

Концептуальные вопросы структурного подхода к анализу ЭЭГ рассмотрены нами в другой обзорной работе [3]. В настоящем сообщении обсуждаются достижения, проблемы и перспективы на пути собственно сегментного описания ЭЭГ-сигнала.

1. ЭЭГ как нестационарный стохастический процесс. Феномены нестационарности ЭЭГ обычно проявляются в виде кратковременных пароксизмальных явлений (спайки, пик-волны, К-комплексы) или последовательно чередующихся более продолжительных сдвигов параметров ЭЭГ [6]. Если в отношении физических пароксизмальных явлений у исследователей, как правило, не возникает сомнений при их визуальной идентификации, то выделение участков тонической стабилизации ЭЭГ требует определенных теоретических оснований.

В предельном случае, когда число отсчетов в выборке и число реализаций каждого из этих отсчетов стремится к бесконечности, процедура сегментации сигнала на стационарные фрагменты должна выдавать однозначные результаты.

Для этого достаточно сравнить между собой распределения и дисперсии в ансамбле каждого из последовательных отсчетов. Если при каком-то очередном сравнении будут показаны значимые различия, то именно в этой точке можно констатировать нарушение стационарности процесса в узком смысле этого термина [7]. Продолжая последовательные сравнения, можно с максимальной точностью до одного отсчета оценить размеры и временное позиционирование квази-стационарных фрагментов в тестируемой записи ЭЭГ.

Учитывая, что на практике всегда имеется только одна реализация случайного процесса, оценить его статистические характеристики возможно только на выборке последовательных отсчетов в предположении об эргодическом характере этого процесса, вполне допустимом для ЭЭГ-сигнала [8, 9]. В этом случае о стационарности процесса можно говорить только в широком смысле этого термина [7]. Оценка статистических свойств ЭЭГ возможна, однако, только на некотором конечном временном интервале. При этом сократить интервал оценивания ЭЭГ путем увеличения количества отсчетов в единицу времени за счет большей частоты оцифровки непрерывного процесса можно только до определенного предела: до того момента, когда соседние отсчеты не станут сильно скоррелированными. Именно этим обстоятельством ограничивается возможность экстраполяции теоретического определения стационарности на реальные процессы в широком смысле. Чтобы выделить понимание стационарности в таком ограничительно оценочном аспекте, было введено понятие квази-стационарности, которым собственно только и можно оперировать при описании реальных физических процессов. Результаты сегментирования ЭЭГ-сигнала с точки зрения квази-стационарности будут уже зависеть от ряда чисто экспериментальных условий: длительности оцениваемой записи ЭЭГ, размера минимально допустимого фрагмента ЭЭГ для тестирования на стационарность, а также - от выбора параметров оценивания ЭЭГ и пороговых критериев. Для конечных маломерных выборок все эти условия, очевидно, могут опираться преимущественно на эмпирические основания и субъективные предпочтения исследователей.

Если говорить о рутинной ЭЭГ, то нижняя и верхняя граничные частоты квантования этого сигнала для традиционного частотного диапазона от 1 до 30 Гц лежат в пределах от 60 до 200 Гц. В соответствии с этим, например, при 100 отсчетах в секунду, необходимых для приемлемого статистического оценивания ЭЭГ-сигнала, дискретность квази-стационарного описания одноканальной ЭЭГ может быть не выше 1-2 с. Удачным с этой точки зрения представляется теперь то, что в пионерской работе Макэвен [8], посвященной ана-

лизу стационарных свойств ЭЭГ, практически все фрагменты ЭЭГ длительностью 2-4 с оказались стационарными: при большем дроблении ЭЭГ статистическое оценивание столь коротких участков стало бы явно несостоятельным и вопрос об их стационарности потерял бы всякий смысл.

2. Сегментация ЭЭГ методом фиксированных интервалов. В принципе, если длительность минимального участка стационарности составляет, как правило, не менее 2 с [8], то процедура сегментации ЭЭГ-сигнала на квази-стационарные фрагменты могла бы состоять из четырех этапов. На первом этапе запись ЭЭГ предварительно разбивается на равные элементарные участки длительностью 2 с. Затем каждый из этих участков получает статистическое описание, состоящее из некоторого набора признаков, например, спектральных оценок. На третьем этапе элементарные участки ЭЭГ классифицируются в соответствии со своими признаками одним из методов многомерной статистики, получая каждый свое классификационное наименование. Наконец, на четвертом этапе "стираются" границы между одноименными элементарными участками, что превращает всю запись ЭЭГ в последовательность сегментов, в рамках которых параметры ЭЭГ остаются относительно постоянными. Каждый такой квази-стационарный сегмент будет отличаться конкретной длительностью и соответствующими типовыми признаками. Если число сегментных классов в реальной ЭЭГ окажется не слишком большим, то идея о кусочно-стационарной организации ЭЭГ получит явное преимущество перед своей альтернативой - изначальным пониманием ЭЭГ как континуального процесса.

