

# НЕКОТОРЫЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ ДИНАМИКИ СПЕКТРАЛЬНЫХ ПАТТЕРНОВ ЭЭГ ЧЕЛОВЕКА В ПРОЦЕССЕ МНЕСТИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ

© Фингелькурц Александр Александрович

Диссертация на соискание ученой степени кандидата биологических наук.  
МГУ, Москва, 1998. с. 258.

*Ниже приводятся выдержки (введение, литературный обзор, общее обсуждение, выводы, благодарности и список использованной литературы) из диссертационной работы. С полным текстом диссертации можно ознакомиться в библиотеке биологического факультета МГУ и библиотеке им. В.И. Ленина.*

*При использовании информации ссылка на автора и название диссертации обязательна.*

Другие публикации автора можно найти по адресу:  
[www.bm-science.com/team/fgk-publ.html](http://www.bm-science.com/team/fgk-publ.html)

Работа выполнена на кафедре физиологии человека и животных биологического факультета МГУ им. М.В. Ломоносова.

*Научный руководитель:*

кандидат биологических наук **А.Я. Каплан**

*Официальные оппоненты:*

доктор биологических наук **А.Ф. Изнак**

кандидат биологических наук **И.А. Шестова**

*Ведущее учреждение:*

Институт Биофизики г. Пущино-на-Оке

*Научная новизна исследования.*

В ходе диссертационного исследования были разработаны два принципиально новых подхода к изучению микроструктурной организации ЭЭГ: вероятностное оценивание изменений узкополосных спектров ЭЭГ и анализ пространственно-временной структурированности ЭЭГ человека, основанный на применении адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ-сигнала.

Экспериментальная разработка проблемы позволила получить не известные ранее данные о том, что наборы типов спектральных паттернов ЭЭГ и представленность каждого из таких паттернов в реальной записи ЭЭГ специфическим образом зависит от характера и продуктивности мнестической деятельности человека, а так же – от базовых индивидуальных особенностей ЭЭГ испытуемых. Пространственные сочетания спектральных паттернов ЭЭГ и их динамические характеристики специфичны в отношении характера когнитивной деятельности испытуемых. При этом наиболее интенсивная модификация спектральных паттернов характерна для состояний активного запоминания матричного образа.

*Теоретическое и практическое значение работы.*

Результаты исследования позволяют существенно расширить представления о пространственно-временной структурированности ЭЭГ-сигнала. Методические и методологические разработки, выполненные в рамках данной работы, обогащают арсенал средств изучения активности мозга. На их основе возможно создание принципиально новых методик диагностики функционального состояния мозга и нарушений его деятельности.

Апробация работы.

Результаты работы были доложены и обсуждались на 4-ом Всемирном конгрессе Международной организации исследования мозга (IBRO; Киото, Япония, июль 1995), на 1-ой конференции «Практическая психология на рубеже XXI века» (Москва, 24 февраля, 1998), на Европейском нейрофизиологическом форуме (Германия, Берлин, 27 июня – 1 июля, 1998), на 9-ом Всемирном конгрессе психофизиологии (Италия, Сицилия, Таормина 14-19 сентября, 1998), на заседании кафедры физиологии человека и животных биологического факультета МГУ (сентябрь 1998), на семинаре Института высшей нервной деятельности и нейрофизиологии РАН (19 октября, 1998).

Публикации.

Результаты диссертационного исследования изложены в **10** публикациях.

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ УНИВЕРСИТЕТ  
им. М.В. ЛОМОНОСОВА  
Биологический факультет

---

*На правах рукописи*  
УДК: 612.821+612.822.3.087

ФИНГЕЛЬКУРЦ  
АЛЕКСАНДР АЛЕКСАНДРОВИЧ

**НЕКОТОРЫЕ ЗАКОНОМЕРНОСТИ ДИНАМИКИ  
СПЕКТРАЛЬНЫХ ПАТТЕРНОВ ЭЭГ ЧЕЛОВЕКА В  
ПРОЦЕССЕ МНЕСТИЧЕСКОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ**

Специальность 03.00.13 – физиология человека и животных

Диссертация на соискание ученой степени  
кандидата биологических наук

Научный руководитель:  
кандидат биологических наук,  
в.н.с. А.Я. Каплан

Москва 1998г.

## Оглавление

Список сокращений.....	3
<b>ВВЕДЕНИЕ</b> .....	4
<b>ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ</b> .....	7
1. Методологические аспекты исследования.....	7
2. Спектральные ЭЭГ-корреляты мнестических процессов.....	16
3. Основы классификации.....	22
4. Классификация спектральных паттернов ЭЭГ как основа для диагностики функциональных состояний.....	25
5. Классификация дискретных функциональных состояний мозга.....	33
<b>МЕТОДЫ</b> .....	36
1. <b>Испытуемые</b> .....	36
1.1. Близнецовая группа.....	36
1.1.1. Диагностирование зиготности и внутрипарных отношений близнецов.....	37
1.1.2. Психометрическое тестирование.....	38
1.1.3. Схема обследования испытуемых.....	39
1.2. Клиническая группа.....	39
2. <b>Регламент тестирования</b> .....	40
3. <b>Регистрация ЭЭГ</b> .....	42
4. <b>Методы и средства статистического анализа экспериментальных данных</b> .....	43
5. <b>Общая схема анализа ЭЭГ</b> .....	45
6. <b>Визуальный анализ ЭЭГ и первичная характеристика выборки</b> .....	45
<b>РЕЗУЛЬТАТЫ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ</b> .....	47
1. <b>Узкополосный спектральный анализ ЭЭГ человека в процессе мнестической деятельности</b> .....	47
1.1. Постановка задачи.....	48
1.2. Статистический анализ ЭЭГ.....	49
1.3. Общая характеристика динамики ЭЭГ в узкополосных частотных диапазонах в процессе тестовой мнестической деятельности.....	50
1.4. Межиндивидуальная вариабельность оценок вероятностных паттернов разностных спектров.....	58
1.5. Индивидуальные особенности межполушарной асимметрии вероятностных паттернов разностных спектров ЭЭГ.....	66
1.6. Обсуждение.....	70
1.7. Выводы.....	77