Именно такой подход с предварительным разбиением записи ЭЭГ на равные участки (fixed-interval segmentation) использовали в первых работах по сегментации ЭЭГ [10-13]. Количество типовых сегментов ЭЭГ действительно оказалось весьма ограниченным - для разных ЭЭГ не более 15-35 [11-13], а длительность большинства сегментов не превышала 4 с, что явно свидетельствовало в пользу идеи о кусочно-стационарном устройстве ЭЭГ. Однако существенным недостатком метода сегментации с предварительным разбиением ЭЭГ на элементарные участки равной длительности было то, что какая-то часть из этих участков обязательно должна была прийтись на "стыки" между стационарными сегментами ЭЭГ. Это приводило к появлению целого кластера фрагментов ЭЭГ, содержащих в себе переходные процессы, и потому не являющихся собственно стационарными сегментами. Кроме того, границы между стационарными сегментами определялись, таким образом, достаточно приблизительно, с точностью не менее величины интервала фиксированного разбиения ЭЭГ.

Чтобы избежать появления подобного рода погрешностей в поиске квази-стационарных участков ЭЭГ, требовалась такая технология сегментации, которая включала бы в себя последовательный перебор возможных расстановок межсегментных границ с выбором оптимального варианта. Именно эта методология, названная адаптивной сегментацией, в том или ином виде используется в подавляющем большинстве современных методов автоматического выделения квази-стационарных сегментов в ЭЭГ [10]. Рассмотрим основные подходы к адаптивному сегментированию ЭЭГ-сигнала.

3. Параметрическая сегментация ЭЭГ. В самом общем виде процедура адаптивной сегментации могла бы основываться на оценивании степени сходства начального фиксированного участка ЭЭГ с фрагментом ЭЭГ той же длительности, рассматриваемом в движущемся вдоль ЭЭГ-записи временном "окне". Очевидно, что как только это окно "наедет" на границу сегментов, контролируемая степень сходства резко уменьшится, и это будет формальным признаком перехода к следующему сегменту.

По-видимому, наиболее адекватными этой задаче могут быть методы, позволяющие прогнозировать очередные отсчеты ЭЭГ по результатам оценивания ряда предыдущих отсчетов. Момент рассогласования между предсказанным и реальным текущим отсчетом ЭЭГ вполне мог бы свидетельствовать о появлении локальной нестационарности.

3.1. Параметрическое сегментирование ЭЭГ на основе авторегрессионного моделирования. Методы прогнозирования временных рядов основываются на предположении о том, что стохастичность их поведения в значительной мере ограничена какими-то динамическими закономерностями. В таком случае, если удастся подобрать отвечающие этим закономерностям математические модели, то с известной точностью поведение кривой ЭЭГ действительно можно будет предсказывать на какое-то количество отсчетов вперед. За пределами стационарного сегмента, для которого были подобраны параметры модели, ошибка предсказания резко возрастет, сигнализируя тем самым о завершении предыдущего и начале нового сегмента. Для начального участка очередного сегмента можно вычислить новые параметры модели и продолжить поиск границы со следующим сегментом. Ключевым звеном в поиске межсегментных переходов становятся, таким образом, параметры математической модели ЭЭГ. Очень важным поэтому является правильный выбор модели ЭЭГ.

Первоначально в рамках этой идеи в качестве модельного описания ЭЭГ был использован набор коэффициентов фильтра Кальмана [14]. Замечательной особенностью конкретной реализа-

ции этого метода является то, что для идентификации момента "рассогласования" реальной ЭЭГ с моделью, во внимание принимался не некий средневзвешенный индекс, а поведение каждого из 10 коэффициентов фильтра. Резкое изменение хотя бы одного из этих коэффициентов служило достаточным основанием для принятия решения о наличии границы между сегментами [14], что существенно увеличивало чувствительность метода к детекции границ сегментов. Автору оставалось только ввести меру синхронности изменений коэффициентов фильтра, чтобы получить совершенно новое описание ЭЭГ-сигнала с точки зрения его внутренней частотной консистентности. Однако должно было пройти еще 20 лет, чтобы эта сторона структурной организации ЭЭГ-сигнала получила свое экспериментальное воплощение [3, 15].

Наиболее разработанным способом моделирования ЭЭГ является метод линейной экстраполяции, разработанный еще в 1942 г. Н. Винером как приложение авторегрессионного анализа (цит. по [5]) и впервые предложенный для тестирования ЭЭГ в конце 60-х годов (см. обзор [16]). В рамках авторегрессионной модели очередной отсчет ЭЭГ может быть вычислен с некоторой погрешностью как сумма нескольких предыдущих отсчетов, взятых с определенными коэффициентами. Базовые процедуры адаптивной сегментации ЭЭГ, основанные на авторегрессионных моделях невысокого порядка, первоначально были разработаны Боденштайном и Преториусом [5] и в дальнейшем успешно использовались в различных модификациях другими авторами [10, 17 - 20].

В этих работах авторы обнаружили еще более ограниченный, чем при сегментации методом фиксированных интервалов, набор типовых сегментов. Длина квази-стационарного сегмента по данным этих авторов варьирует в основном в пределах от 1-2 до 20 секунд, а количество типов этих сегментов по разным оценкам составляет от 6 до 50 [21, 22]. Применение к ЭЭГ множественного регрессионного анализа с вычислением вклада каждого из нескольких параметров модели позволило более тщательно проводить процедуру сегментации [23]. Этим методом авторы могли детектировать сегменты ЭЭГ, соответствующие определенным когнитивным операциям. В этой работе было также показано, что длительность большинства квази-стационарных сегментов ЭЭГ составляла 2-10 с [23]. Несмотря на тщательность алгоритмической проработки методы сегментации ЭЭГ на основе регрессионного анализа в конечном итоге оперируют эмпирически подобранными пороговыми критериями. Это обстоятельство значительно ограничивает возможность исследователей не только при сравнении межиндивидуальных данных, но и при сопостав-

лении результатов сегментирования ЭЭГ различных отведений у одного и того же испытуемого.

Помимо неизбежной эмпирической заданности пороговый критерий сегментации ЭЭГ в рассмотренных методах имеет еще один, более глубокий, недостаток - отсутствие адаптивности к меняющимся параметрам ЭЭГ-процесса. В этой связи для математического описания ЭЭГ можно было бы применить авторегрессионную модель с зависимыми от времени параметрами, апробированную в исследованиях с распознаванием речевых сигналов [24]. Такие попытки были сделаны и в отношении ЭЭГ [25, 26]. Однако отсутствие априорной заданности закона изменения параметров во времени требовало построения дополнительной модели, что в общем случае должно было привести к накоплению еще больших погрешностей.

3.2. Проблема временного масштаба в сегментации ЭЭГ. Перечисленные методы адаптивной сегментации ЭЭГ на основе авторегрессионного моделирования использовали, одну и ту же технику "скользящего" сравнения параметров ЭЭГ на референтном и тестируемом участках, что позволяло рассматривать структуру ЭЭГ только через фиксированное временное окно. Это задавало один единственный временной масштаб шкалирования неоднородностей ЭЭГ и, тем самым, отстраняло от целостного видения структуры ЭЭГ подобно тому, как в видоискателе фотоаппарата можно увидеть только относительные перепады высот нескольких соседних горных вершин, тогда как характер рельефа всей горной гряды останется вне поля зрения. Между тем, весьма вероятно, что на локальную сегментированность ЭЭГ-процесса накладываются более крупные трансформации ЭЭГ, составляющие сегментное описание этого сигнала в более крупном временном масштабе.

В работе [27] также использовалось регрессионное моделирование ЭЭГ. Авторы изучали ос-компонент ЭЭГ, предположив, что динамика активности на квази-стационарном участке может быть аппроксимирована простой линейной регрессией по времени типа $y = at + b$, где y - значение мощности а-ритма на данном временном отсчете t , относительно начала тестируемого участка ЭЭГ. В таком случае задача на нахождение границ двух квази-стационарных сегментов сводилась к хорошо проработанному в статистике сравнению коэффициентов a и b для двух линейных регрессий по обе стороны относительно предполагаемой границы сегментов. Метод достаточно эффективно обнаруживал в ЭЭГ момент начала действия нейротропных средств, для чего собственно он и разрабатывался [27].

Главным, однако, на наш взгляд, в этой работе было то, что авторы "попутно" подошли к реше-

нию проблемы целостного структурного описания ЭЭГ. Действительно, в рассматриваемом методе регрессионные модели строились слева и справа от предполагаемой стыковки сегментов ЭЭГ. Поскольку положение этой стыковки заранее неизвестно, сопоставление двух регрессий производилось многократно для левой и правой половин записи ЭЭГ относительно каждого последовательного отсчета всей записи ЭЭГ. Момент достижения статистически значимого максимума различий двух регрессий и должен был соответствовать стыковке двух наиболее крупных сегментов ЭЭГ с точки зрения макроописания этого сигнала. Если затем подобную процедуру провести для каждого из двух выделенных сегментов в отдельности, то были бы получены сегменты, соответствующие более детальному рассмотрению ЭЭГ, и так далее, до получения сегментного микроописания ЭЭГ. Таким образом, открывалась перспектива представления структурной организации ЭЭГ как иерархии сегментных описаний в разных временных масштабах. Сами авторы не увидели этой перспективы и поэтому их метод оказался "настроенным" на обнаружение только одной самой выраженной межсегментной границы в целой ЭЭГ-записи [27].

Последнее ограничение в определенной мере снималось в работе [28], в которой для поиска межсегментных границ также учитывались все отсчеты тестируемой ЭЭГ. На основе байесовского подхода авторы вычисляли наиболее вероятную расстановку моментов множественных стыковок сегментов сразу по всей длине записи ЭЭГ. Совмещая этот тип сегментации с авторегрессионным подходом, авторы добились весьма точного, с экспертной точки зрения, разбиения ЭЭГ на квази-стационарные сегменты [28]. При этом, с помощью одного из параметров алгоритма сегментации можно было ограничивать число расчетных межсегментных стыковок в записи ЭЭГ, что, по сути дела, позволяло проводить сегментацию с большим или меньшим временным разрешением, тестируя иерархию субсегментных отношений в различных временных масштабах. Авторы, однако, не оценили эту сторону разработанной ими технологии сегментирования ЭЭГ. К тому же, отмечаемая самими авторами вычислительная сложность предложенного подхода делает его практически приемлемым только для очень коротких, не более нескольких секунд, фрагментов ЭЭГ-записи [28].