<b>2. Адаптивная классификация динамических спектральных паттернов ЭЭГ человека.....</b>	<b>79</b>
2.1. Разработка и апробация экспериментального подхода и технологии адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ.....	79
2.1.1. Этапы адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ.....	80
2.1.2. Подбор режимов программной обработки.....	84
2.1.3. Заключительная оптимизация набора эталонных СП.....	90
2.1.4. Сравнение результатов тестовых испытаний первичного и отредактированного эталонных наборов.....	92
2.1.5. Сравнение результатов применения технологии адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ с традиционными методами анализа ЭЭГ.....	95
2.2. Некоторые закономерности пространственно-временного распределения спектральных паттернов ЭЭГ здорового человека.....	99
2.2.1. Общая характеристика распределения спектральных паттернов локальных ЭЭГ.....	99
2.2.2. Динамика временной стабилизации спектральных паттернов локальных ЭЭГ.....	150
2.2.3. Топографическая вариативность спектральных паттернов ЭЭГ.....	167
2.3. Некоторые результаты апробации методов адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ в клинике мозговых дисфункций.....	184
2.3.1. Постановка задачи.....	184
2.3.2. Организация аналитических групп ЭЭГ.....	185
2.3.3. Общая характеристика распределения спектральных паттернов локальных ЭЭГ клинической группы.....	187
2.3.4. Динамика временной стабилизации спектральных паттернов локальных ЭЭГ клинической группы.....	210
2.3.5. Топографическая вариативность спектральных паттернов патологической ЭЭГ.....	224
<b>ОБЩЕЕ ОБСУЖДЕНИЕ.....</b>	<b>233</b>
<b>ВЫВОДЫ.....</b>	<b>238</b>
Благодарности.....	239
Список цитированной литературы.....	241
Приложение.....	257

**СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ**

<b>АЦП</b>	аналого-цифровой преобразователь
<b>БВ-БЗ</b>	задача «без внимания-без запоминания»
<b>БПФ</b>	быстрое преобразование Фурье
<b>В-БЗ</b>	задача на «внимание-без запоминания»
<b>ВПРС</b>	вероятностный паттерн разностных спектров
<b>ЗГ</b>	закрытые глаза
<b>ИСП</b>	индекс степени падения оценки числа эпох, вошедших в блоки неизменных спектральных паттернов
<b>КАС</b>	коэффициент межполушарной асимметрии
<b>КУВЖ</b>	коэффициент уменьшения «времени жизни» спектральных паттернов
<b>КП</b>	классификационный профиль ЭЭГ
<b>КК</b>	коэффициент корреляции
<b>НОКП</b>	неоднородность классификационного профиля ЭЭГ
<b>НСКП</b>	нестабильность классификационного профиля ЭЭГ
<b>НС</b>	неклассифицированные спектры
<b>ОГ</b>	открытые глаза
<b>СМПА</b>	степень межполушарной асимметрии
<b>СМ</b>	спектральная мощность
<b>СП</b>	спектральные паттерны
<b>ФС</b>	функциональное состояние
<b>ЦНС</b>	центральная нервная система
<b>ЭКГ</b>	электрокардиограмма
<b>ЭЭГ</b>	электроэнцефалограмма
<b>ХВБН</b>	хроническая вертебро-базилярная недостаточность
<b>ЧМТ</b>	черепно-мозговая травма

## ВВЕДЕНИЕ

Символическим оказался тот факт, что именно последнее десятилетие XX-го века провозглашено «Десятилетием мозга»<sup>1</sup>. Действительно, именно к концу нашего века, в связи с небывалым ускорением развития информационных технологий во всех сферах человеческой деятельности становится совершенно очевидным, что резервы человека и, в первую очередь – мозга человека, далеко не безграничны.

Нарушения деятельности мозга различной этиологии охватывают все большие контингенты населения развитых стран, неумолимо приближая эти виды заболеваний человека к отметке наиболее распространенных. Только в США около 50 млн. человек ежегодно в той или иной степени теряют трудоспособность в связи с развитием мозговых дисфункций. При этом затраты, связанные с лечением мозговых заболеваний и последующей социальной реабилитацией пациентов, ежегодно составляют, например, в США более 30 млрд. долларов.

Вот почему в последние годы наблюдается устойчивый и все более возрастающий интерес к науке о мозге и, в частности, к новым средствам и методам исследования мозговой деятельности.

До сих пор наиболее практичным методом остается классическая ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАФИЯ, отличаясь, к тому же, еще и полной неинвазивностью. Базируясь на регистрации генерируемых нервными элементами токов, этот метод оказывается практически безинерционным, т.к. без малейших временных задержек отражает деятельность мозговых образований.

Относительная простота технической реализации метода делает его вполне доступным для любой медицинской организации. Однако, долгое время существовало одно обстоятельство, которое в значительной мере сдерживало широкое применение ЭЭГ - получаемые с помощью этого метода записи активности мозга оказывались “китайской грамотой”, используя которую можно было делать надежные заключения, в лучшем случае, только о наличии серьезных очаговых поражений мозга.

Зародившийся в связи с этим и достигший к началу 60-х годов своего апогея здоровый скепсис в отношении методологии ЭЭГ заставил одних исследователей искать принципиально новые методы прижизненного наблюдения мозга, а других – к поиску «Розеттского камня» для расшифровки записей классической ЭЭГ.

Внедрение мощной вычислительной техники в практику ЭЭГ-анализа существенно продвинуло нейрофизиологов на пути к построению математических метафор ЭЭГ, например, спектральных, что позволило создать такие технологии, как ЭЭГ-картирование мозга, фармакоэлектроэнцефалографию, ЭЭГ-томографию и тем самым резко усилить диагностический потенциал электроэнцефалографии как практичного неинвазивного метода исследования мозга.

Однако, до сих пор остается тайной сама «грамматика» ЭЭГ, ее внутреннее устройство или структурная организация. Понимание этой

---

<sup>1</sup> Совместная резолюция сената и палаты представителей конгресса США No. 174 от 8 марта 1989г.



«грамматики» дало бы в руки исследователей тот самый «Розеттский камень», который и привел бы к возможности наиболее адекватного описания мозговых информационных процессов на языке ЭЭГ-феноменологии. Первые обнадеживающие концепции в этом направлении были даны в работах математиков Боденштейна и Приториуса [Bodenshtine, Praetorius, 1975, 1977], а затем и нейрофизиологов Янсена [Jansen, 1979] и Лемана [Lehmann, 1971, 1980] и ряда других, посвященных методологии и практической реализации так называемой сегментации ЭЭГ. Полученные в русле этих работ данные действительно свидетельствуют о существовании сегментной структуры ЭЭГ [Шишкин, 1997; Каплан, 1998; Фингелькурц Ан.А., 1998]. Это несомненно приближает к пониманию «грамматики» ЭЭГ.