В целом, рассмотренный круг методов адаптивной сегментации ЭЭГ на основе параметрического подхода, в принципе, позволяет более или менее адекватно описать кусочно-стационарную структуру ЭЭГ-сигнала. Однако указанный принцип состоит в том, что все эти методы, изначально нацеленные на поиск квази-стационарных участков, по определению сами могут применяться

только для стационарных процессов. Действительно, в основе этих, так называемых, параметрических методов лежит предварительное построение математической модели, например авторегрессионной, в референтном окне на начальном участке ЭЭГ. Очевидно, что получить достаточно точную модель процесса можно только на его стационарном участке. Причем, чем более длинным будет этот участок, тем более тонкие особенности процесса могут быть отражены в его модели. Но, чем длиннее анализируемый отрезок реальной ЭЭГ, тем более вероятным становится, что этот отрезок окажется неоднородным [8 и др.]. Если же модель строить на очень коротком участке, то она окажется сильно "загрубленной", и тогда нельзя будет надеяться на качественную сегментацию процесса с использованием параметров этой модели.

Таким образом, параметрические методы поиска квази-стационарных участков ЭЭГ содержат в себе довольно сильное противоречие: сегментирование на стационарные фрагменты невозможно без построения адекватной математической модели, а построить такую модель нельзя без предварительного сегментирования.

Более того, поскольку суммарная ЭЭГ является высоко композитным и существенно нелинейным процессом [29,30], вряд ли возможно ожидать разработки строгой математической модели, адекватно отражающей собственно природу ЭЭГ [16]. Поэтому параметры даже хорошо подобранных моделей ЭЭГ [16, 31], не являясь отражением сути лежащих в основе ЭЭГ процессов [2, 19], в любом случае существенно "загрубляют" процедуру сегментации ЭЭГ-сигнала.

Вот почему несомненный интерес представляет разработка непараметрических методов сегментирования ЭЭГ. Применение этих методов не требует предварительного анализа процесса на стационарность, поскольку они не сопряжены с построением математических моделей анализируемого процесса, но основываются на реальных его статистических характеристиках.

4. Непараметрические подходы к описанию кучно-стационарной структуры ЭЭГ. Примером одного из первых непараметрических подходов к сегментированию ЭЭГ является исследование [32]. В этой работе авторы также использовали технику скользящего окна, но для сравнения референтного и тестируемого участков ЭЭГ применяли уже не параметры авторегрессионной модели, а конкретные оценки автокорреляционных функций анализируемых фрагментов ЭЭГ. Интегральный показатель относительного рассогласования амплитуды и формы автокорреляционной функции референтного и тестируемого участков ЭЭГ выступал в этой работе в качестве

непараметрического критерия степени различия тестируемых участков ЭЭГ [32].

Более поздняя модификация этого метода, использующая вычисление нормализованной суммы квадратов разностей пяти автокорреляционных коэффициентов в качестве меры спектрального различия референтного и тестового участков ЭЭГ, прошла успешную апробацию в клинике [22].

Показатели спектрального разложения также относятся к непараметрическим оценкам временных рядов. Выше уже рассматривалась возможность применения быстрого преобразования Фурье (БПФ) как непараметрической процедуры в технологии сегментации с предварительным разбиением записи ЭЭГ на фрагменты фиксированной длительности и отмечался основной недостаток этого метода - отсутствие адаптивности к границам сегментов. Естественным было бы применение БПФ в движущемся временном окне с последующим сравнением полученных спектральных оценок с аналогичными данными для референтного окна, как это делается в технологии адаптивной сегментации с помощью авторегрессионного моделирования. Однако 100%-ная дисперсия однократных спектральных оценок [33] при отсутствии адекватных алгоритмов коррекции этих оценок обычно заставляет исследователей воздерживаться от подобных попыток. Тем не менее, единственная работа в этом направлении [34] все же показывает перспективность подобного подхода. В этом исследовании, в качестве меры спектральных различий ЭЭГ в двух совместно движущихся окнах, автор использовал максимум отношения узкополосных спектральных оценок [34], что делало метод достаточно чувствительным к переходным процессам в ЭЭГ. Однако оставалось проблемой характерное и для других методов адаптивной сегментации отсутствие аналитического обоснования пороговых условий для детектирования границ между сегментами. В работе [35] оценка неоднородности спектральных оценок двух участков ЭЭГ-записи производилась на основе специально разработанного критерия с определенными по данным статистического моделирования параметрами распределения. Это позволило автору обосновать выбор порогов для обнаружения спектральных различий между тестируемыми сегментами ЭЭГ, но дальнейшего развития в направлении сегментации ЭЭГ эта работа не получила.

Несмотря на первые успешные попытки непараметрического подхода к сегментации ЭЭГ, дальнейшее его развитие сдерживалось тем очевидным обстоятельством, что в каждом конкретном случае заранее не было известно, какая именно статистическая характеристика ЭЭГ в наибольшей степени определяет его сегментную

структуру, математическое ожидание, дисперсия, другие моменты статистики и т.д. Более того, для каждой такой статистики требовалась разработка собственного метода поиска квази-стационарных сегментов и потому задача непараметрического сегментирования ЭЭГ могла превратиться в перебор довольно большого числа возможных решений.