Дальнейшее развитие данного направления исследований ЭЭГ может иметь своей **целью исследование микроструктурной организации ЭЭГ человека на фоне мнестической деятельности.**

Реализация этой цели требует решения следующих этапных задач:

1. Исследовать динамические и топографические характеристики узкополосных спектров ЭЭГ человека при выполнении задания на активное воспроизведение и последующее кратковременное удержание в памяти невербализуемых зрительных образов.
2. Разработать методологию (алгоритмы и программное обеспечение) адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ, для целей диагностики функциональных состояний мозга.
3. Исследовать динамику спектральных паттернов мультиканальной ЭЭГ человека в процессе регламентированной мнестической деятельности.
4. Исследовать пространственную организацию спектральных паттернов ЭЭГ человека в процессе регламентированной мнестической деятельности.

Решение этих задач позволило бы вплотную приблизиться к пониманию закономерностей отображения внутримозговых информационных процессов в объективных показателях фокальной электрической активности мозга.

## **ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ**

Данный обзор литературы носит фрагментарный характер. Полное освещение современного состояния методов исследования структурной организации ЭЭГ – предмет самостоятельных исследований, а наше знакомство с цитируемой литературой преследует иную цель – выявить общий методологический аспект и возможности новых подходов к этой проблеме.

### **1. Методологические аспекты исследования**

Предлагаемая работа вызвана к жизни мощным современным потоком научного интереса к психофизиологической проблеме, как части системного знания о человеке, издавна привлекающей пристальное внимание почти всех крупных мыслителей мира и породившей немало идеологических дискуссий.

Хорошо известно, как много сил было потрачено при очень низком коэффициенте полезного действия на попытку использовать с целью получения однозначной характеристики функционального состояния (ФС) мозга электроэнцефалограмму (ЭЭГ). Очень быстро был накоплен определенный объем сведений о механизмах деятельности мозга человека и сложилось впечатление об исчерпанности и бесперспективности дальнейших исследований в этой области. Вероятно, это связано с монометодичностью и/или методической ограниченностью подходов. Использование инструментально-математических приемов извлечения информации и сейчас еще также не дает полноценного ответа на поставленный вопрос.

Часто в электрофизиологических исследованиях, проводимых с использованием математической обработки экспериментальных результатов, даже не ставится вопрос о статистической структуре изучаемых процессов. В то же время очевидно, что выбор адекватного метода статистического анализа просто невозможен без основных гипотез или априорных данных о математической модели исследуемых объектов.

Это приводит чаще всего к *формальному* применению в физиологии математических методов, заимствованных из арсенала технических наук, без соответствующей модификации этих методов и без рассмотрения вопросов корректности применения их в каждом конкретном случае. Тогда как последовательное применение математических оценок с учетом структуры изучаемого процесса и возможных погрешностей должно приводить к получению новой информации о закономерностях изучаемых явлений.

Таким образом, поиск и последующее применение адекватного математического и технического аппарата извлечения полезной информации из данных ЭЭГ с учетом ее структуры вероятно позволит выявить в ближайшем будущем некоторые ранее неизвестные механизмы деятельности здорового мозга и возможности управления состоянием больного мозга, которые лежат в области проблемы семантического декодирования ЭЭГ. Эта проблема заключается в сопряжении динамики ЭЭГ с элементами внутримозговых информационных процессов, реализующихся в психических и поведенческих актах целостной деятельности человека.

Именно эти перспективы побудили нас к поиску такого подхода. В данной работе сделана попытка разработки и применения принципиально нового аппарата к анализу иерархической структурированности мультисканальных записей ЭЭГ.

Понятие «структуры» мы здесь используем в том смысле, как его сформулировал Сержантов В.Ф. [1962, с. 109], то есть «как совокупность элементарных объектов и таких материальных взаимодействий между ними, благодаря которым данная совокупность образует единый материальный объект со своей качественной пространственно-временной определенностью».

Именно структура создает целостность и устойчивые характеристики системы. Понятие структуры предполагает, что в рамках данного научного исследования система не изменится, если в ней одна из подсистем будет заменена другой [Павлова, Романенко, 1988]. Это определение соответствует понятию «функциональной констелляции» по Ухтомскому [1978].

Таким образом, основная задача научного исследования состоит в раскрытии содержания объекта как системного, то есть обладающего структурой.

Несмотря на выдающиеся достижения последнего времени в области теоретической и экспериментальной разработки методологии наблюдения деятельности мозга человека, такие как позитронно-эмиссионная томография, магнитно-резонансный имеджинг, термография и др., электроэнцефалография и в настоящее время остается гораздо более динамичным и более практичным по оперативности обследования и материальным затратам методом неповреждающего мониторинга функционального состояния мозга человека [Posner, Raichle, 1994]. Таким образом, электрическая активность мозга является чуть ли не единственным параметром, позволяющим объективизировать быстропротекающие информационные мозговые процессы у человека.

Известно, что ЭЭГ является информативным показателем местных и общих патологических и в известных рамках физиологических перестроек ФС мозга. Именно ЭЭГ отражает работу множества нейрональных ансамблей, вовлеченных в ту или иную деятельность организма.

Уже первые регистрации электрической активности мозга человека вселили в исследователей надежду, что в количественных характеристиках ЭЭГ-сигнала отражаются не только межиндивидуальные различия, но и особенности текущей информационно-аналитической деятельности мозга [Gloor, 1994]. За более чем 70-летнюю историю изучения ЭЭГ эти ожидания в значительной мере оправдались [Gevins, 1997].

В последние годы сложилась определенная убежденность даже среди нейрофизиологов, что разные параметры ЭЭГ можно использовать для оценки текущего ФС мозга и для прогнозирования его изменений.

Наиболее убедительно выглядят четыре группы фактов современной нейрофизиологии. (1) Сам факт генерации ритмической активности во всех сигнальных системах указывает на общие принципы организации нейронных сетей независимо от модальности сенсорных сигналов, что соответствует сходству структурно-функциональной организации сенсорных систем [Сентаготаи, Арбиб, 1976; Батуев, 1985]. (2) Общий механизм генераторов некоторых ритмов – нейрональные системы возвратного и/или латерального торможения, а также возвратного взаимного возбуждения [Подвигин, 1979; Глезер, 1985]. Обнаружены три основных режима нервных сетей: активированный десинхронизованный (соответствующий понятию «реакции активации»), автоколебательный при пониженном уровне активации (проявляющийся в альфа-ритмике) и десинхронизованный при чрезмерном уровне активации (соответствующий состоянию ЭЭГ в условиях стрессирующих воздействий). Многокомпонентность суммарной ЭЭГ объясняется переходом нейронов в автоколебательный режим из разных фоновых условий к «активационным» и «тормозным» режимам. (3) Возможность автономной генерации в каждом нервном центре нескольких видов ритмической активности обусловлена множественностью систем межнейронального взаимодействия, причем одна структура может играть роль пейсмекера по отношению к другим, и эта роль переменна. Факт существования в коре автономных синхронизирующих механизмов, способных генерировать ритмическую активность независимо от таламуса (что показано при изучении адекватных экспериментальных моделей альфа-подобных ритмов [Гусельников, Изнак, 1983]), позволяет считать, что регистрируемая с поверхности головы человека ЭЭГ отражает кортикальную работу мозга. (4) Установление функциональной общности модально-специфических альфа-ритмов, проявляющихся в разных зонах коры как центральные «тормозные ритмы», и

подтверждение роли частых ритмов как «активационных» дает возможность целостного функционального описания паттерна ЭЭГ человека с целью выявления доминантных состояний мозга.

В первых же работах с регистрацией ЭЭГ у человека [Adrian et al., 1934, 1935], весьма подвижная динамика альфа-веретен, подсказала исследователям «полифоническую метафору» электрической активности мозга, где «включение» или «выключение» каждого ритма является «отзвуком» операциональной работы определенных морфо-функциональных систем [Nunez, 1995]. В настоящее время существует значительный пласт литературы, в которой приводятся экспериментальные данные о раздельной или диссоциативной динамике ритмов ЭЭГ при выполнении тех или иных когнитивных актов [см. например, Klimesch 1994; Каплан и др., 1997 и др.].

«Полифоническая метафора» ЭЭГ с самого начала стала основным концептуальным инструментом для анализа функциональной архитектуры электрических колебаний, регистрируемых фокальными электродами с кожной поверхности головы у человека [Nunez, 1995]. Четко различимые даже при визуальном анализе ЭЭГ-феномены синхронизации и десинхронизации, на первый взгляд ограниченные полосой «основного» ритма мозга или альфа-ритма, укрепили первых исследователей в мысли о функциональной специфичности различных частотных полос ЭЭГ.

В дальнейшем в многочисленных исследованиях было показано, что в специфических спектральных паттернах ЭЭГ могут отражаться не только такие глобальные состояния человека, как сон и бодрствование или неврологические патологии типа болезни Альцгеймера, сенильной деменции, паркинсонизма [Dierks, 1991; Iznak et al., 1992; Neufeld, 1992; Стрелец, 1997], но и достаточно тонкие сдвиги функционального состояния мозга, связанные с решением когнитивных задач [Иваницкий и др., 1984; Gevins, Cutillo, 1993; Fernandez et al., 1995] или с действием нейротропных лекарственных препаратов [Herrmann 1982a; Itil et al., 1986; Versavel 1995].

Создавалось впечатление, что отдельные диапазоны частотного спектра ЭЭГ достаточно независимо откликаются на перестройки внутримозговых процессов. Анализ факторной структуры ЭЭГ действительно показал существование ортогональных частотных пакетов, правда, по-разному группирующихся при различных функциональных нагрузках [Herrmann, 1982a; Lorig, 1994].

Имеющаяся в настоящее время совокупность данных позволяет полагать, что при удачном выборе частотных диапазонов спектра ЭЭГ последние могут служить маркерами активации достаточно определенных морфо-функциональных мозговых систем. Так, в исследованиях Климеша [Klimesch et al., 1994, 1996], например, убедительно показана связь тета-ритмики с процессами активации преимущественно таламо-кортикальных процессов так называемой эпизодической памяти и быстрой альфа-ритмики - с процессами «перекачки» информации в долговременную память, охватывающих гиппокампальные структуры мозга. Диссоциативные свойства альфа- и бета-ритмики отмечены в работе [Ray et al., 1985], где первые рассматриваются как маркеры процессов внимания, а вторые - собственно когнитивных и эмоциональных процессов. Наконец, во многих исследованиях отмечена функциональная гетерогенность субдиапазонов, например, альфа-ритмики. Показана, во-первых, различная динамика высокочастотной и низкочастотной компонент альфа-активности, а во-вторых, - их привязка соответственно к

мотивационно-эмоциональным процессам и к механизмам собственно обработки сигналов [Krause, 1995]

Таким образом, ЭЭГ представляет собой в высшей степени сложный сигнал. На сегодняшний день, когда, по-видимому, не существует феноменологического описания ЭЭГ, можно считать общепризнанным, что ЭЭГ представляет собой сугубо нестационарный процесс. Это, в частности, означает, что такой процесс имеет различные характеристики его описывающие в разные моменты времени. Такая ситуация, видимо, есть отражение того факта, что мозг, как весьма сложная система, переходит в процессе функционирования из одного состояния в другое, причем эти состояния отличаются одно от другого существенно разными параметрами.

Следовательно, при попытке анализа ЭЭГ мы с неизбежностью сталкиваемся с целым набором разных характеристик ЭЭГ, которые описывают различные ее участки. Простейшей формальной схемой, позволяющей подойти к количественному анализу ЭЭГ, является следующая. Предположим, что существует конечный набор микросостояний ЭЭГ для разных участков мозга. Пусть, далее, существует механизм мгновенного переключения этих состояний [Фингелькурц Ан.А., Фингелькурц Ал.А., 1995]. Тогда можно считать, что наблюдаемый сигнал ЭЭГ формируется на выходе такого «переключателя» (который воспринимает в качестве входных сигналы, формируемые всеми состояниями), т.е., что этот сигнал «склеен» из нескольких кусков, каждый из которых описывает определенное состояние мозга. Если предположить, что процесс ЭЭГ можно рассматривать как стохастический (что в настоящее время является широко распространенной точкой зрения) [см. обзор Каплана, 1998] и что каждое конкретное состояние мозга стационарно, то получается, что процесс ЭЭГ «склеен» из нескольких кусков различных стационарных случайных процессов, которые могут отличаться один от другого теми или иными вероятностными характеристиками. Подобное описание ЭЭГ представляется нам достаточно плодотворным на сегодняшнем уровне развития науки.

Из выше сказанного следует, что ЭЭГ-активность представляет собой высоко композитный сигнал, «препарирование» которого до существенных (ортогональных) компонент требует применения достаточно сложных методов математического анализа [Nunez, 1995]. Но как бы ни были совершенны эти методы сами по себе - все они наталкиваются на принципиальное ограничение, связанное с нестационарностью ЭЭГ-сигнала [Ferber, 1987; Lopes da Silva, 1987; Jansen et al., 1988]. Оказалось, что доля нестационарных фрагментов ЭЭГ возрастает от 10 до 90 процентов при расширении участка анализа ЭЭГ от 1 с до 10 с [McEwen et al., 1975]. Это ставит под сомнение результаты применения практически всех известных методов математического анализа ЭЭГ, обычно рассчитанных на обработку строго стационарных сигналов.