Оригинальная технология непараметрической сегментации ЭЭГ была разработана на основе теории так называемого анализа моментов резких изменений или разладок во временных рядах, имеющих четко выраженную кусочно-стационарную структуру [36]. Определенные таким образом разладки являются, по сути дела, метками границ между квази-стационарными фрагментами. В рамках теоретической разработки этой проблемы было показано, что задача обнаружения изменения любой вероятностной характеристики данного стохастического процесса может быть сведена к одному и тому же алгоритму детекции изменений математического ожидания, но применяемому к различным модификациям исходного временного ряда. Каждая такая модификация или диагностическая последовательность может подчеркивать те или иные статистические особенности исходного процесса. Например, корреляционное преобразование исходного временного ряда проявит динамическую изменчивость дисперсионных свойств этого процесса.

При адаптации этой методологии к задаче сегментирования ЭЭГ была разработана специальная статистическая процедура для обнаружения моментов "разладок", основанная на обобщенном варианте статистики Колмогорова-Смирнова [37-39]. В том или ином виде эти статистики уже применялись для оценки ЭЭГ [8,40]. Использование этих критериев в технике сегментирования ЭЭГ с учетом их вероятностных распределений, полученных в численном эксперименте на ЭЭГ-подобных кривых, впервые позволило не только надежно обнаруживать границы сегментов, но и оценивать доверительные интервалы их позиционирования в рамках тестируемого фрагмента ЭЭГ [37-39]. В ходе адаптации методов обнаружения разладок для целей сегментирования ЭЭГ было показано, что в качестве диагностической последовательности целесообразно использовать нормированную автокорреляционную функцию ЭЭГ-сигнала [38, 39].

Конкретный алгоритм поиска разладок в ЭЭГ был разработан, в том числе, и с намерением оценить всю иерархию сегментных описаний ЭЭГ в разных временных масштабах. Для этого, во-первых, была принята безоконная система компарации оценок ЭЭГ, позволяющая при поиске неоднородностей учитывать всю запись целиком: сравнение оценок математического ожида-

ния сигнала или его диагностической последовательности проводилось слева и справа от движущейся вдоль записи ЭЭГ точки ее деления на две части, подобно тому как это делалось в работе [27]. Во-вторых, для более точного вычисления порогового критерия, фиксирование разладок производилось поэтапно: сначала обнаруживалась самая мощная разладка, ставящая границу между двумя наиболее крупными сегментами ЭЭГ-записи. Затем процедура повторялась, но уже не для всей записи, а для более однородных ее участков по обе стороны от первой разладки. Относительно разладок второго уровня также формировались еще более однородные участки, которые в свою очередь подвергались поточечному сканированию, и так до того момента, когда количество отсчетов очередного участка ЭЭГ не достигнет порога, ниже которого оценки математического ожидания в данном методе становятся статистически неустойчивыми. Более подробно этот алгоритм непараметрического сегментирования ЭЭГ изложен в специальных публикациях [38,39,41]..

Поскольку при любой технологии поиска моментов фазических перестроек в ЭЭГ результаты этого поиска могут быть получены только в вероятностных оценках, существенным преимуществом нового подхода [36, 38, 39] является возможность задавать в явном виде вероятность "ложной тревоги" (детекция отсутствующего сигнала) и "ложного спокойствия" (пропуск имеющегося сигнала) при детектировании границ сегментов. Помимо возможности гибкой оптимизации задачи обнаружения границ сегментов с точки зрения экспериментатора, это позволяет настраивать процедуру на работу в разных временных шкалах. Поднимая пороговый уровень "ложных тревог", например, можно настроиться только на наиболее выраженные межсегментные переходы, оценивая, таким образом, только макроскопическую сегментную структуру ЭЭГ. При снижении порога "ложных тревог" можно получить более детальную "микроскопическую" картину сегментной организации ЭЭГ.

Таким образом, исследователь получает возможность многократного сегментного сканирования ЭЭГ-сигнала при разных пороговых условиях, что, в конечном итоге, позволяет реконструировать всю иерархию сегментных описаний ЭЭГ для различных временных масштабов. Применение нового метода непараметрического сегментирования ЭЭГ в практике нейрофизиологического исследования показало его достаточно высокую чувствительность при оценивании динамики структурных изменений в ЭЭГ в связи с когнитивными процессами [41-43]. С помощью этого метода было показано, что спонтанная ЭЭГ состоит из квази-стационарных сегментов, длительность большей части которых в целом не превы-

шает 5-6 с [44,43], но для разных корковых областей конкретные пропорции стационарных сегментов ЭЭГ разной длины существенно различаются [42]. Определенные различия в количестве разладок в единицу времени показаны этим методом и для разных стадий сна [44].

5. Проблемы содержательной интерпретации сегментных описаний ЭЭГ. Показанная многими авторами кусочно-стационарная структурированность ЭЭГ сигнала, как уже отмечалось, оказалась зависимой от области регистрации и модифицировалась при изменениях функционального состояния мозга. В своей совокупности эти данные свидетельствуют о несомненной функциональной значимости сегментной архитектуры ЭЭГ. В предыдущей нашей работе [3] рассматриваются возможные онтологические основания подобной структурированности коркового биоэлектрического поля. Здесь же отметим, что еще до первых работ по сегментации идея о кусочно-стационарной организации ЭЭГ уже "носила в воздухе", и некоторые исследователи даже полагали, что ЭЭГ-сигнал состоит из ограниченного набора типовых сегментов, составляющих некую азбуку ЭЭГ-кода [45]. Эта идея оказалась настолько привлекательной, что после появления первых данных о реальной структурированности ЭЭГ, ряд авторитетных исследователей пришел к выводу, что синтаксическая метафора наиболее адекватна сегментному описанию ЭЭГ-активности [2, 11, 28, 46]. Были даже сделаны попытки "расшифровки" сегментного кода линейной ЭЭГ методами оценивания матриц переходных вероятностей, обычно используемых для изучения закономерностей марковских процессов [5, 20,47]. Для наборов из трех типов сегментов, например, удалось показать, что вероятности взаимного чередования этих сегментов в предсудорожный период существенным образом отличаются от нормы, хотя для традиционных методов анализа ЭЭГ эти различия практически не заметны [47].

Подобные данные позволяют полагать, что в квази-стационарных сегментах ЭЭГ отражаются вполне определенные операциональные акты нервной деятельности. Однако применение процедур сегментирования к суммарной ЭЭГ далеко не всегда может выявить эту связь, в силу композитного полифонического характера ЭЭГ-сигнала. Это связано, в частности, с тем, что каждый частотный компонент ЭЭГ имеет собственную сегментную структуру [15], демонстрируя, по-видимому, дискретную работу различных морфофункциональных систем мозга. В таком случае наибольшей чувствительности методов сегментации ЭЭГ к функциональным перестройкам можно добиться только при работе с отдельными ритмами ЭЭГ: например, с α -активностью [43]. При этом "поток сегментов" для каждого из частот-

ных компонентов ЭЭГ оказываются в большей или меньшей степени согласованными в зависимости от характера информационной деятельности мозга [15], что лишнее раз подчеркивает функциональную значимость сегментных описаний ЭЭГ и их приуроченность интегральным механизмам деятельности мозга.

Многосвязный характер морфофункциональной организации нейронных сетей мозга открывает еще один, пространственный, аспект согласованности различных сегментных процессов ЭЭГ. Можно было предположить, что закономерности следования сегментов в каждом из отведений в определенной мере должны быть синхронизованы между собой, составляя в совокупности устойчивые топологические комбинаторики локальных сегментных описаний ЭЭГ [48]. В дальнейшем это предположение оправдалось в полной мере: межсегментные "стыки" действительно оказались сильно скоррелированными между ЭЭГ разных отведений, демонстрируя, тем самым, существование особого типа кооперативной активности корковых образований -операциональную синхронность [3,41—43]. Между тем, задолго до этих исследований уже было известно, что кусочно-стационарными являются сами карты одномерного распределения корковых биопотенциалов [49]. Возможно, что именно пространственно-временное согласование локальных сегментных описаний или операциональная синхронизация мозговых структур [41] создает основу для динамической стабилизации коркового биопотенциального поля, показанной в работах Д. Немана [50, 51 и др.].

Существование межканального сопряжения сегментных описаний, в частности - наличие синхронизации межсегментных стыков, в свою очередь может явиться дополнительным критерием степени адекватности применяемого метода сегментации ЭЭГ. В работе [52] в этом смысле оказалось оправданным использование для сегментирования ЭЭГ даже метода "фиксированных интервалов" с вычислением однократных спектральных оценок элементарных отрезков ЭЭГ для последующей их классификации.

Таким образом, совокупность имеющихся данных позволяет полагать, что в периоды кратковременных метастабильных состояний целого мозга и отдельных его субсистем, когда в максимальной степени сужаются наборы степеней свободы нейронных сетей, возможно и порождаются основные операциональные элементы поведенческой и психической деятельности [3]. Поэтому сегментные описания ЭЭГ предоставляют исследователю до некоторой степени уникальную возможность проникнуть в операциональную динамику нервной деятельности, зарегистрировать траектории самих "атомов мысли" [51].

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Логика феноменологического описания ЭЭГ-сигнала, с одной стороны, и необходимость его корректного статистического оценивания - с другой, привели исследователей к совершенно новому пониманию структурной организации ЭЭГ как кусочно-стационарного сигнала. Потенциальная астрономическая мультивариативность нейронных сетей оказалась, по-видимому, далеко не континуальной во времени, но ограниченной динамикой краткосрочных локальных и глобальных метастабильных состояний мозга. Возможно, что именно в эти краткие периоды стабилизации активности нейронных сетей, когда фиксируется основная масса "несущественных" динамических параметров, Происходит наиболее прецизионное взаимодействие мозговых образований по поводу формирования финальных решений функциональных систем.

В этой связи, дальнейший прогресс в содержательных интерпретациях ЭЭГ-феноменов, по-видимому, в немалой степени будет связан со структурно-аналитическим подходом к изучению ЭЭГ как кусочно-стационарного процесса. Во всяком случае, в настоящее время в арсенале исследователей есть достаточный резерв методов сегментного описания ЭЭГ, чтобы в дополнение к традиционным характеристикам этого процесса всегда можно было бы получить его кусочно-стационарное представление.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (проект № 960449144).