Ряд авторов считает, что ЭЭГ стационарна лишь на коротких 1-2-секундных отрезках времени, постоянно, фрагментарно меняющихся во времени, и каждый из таких отрезков ЭЭГ соответствует протеканию определенного коркового процесса, ограниченного во времени [Lopes da Silva et al., 1975; Lehmann, 1980; Mulholland and Googman, 1980]. Таким образом, для получения адекватного описания ЭЭГ-сигнала необходимо анализировать ЭЭГ на коротких интервалах времени, длительность которых может варьировать в зависимости от изучаемого объекта, его ФС, экспериментальных условий и т.п.

Спектральный анализ ЭЭГ (метод исследования спектральной мощности) хорошо себя зарекомендовал и получил наибольшее распространение в ЭЭГ-исследованиях и клинической практике. Данный метод позволяет решать задачу определения соотношения различных ритмических составляющих в сложном ЭЭГ-сигнале с оценкой их индивидуальной выраженности. С этой целью используют быстрое преобразование Фурье. Спектральное разложение является одним из наиболее информативных способов компактного представления микродинамики или вариативности ЭЭГ-сигнала [Dumermuth and Molinari, 1987]. В параметрах однократного спектра ЭЭГ, таким образом, отражаются особенности совокупной динамики десятков и сотен тысяч нейронов данной корковой области в локальный период времени.

Спектральные характеристики, полученные быстрым преобразованием Фурье, используют для оценки влияния хронического приема психотропных препаратов [Saito, 1981], прогноза при нарушениях мозгового кровообращения [Sanio et al., 1983], гепатогенной энцефалопатии [Van der Rijt et al., 1984], для улучшения диагностики некоторых психоневрологических расстройств, получения критериев созревания мозга [Hudspeth, Pribram, 1992], а также для исследований механизмов когнитивной деятельности человека [Gevins et al., 1979a; Schober et al., 1995; Harmony et al., 1996; Klimesch et al., 1996a и др.]. Кроме того спектры мощности отдельных частотных диапазонов могут служить индикаторами различных ФС и индивидуальных различий [Walter, Parmelee, 1973; Русалов, 1979; Голубева, 1980]

Вместе с тем, по мнению многих авторов, «сырые» данные спектральной мощности из-за большой вариабельности оказываются мало чувствительными к тонким изменениям ритмических составляющих ЭЭГ, в связи с чем в одних случаях предлагают использовать не абсолютные, а нормированные спектры [John et al., 1980], в других применяют мультипараметрические оценки, учитывающие соотношения нескольких параметров [Зенков и др., 1989; Карлов и др., 1989].

Спектральный анализ позволяет использовать в диагностике  $\mu$ -ритм, который в рутинной электроэнцефалографии практически не используется, поскольку наблюдается только у небольшого числа здоровых людей. Спектральный же анализ с использованием техники усреднения полученных данных позволяет выделять  $\mu$ -ритм у всех исследуемых [Pfurtscheller, 1986].

Но усредненные спектральные характеристики в пределах широких частотных диапазонов в основном отражают влияния сегментов ЭЭГ с синхронизованной высоко-амплитудной активностью, тогда как десинхронизованная низко-амплитудная ритмика (часто более важная в деятельности мозга, так как связана с высоким уровнем активации) оказывается скрыта от экспериментатора [Lazarev, 1998].

Кроме того, существуют различия в функциональной значимости наличия волн определенной частоты и уровня их амплитудной синхронизации, подмеченные еще на заре возникновения ЭЭГ. Применяя обычные методы анализа ЭЭГ, была показана диссоциация в поведении «индекса» волн ЭЭГ в данной частотной полосе (процент времени на выбранном отрезке записи, в течение которого регистрируются четко выраженные колебания той или иной активности) и их амплитуды [Davis, 1941]. Спектральная мощность, особенно вычисляемая для больших эпох ЭЭГ, определяется комбинацией двух параметров: амплитудой волн и их «индексом». Тем не менее, анализ стандартной ЭЭГ показал, что вариации этих двух параметров могут быть

весьма низко скоррелированы: увеличение «индекса» может сопровождаться уменьшением амплитуды и наоборот [Legewise et al., 1969] с минимальными изменениями в спектре. Таким образом, разделение «индекса» и амплитуды в условиях экспериментальных и клинических исследований обеспечит получение дополнительной информации по сравнению с обычным спектральным анализом [Glaria and Murray, 1985; Lorig, 1986; Lazarev, 1992].

Таким образом, применение классического спектрального анализа, базирующегося на сильно усредненных спектральных оценках ЭЭГ, часто приводит к существенно загрубленным данным. В то же время рассматривая ЭЭГ как кусочно-стационарный сигнал, можно было бы вместо усредненных спектров на том же интервале оценивания получить целый набор различных типов «элементарных» спектров, соответственно числу имеющихся в записи квази-стационарных участков. В таком случае особенности долевого участия различных типов спектров в формировании текущей ЭЭГ могли бы стать более чувствительным критерием микроструктурной организации ЭЭГ, чем усредненные спектры.

В таком случае один сегмент можно рассматривать как одиночное событие в ЭЭГ-феноменологии с точки зрения ее спектральных особенностей. В пределах одного сегмента система, генерирующая колебания ЭЭГ, находится в устойчивом, стационарном состоянии [Бродский и др., 1998]. Переход от одного сегмента к другому, по-видимому, говорит о смене состояния генераторной системы или о смене активности двух систем.

Есть основания полагать, что ЭЭГ в каждом ФС испытуемого будет характеризоваться чередованием определенного (ограниченного) числа сегментов [Русалов, 1979; Бодунов, 1988]. Об этом же косвенно свидетельствуют результаты спектрального анализа ЭЭГ в разных состояниях испытуемого [Дикая, 1984]. Можно предположить, что обобщенный спектр определенного состояния отражает подмножество из полного множества квази-стационарных сегментов, характеризующего данного индивида.

Ряд исследователей демонстрируют конечность популяционного набора элементарных сегментов с квази-стационарными свойствами [Сумский, 1982; Жирмунская, Лосев, 1984].

Однако, чтобы перейти к анализу сопряженности определенных стадий информационных процессов мозга соответствующим типам сегментов ЭЭГ, – требуется детальная характеристика первичной структурированности временной динамики ЭЭГ, с одной стороны, и психических или поведенческих актов – с другой. Наиболее интересной в этом отношении оказывается мнестическая деятельность, которая связана и с психическими и поведенческими актами одновременно.

## **2. Спектральные ЭЭГ-корреляты мнестических процессов**

Попыткам найти электрофизиологические корреляты такого сложного процесса, как память, посвящено очень большое число работ, выполненных различными методами [Ливанов, 1970, 1974, 1979, и др.] путем сопоставления ритмических характеристик ЭЭГ с процессами запоминания и воспроизведения информации [Gole et al., 1974; Bauer, 1976; Симонов, 1979]. Отражение в спектрально-корреляционных характеристиках потенциалов неокортекса человека различных видов психической деятельности, в которых память

неизбежно присутствует в качестве одного из основных элементов [Ливанов, Хризман, 1978], свидетельствует о продуктивности и оправданности подобного подхода.