Автор благодарен своим коллегам по рабочей группе, кандидатам биологических наук А.Г. Кочетовой, С.Л. Шишкину, аспирантам Ал.А. Фингелькурцу, Ан.А. Фингелькурцу, программистам В.А. Ермолаеву, Р. Ивашко и кандидату физ.-мат. наук Б.Е., Бродскому за помощь в экспериментальных процедурах и в многотрудном деле анализа данных. Особую благодарность автор выражает доктору физ.-мат. наук Б.С. Дарховскому, а также зарубежным коллегам: профессорам Р. Nunez, В. Jansen, D. Lemann и В. Thatcher, рабочие дискуссии с которыми определили основные теоретические позиции автора.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Виннер Н. Новые главы кибернетики. Управление и связь в животном и машине. М.: Советское радио, 1963.
2. Lopes da Silva F.H. Analysis of EEG ongoing activity: rhythms and nonstationarities. In: Recent Advances in EEG and EMG Data Processing / Eds: N. Vamaguchi and K. Fujisawa. Amsterdam: Elsevier, 1981. P. 95.
3. Каплан А.И. Нестационарная ЭЭГ: методологический и экспериментальный анализ // Успехи физиол. наук. 1998. Т. 29. №3. С. 32.
4. Oken B.S., Chiappa K.H. Short-term variability in EEG frequency analysis // EEG and Clin Neurophysiol. 1988. V. 69. P. 191.
5. Bodenstein G., Praetorius H.M. Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation // Proc. IEEE. 1977. V. 65. P. 642.
6. Lopes da Silva F.N. Analysis of EEG non-stationarities. In: Contemporary Clinical Neurophysiology (Suppl. № 34 to EEG and Clinical Neurophysiology) / Eds W.A. Cobb, H. Van Dujn. Amsterdam: Elsevier, 1978. P. 165.
7. фруи В.Д., Кориневский А.В. ЭВМ в нейрофизиологических исследованиях. М.: Наука, 1978. 238 с.
8. McEwen J.A., Anderson G.B. Modeling the stationary and gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity // IEEE Transactions on Biomed. Engineering. 1975. V. BME-22. № 5. P. 361.
9. Ferber G. Treatment Of some nonstationarities in the EEG // Neuropsychobiology. 1987. V. 17. P. 100.
10. Barlow J.S. Methods of analysis of nonstationary EEGs, with emphasis on segmentation techniques: a comparative review // J. Clin. Neurophysiol. 1985. V. 2. P. 267.
11. Giese D.A., Bourne J.R., Ward J.W. Syntactic analysis of the electroencephalogram // IEEE Trans. Syst. Man Cybern. 1979. V. SMC-9. P. 429.
12. Jansen B.H., Hasman A., Lenten R. et al. A study of inter and intra individual variability of the EEG of 16 normal subjects by means of segmentation // Pore, of the 2nd Europ Congr of EEG and Clin Neurophysiol / Eds. H. Lechner, A. Aranibar. 1979. P. 617.
13. Jansen B.H., Hasman A., Lenten R. Piece-wise EEG analysis: an objective evaluation // Internat J. Bio-Med. Comput. 1981. V. 12. P. 17.
14. Duquesnoy A. Segmentation of EEGs by means of Kalman filtering // Progress Report 5. Utrecht, Netherlands: Institute of Medical Physics. 1976. P. 87.
15. Каплан А.Я., Фингелькурц Ал.А., Фингелькурц Ал.А. и др. Согласованность фазических перестроек основных частотных компонентов ЭЭГ-сигнала // Журн. высш. нервн. деятельности. 1998. №5. С. 17.
16. Kaipio J.P., Karjalainen P.A. Simulation of nonstationary EEG // Biol. Cybernetics. 1997. V. 76. P. 349.
17. Бодунов М.В. Индивидуально-типологические особенности структуры ЭЭГ // Журн. высш. нервн. деятельности. 1985. Т. 35. С. 1045.
18. Aufrichtig R., Pedersen S.B., Jennum P. Adaptive segmentation of EEG signals // 13th Annual Int Conf of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society: Processing of Biological Signals / Eds J.H. Negel, W.M. Smith. 1991. V. 13 (1). P. 0453.
19. Jansen B.H. Quantitative analysis of the electroencephalograms: is there chaos in the future // Int. J. Biomed. Comput. 1991. V. 27. P. 95.
20. Sanderson A.C., Segen J., Richey E. Hierarchical modeling of EEG signals // IEEE Trans Pattern Anal. Mach. Intel. 1980. V. 2. P. 405.
21. Barlow T.S., Creutzfeld O.D. Automatic adaptive segmentation of clinical EEGs // EEG and Clin Neurophysiol. 1981. V. 51. P. 512.