Рассмотрим общий план организации процессов памяти. Хорошо известно наиболее общее деление механизмов памяти на краткосрочную память (КП) и долгосрочную память (ДП) [Бородкин, Крауз, 1978]. Однако многочисленные попытки более или менее четко определить временные границы этих фаз остались безуспешными, но в разных публикациях можно встретить указания продолжительности КП от долей секунды до нескольких часов, а ДП – от нескольких суток до всего периода жизни организма [Ашмарин, 1987].

При исследовании механизмов нейробиологической памяти вполне естественно исходят из того, что в процессе запоминания, обучения и адаптации к какому-либо воздействию происходят изменения (молекулярные или цитологические) в клетках ЦНС, способные сохраняться в течение какого-то промежутка времени. Несомненно, в процессе обучения и выработки навыков происходят изменения в структуре нейронов и их синаптических окончаний [Титов, 1996].

Согласно представлениям ряда авторов [Deutsch et al., 1971; Палладин, 1971; Ашмарин, 1975;], сущностью механизма краткосрочной памяти является реверберация возбуждения в функциональных нейронных сетях. Возможный механизм реверберации демонстрирует модель посттетанической потенциации синаптического проведения, когда предварительная активация рецепторного аппарата синапса облегчает проведение нервных импульсов через этот синапс. Эти и ряд других экспериментальных фактов позволяют полагать, что краткосрочная память обусловлена динамическими перестройками синаптических контактов [Ониани, 1972; Matthies, 1974].

Таким образом, кратковременная память связана с изменениями «быстрых» функций синаптического аппарата нервных клеток. Основой этого типа памяти являются постоянно меняющиеся отношения между нейронами, выражающиеся в быстрых изменениях функционирования связывающих их синапсов.

Очевидно, что познание механизмов памяти могло быть значительно облегчено, если бы можно было их связать с определенными ЭЭГ-эффектами.

Одним из решающих вопросов в исследовании памяти является вопрос о том, как извлекаются энграммы из памяти? Несмотря на то, что большинство исследователей считают, что часть нейронных сетей могут обеспечивать хранение памяти, очень мало известно о том, как информация извлекается и воспроизводится. Теории памяти предполагают, что этот процесс может быть описан как распределенный активационный процесс в кортикальных нейросетях [Klimesch, 1994]. Однако, для поиска нужной информации необходимо иметь обратную связь с системой контроля. В определении соответствующих памятных кодов обратная связь играет решающую роль. Следовательно, система контроля должна быть связана с корой компактной сетью аксонов. Одной из структур мозга, которая может удовлетворять этим условиям, кроме базальных ганглиев, является таламус с таламо-кортикальными связями с различными областями коры [Lopes da Silva et al., 1990; Hohl-Abraham and Creutzfeldt, 1991]. В качестве обратной связи может служить относительно большое поле коры, которое Климеш называл «альфа-полем» [Klimesch, 1997].



Некоторые исследователи считают, что ЭЭГ-частоты в пределах альфа-диапазона (8-13Гц) генерируются в таламусе и вызывают синхронизованную активность нейронов в коре [Steriade et al., 1990a; см. также Basar, 1992]. Если мы предположим, что коды памяти воспроизводятся через длинные пути, связывающие ядра таламуса с корой и, что альфа является доминирующим ритмом, свидетельствующем об активности этих путей, то мы придем к гипотезе, что альфа-частота должна быть связана с процессами памяти. Климеш [Klimesch et al., 1990a, 1993] проверяя эту гипотезу показал, что испытуемые, которые хорошо запоминают имели альфа-частоты значимо выше, чем испытуемые, запоминающие плохо.

Основой для эмпирического развития гипотезы о том, что альфа-частоты связаны с процессами памяти являются следующие три предположения: (1) коды памяти представлены связанными между собой и широко распределенными ансамблями корковых нейронов; (2) коды памяти извлекаются через длинные пути (обратные связи), соединяющие таламус и гиппокамп с неокортексом; и (3) десинхронизация альфа-ритма отражает активность некоторых из этих путей и областей коры, которые вовлечены в процессы извлечения, поиска и воспроизведения семантической долговременной памяти. Таким образом, межиндивидуальные различия в альфа-частотах отражают межиндивидуальные различия в процессах памяти [Klimesch, 1997].

В ряде работ по электроэнцефалографии было высказано предположение о связи альфа-ритма с процессами восприятия и памяти [Ливанов, 1993]. В настоящее время накоплен обширный фактический материал, подтверждающий эти предположения. Данные клинических исследований и результаты, полученные при изучении различных стадий сна, показывают, что к человеку тогда возвращается способность к запоминанию, когда в его ЭЭГ появляется альфа-ритм [Трауготт, 1973; Гриндель, 1985]. Недавняя работа Пфуртшеллера с соавторами [Pfurtscheller and Klimesch, 1991] еще раз продемонстрировала, что вызванная десинхронизация активности альфа-диапазона может использоваться как показатель локальной активации мозга на фоне различных перцептивных и моторных задач. Такие когнитивные задания как чтение, классификация, узнавание и запоминание, а как же такой компонент психической деятельности как внимание приводят к снижению мощности альфа-полосы [Klimesch et al., 1990a].

Во многих исследованиях отмечена функциональная гетерогенность субдиапазонов, например, альфа-ритмики. Показана, во-первых, различная динамика высокочастотной и низкочастотной компонент альфа-активности, а во-вторых, – их привязка соответственно к мотивационно-эмоциональным процессам и к механизмам собственно обработки сигналов [Krause, 1995]

Интерпретация этих результатов может исходить из двух различных гипотез. Первая гипотеза относится к предположению, что медленный альфа-ритм отражает процессы внимания, тогда как быстрый альфа - когнитивные процессы. Эта гипотеза была подтверждена результатами, полученными Климешем [Klimesch et al., 1988, 1990]. Вторая гипотеза относится к более общей идеи о том, что умственная деятельность связана как с процессами внимания, так и с когнитивными процессами. Внимание обеспечивает контроль информационных процессов, а когнитивные процессы обеспечивают способность выполнять определенный тип задач. Предположим, что эти два

типа процессов взаимодействуют друг с другом: чем лучше протекают процессы внимания, тем быстрее и проще реализуется когнитивное задание.

Так, Климеш [Klimesch et al., 1993] показал, что десинхронизация медленного альфа-ритма, отражающая процессы внимания у хорошо запоминающих испытуемых значительно больше, чем у плохо запоминающих. Эти результаты говорят о том, что в сравнении с плохо запоминающими испытуемыми, те, которые хорошо запоминают способны повышать уровень своего внимания во время запоминания стимулов. Более того, поддержание высокого уровня внимания во время воспроизведения стимулов наблюдалось также у этих испытуемых. Из-за высокого уровня внимания, отражающегося в сильной десинхронизации медленного альфа-ритма задача воспроизведения для хорошо запоминающих испытуемых протекает легче, что отражается в небольшой десинхронизации быстрого альфа-ритма. В то же время для плохо запоминающих испытуемых низкий уровень внимания (отражающийся в низкой десинхронизации медленного альфа-ритма) приводит к трудностям задачи воспроизведения (отражается в высоком уровне десинхронизации быстрого альфа-ритма) [Klimesch et al., 1993].

В сравнении с многочисленными экспериментами, в которых измеряется мощность альфа-ритма, наблюдается всего несколько работ, использующих задачи на переключение альфа-частоты. Эти работы показали, что умственная деятельность [Knott, 1938; Hadley, 1941] и сложность задания приводят к увеличению частоты альфа-ритма в определенном отведении [Osaka, 1981, 1984]. Однако в дальнейшем Озако [1984] продемонстрировал, что только в процессе сложных заданий альфа-частота увеличивается, причем селективно в том полушарии, которое доминантно для данного задания. Локальное увеличение альфа-частоты является ответом на зрительную и слуховую стимуляцию [Pfurtscheller, Maresch and Schuy, 1977]. Клинические результаты также подтверждают точку зрения, согласно которой когнитивное задание может быть связано с альфа-частотой. Есть данные, что альфа-частота уменьшается с возрастом [Korgruner, 1984; Saletu and Grunberger, 1985] и меньше у пациентов с деменциями, чем при норме [Coben, Danzinger and Storandt, 1985]. Эти данные хорошо согласуются с результатами показывающими, что межполушарные различия в частоте больше, чем на 0.2Гц обычно связаны с патологическим процессом в одном из полушарий.

Уровень внимания и бодрствования во время мнестической деятельности также связан альфа-частотой. Имеются данные [Русалов, 1979], в соответствии с которыми именно частота альфа-ритма положительно коррелирует с такими показателями внимания, как его эффективность и правильность. Кроме того, высокочастотный альфа-ритм свидетельствует о повышенной активации, а низкочастотный – о снижении уровня активации [Русалов, 1979; Голубева, 1980; Князева, Вильдавский, 1986]. Следовательно возрастание частоты альфа-ритма при различных функциональных нагрузках соответствует сдвигу функционального состояния в сторону возбуждения. Вероятно, более высокий центральный тонус коррелирует, с одной стороны, с большей реактивностью, запечатлеваемостью следовых процессов, а с другой – с вниманием [Небылицин, Мозговой, 1972; Шестова, 1989].

Однако связь между переключением в альфа-частоте с переключением во внимании не линейная. Эрл [Earl, 1988] показал, что при определенных обстоятельствах частота альфа замедляется, в то время как сложность задания увеличивается.

Определенный интерес представляет нейрофизиологическая модель восприятия и памяти А.Н. Лебедева [Лебедев, 1977; Lebedev, 1990; Лебедев, 1993], в которой рассматриваются два показателя альфа-ритма, соотношение которых определяет индивидуальные пределы объема кратковременной памяти: период доминирующей частоты и критическая разность периодов соседних колебаний в альфа-диапазоне.

Предполагается, что информация кодируется фазовыми сдвигами между независимыми колебаниями, которые генерируются ансамблями нейронов на доминирующей частоте в альфа-диапазоне. Доминирующая частота отражает ту частоту, на которой наблюдается согласованная активность максимального количества нейронов в рассматриваемом временном интервале. Мода распределения доминирующих частот указывает на точку диапазона, в котором чаще всего наблюдалась максимально согласованная активность нейронов.

Лебедев считает, что существует некоторое минимальное значение величины фазового сдвига, при котором эти колебания могут быть независимыми. Эта величина может служить мерой дискретности волновых процессов. Объем же кратковременной памяти ограничен числом независимых колебаний, которое равно отношению периода колебаний к частотной рефрактерности. Предполагается, что минимальная разница между периодами колебаний в диапазоне альфа-ритма не может быть меньше, чем величина фазового сдвига.

В работе Мальцевой и Маслобоева [1996], использующих описанную модель, была показана достоверная связь продуктивности запоминания с частотной рефрактерностью и длительностью альфа-веретен. Оказалось, что у испытуемых, имеющих доминирующую частоту в районе 10Гц, в ЭЭГ наблюдаются альфа-веретена наибольшей длительности. Чем ближе доминирующая частота к границам альфа-диапазона, тем короче веретена. Также показано, что имеет место немонотонная связь между частотой альфа-ритма и длительностью альфа-веретен, а это означает, что внутри альфа-диапазона существуют различия в степени дискретности его периодических составляющих. Максимальная дискретность наблюдается в области 10Гц [Мальцева и Маслобоев, 1996].

Кроме альфа-ритмики с мнестическими процессами оказались связаны и изменения в тета-диапазоне. Так было показано, что тета-синхронизация связана с кодированием и извлечением информации из кратковременной памяти [см. Tulving, 1983; Klimesch et al., 1994; Klimesch, 1996; Klimesch et al., 1996; Klimesch et al., 1997]. Кроме того, медленноволновая активность в тета-диапазоне способствует длительной синаптической потенциации [Steriade et al., 1990].

Итак, наиболее информативными ЭЭГ-коррелятами мнестических процессов являются те или иные характеристики альфа- и тета-диапазонов. Однако, остается не ясным насколько отмеченные выше ЭЭГ-эффекты характерны для всей реализации ЭЭГ. Решить эту проблему можно анализируя ЭЭГ на коротких участках (см. предыдущий раздел).

Получение набора различных типов сегментов ЭЭГ с характерными ЭЭГ-паттернами приводит к постановке новой задачи – необходимости упорядочения или систематизации паттернов ЭЭГ, отражающих поведенческие и психические состояния человека. Задача распознавания паттернов ЭЭГ в их соответствии конкретным функциональным состояниям мозга определила новые направления исследований в современной электроэнцефалографии

[Gevins, 1987; Lopes da Silva, 1987]. Эти направления явились толчком к созданию многочисленных систем и методов классификации паттернов ЭЭГ.

### 3. Основы классификации

Прежде чем обратиться непосредственно к методам классификации паттернов ЭЭГ, рассмотрим основные принципы теории классификации.