22. *Creutzfeldt O.-D., Bodenstein G., Barlow J.S.* Computerized EEG pattern classification by adaptive segmentation and probability density function classification. Clinical evaluation // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1985. V. 60. P. 373.
23. *Inouye T., Toi S., Matsumoto Y.* A new segmentation method of electroencephalograms by use of Akaike's information criterion // *Brain-Res-Cogn-Brain-Res.* 1995. V. 3. P. 33.
24. *Hall M., Oppenheim A., Willsky A.* Time varying parametric modelling of speech // *Signal Process.* 1983. V. 2. P. 267.
25. *Amir N., Cath I.* Segmentation of EEG during sleep using time-varying autoregressive modelling // *Biol. Cybern.* 1989. V. 61. P. 447.
26. *Gath I., Feuerstein C., Geva A.* A model for adaptive description of sleep patterns // *IEEE Transaction of Biomedical Engineering.* 1992. V. 17. P. 2.
27. *Deistler M., Prohaska O., Reschenhofer E. et al.* Procedure for identification of different stages of EEG background activity & its application to the detection of drug effects // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1986. V. 64. P. 294.
28. *Biscay R., Lavielle V., Gonzalez, A. et al.* Maximum a posteriori estimation of change points in the EEG // *Int. J. of Biomed. Computing.* 1995. V. 38. P. 189.
29. *Steriade M., Gloor P., Llinas R.R. et al.* Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1990. V. 76. P. 481.
30. *Nunez P.* Neocortical Dynamics and Human EEG Rhythms. N.Y., Oxford: Oxford Univ. Press, 1995. 705 p.
31. *Wright J.J., Holey D.T.J.* Simulation of electrocortical waves // *Biol. Cybernetics.* 1995. V. 72. P. 347.
32. *Michael D., Honchin J.* Automatic EEG analysis: a segmentation procedure based on the autocorrelation function // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1979. V. 46. P. 232.
33. *Дженкинс Г., Ватте Д.* Спектральный анализ и его приложение. М.: Мир, 1972. Т. 1. 280 с.
34. *Скрылев К.М.* Метод анализа скачкообразных изменений ритмики ЭЭГ // *Физиология человека.* 1984. Т. 10. №2. С. 333.
35. *Омельченко В.П., Воронцов Б.И., Гришин АД.* Критерий однородности спектральных оценок ЭЭГ // *Физиология человека.* 1988. Т. 14. № 1. С. 87.
36. *Brodsky B.E., Darkhovsky B.S.* Nonparametric Methods in Change-Point Problems. Dordrecht (the Netherlands): Kluwer Acad. Publ., 1993.
37. *Каплан А.Я., Дарховский В.С., Фингелькурц Ал.А. и др.* Топологическое картирование процесса синхронизации моментов резких перестроек в мультиканальной ЭЭГ у человека. // *Журн. высш. нервн. деятельности.* 1997. Т. 47. № 1. С. 32.
38. *Бродский Б.Е., Дарховский В.С., Каплан А.Я. и др.* Непараметрическая сегментация электрических сигналов мозга // *Автоматика и телемеханика.* 1998. №2. С. 23.
39. *Шишкин С.Л., Бродский Б.Е., Дарховский В.С., Каплан А.Я.* ЭЭГ как нестационарный сигнал: подход к анализу на основе непараметрической статистики // *Физиология человека.* 1997. Т. 23. № 4. С. 124.
40. *Weiss M.S.* Testing correlated "EEG-Like" data for normality using a modified Kolmogorov-Smirnov statistic // *IEEE Transaction on Biomedical Engineering.* 1986. V. 33. № 12. P. 1114.
41. *Kaplan A.Y., Fingelkurts A.L., Fingelkurts A.A. et al.* Topological mapping of sharp reorganization synchrony in multichannel EEG // *Am. J. of Electroneurodiagnostic Technol. (Am. J. END).* 1997. V. 37. P. 265.
42. *Фингелькурц Ал.А., Фингелькурц Ал.А., Каплан А.Я.* Электроэнцефалографический анализ операциональной синхронизации корковых образований головного мозга у человека при мнестической деятельности // *Вестник Московского университета. Сер. Биология.* 1998. № 1. С. 3.
43. *Шишкин С.Л.* Исследование синхронности моментов резких изменений альфа-активности ЭЭГ человека. Автореф. дис. ...канд. биол. наук. М., 1997. 287 с.
44. *Kaplan A.Y., Darkhovsky B.S., Roeschke J.* Microstructure of the sleep stages: state-shift analysis of the EEG in humans // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1997. V. 103. №1. P. 178.
45. *Remond A., Renault B.* La theorie des abjects electrophysiques. Rev. // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1972. V. 3. P. 241.
46. *Schwartz I., Gath I.* Syntactic pattern recognition applied to sleep EEG staging // *Pattern Recognition Letters.* 1989. V. 10. P. 265.
47. *Jansen B.H., Cheng Wei-Kang.* Structural EEG analysis: an explorative study // *Int. J. Biomed. Comput.* 1988. V. 23. P. 221.
48. *Kaplan A.Y., Kadr I.* The multiple combinatorial analysis of segmental EEG structure // *Proc. of the Int. Symp. Mathematical Approaches to Brain Functioning Diagnostics.* Prague, 1990. P. 69.
49. *Lehmann D.* Multichannel topography of human alpha EEG fields // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1971. V. 31. P. 439.
50. *Lehmann D., Ozaki H., Pal I.* EEG alpha map series: brain micro-states by space-oriented adaptive segmentation // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1987. V. 67. P. 271.
51. *Lehmann D.* Brain electric field mapping and map analysis in psychiatry: The "atoms of thought" // *Biol. Psychiatry.* 1991. V. 2. P. 391.
52. *Hofmann W.G., Spreng M.P.* Unsupervised classification of EEG from subdural seizure recordings // *Brain Topography.* 1997. V. 10. № 2. P. 121.