Классификация объектов – одно из наиболее древнейших и, следовательно, отнюдь не самых простых научных начинаний. Она, несомненно, довольно сильно отличается от более точных приемов объяснения и предсказания природных и социальных явлений. Тем не менее, факты и явления должны быть упорядочены, прежде чем мы сможем их понять и разобрать общие принципы, объясняющие их появление и видимый порядок. С этой точки зрения, классификация является интеллектуальной деятельностью, необходимой нам для понимания природы. Вкратце классификацию можно охарактеризовать как попытку осмысленно рассортировать объекты, принадлежащие двум или более выделенным классам. Когда такая сортировка производится с помощью экономичного и эффективного критерия отбора, базирующегося на внешних признаках, то она называется распознаванием [Гейссер, 1980, с.248-249].

Но поскольку классификация – это упорядочение объектов по их схожести [Sneath, Sokal, 1973], а объектом можно назвать все что угодно, включая процессы и действия – все, чему можно приписать вектор дескрипторов, – то Бокал приходит к заключению, что классификация не ограничена рамками усилий человеческого интеллекта и в действительности является фундаментальным свойством всех живых организмов [Бокал, 1980, с. 7].

Один из ранних примеров распознавания описан в библейской «Книге судей», гл. 12 (5-6). Род израильтян из Галаада захватил переправу через реку Иордан, чтобы не дать переправиться через нее разбитым войскам ефремлян – другого израильского рода. Оба эти рода принадлежали к одной расе, говорили на одном языке, их обычаи и одежда были совершенно одинаковы. Используя в качестве эффективного «сортирующего устройства» нюансы произношения, стража заставляла каждого пытавшегося переправиться произносить слово «шиболет». Услышав «сиболет», они точно знали, что перед ними ефремлянин.

Конечно, в описанной ситуации разделяющая метка известна заранее, тогда как в биологических системах она отсутствует и должна быть предсказана. Скрытая метка нового объекта зачастую может быть с определенностью подтверждена только при помощи громадных технических усилий, иногда включающих в себя даже разрушение или такое изменение объекта, которое может сделать его непригодным для дальнейшего исследования. В других случаях может потребоваться непомерное количество времени и терпения, пока метка, наконец, не проявит себя. Поэтому использование легко доступных внешних признаков может оказать неоценимую помощь в исследованиях, хотя бы только по соображениям экономии.

Существует также естественная иерархия способов постановки этих задач. В наименее информативных ситуациях число классов, так же как и меток, неизвестно. Предполагается, что значения этих величин можно найти при помощи некоторого набора подходящих внешних признаков. В этом случае

основная задача – определение числа классов и формирования кластеров. В более информативных случаях число классов или совокупностей известно или задано. Часто также предполагается, что нам, кроме того, кое-что известно о распределении признаков.

Попытки разработать методы автоматической классификации сделали необходимым оценивать сходство количественно. Подход к количественному определению оценки схожести заключается в попытке найти основу для суждений о сходстве (способность воспринимать какие-либо два объекта более похожими друг на друга, чем каждый из них на третий). Это обычно достигается с помощью детального описания свойств, на основе которых, как полагают, можно выразить сходство. Этот подход привел к детализации и дроблению дескрипторов объектов, которые необходимо классифицировать. Каждому объекту приписываются длинные списки дескрипторов, т.е. векторы значений признаков, а классификация проводится по матрице данных, скомпонованной из набора таких векторов. От природы основных признаков объекта зависят важные теоретические выводы [Сокал, 1980].

Концептуально простейшим способом распознавания является, вероятно, метод «совпадения с эталоном». Строка примитивов, представляющая исходный объект, сличается со строками примитивов, представляющими каждый прототип, или эталонный объект. Основываясь на выбранном «совпадении» или критерии «подобия», исходный объект зачисляется в тот же класс, к которому относится и объект-прототип, «наилучшим» образом соответствующий входному объекту [Фу, 1980].

Выбор примитивов сильно зависит от природы данных, специфики рассматриваемых приложений, а также от технических средств, предлагаемых для реализации системы. В качестве ориентира обычно служат следующие требования:

(а) примитивы должны служить основными элементами объекта для обеспечения компактного, но вместе с тем адекватного описания данных в виде специальных структурных отношений;

(б) примитивы должны просто выделяться или распознаваться с помощью существующих лингвистических методов, поскольку считается, что эти примитивы – простые и компактные объекты, а информация об их структуре несущественна [Фу, 1980, с. 175-176].

Рассмотрев главные принципы теории классификации, разберем теперь с их учетом основные проблемы, существующие в методах классификации паттернов ЭЭГ и предложим пути их решения.

#### **4. Классификация спектральных паттернов ЭЭГ как основа для диагностики функциональных состояний.**

Можно выделить два основных подхода для типизации ЭЭГ: на основе экспертного конструирования пакета репрезентативных характеристик ЭЭГ, реализованного, например, в классификации стадий сна по Речшафтен и Калэс [Rechtschaffen and Kales, 1968], и с использованием машинных методов многомерной статистики и распознавания образов [Lopes da Silva, 1987]. Как было отмечено выше (см. предыдущий раздел), первым и наиболее ответственным этапом для обоих подходов является адекватный выбор вектора первичных количественных характеристик или признаков ЭЭГ. В качестве

компонентов такого вектора обычно используются усредненные амплитудно-частотные оценки, составляющие в целом спектральный паттерн (СП) анализируемого фрагмента ЭЭГ, что полностью удовлетворяет критериям подбора дескрипторов (см. предыдущий раздел). При этом, как правило, остается в тени или совершенно не принимается во внимание структурная организация ЭЭГ, например, ее составленность из конечного набора классов квази-стационарных сегментов [Barlow, 1985; Jansen, Wei-Kang, 1988, также см. данную главу раздел 1]. Между тем параметры относительной представленности элементарных сегментов ЭЭГ каждого класса и закономерности их чередования в анализируемом фрагменте записи ЭЭГ могут оказаться наиболее адекватными характеристиками операциональной активности мозга [Bodenstein, Praetorius, 1977; Бодунов, 1988; Jansen, 1991; Kaplan et al., 1997]. В таком случае проблема распознавания паттернов ЭЭГ переносится на уровень типизации ее элементарных квази-стационарных сегментов, а целый фрагмент записи ЭЭГ будет характеризоваться уже не усредненным спектром, а так называемым классификационным профилем (КП) [Jansen et al., 1981; Barlow, 1985] – гистограммой относительной представленности каждого класса спектральных паттернов (СП).

Первыми для целей автоматической классификации ЭЭГ начали применяться методы кластерного анализа [Mucciardi, 1974; Jansen et al., 1981], которые не теряют свою популярность до настоящего времени [Bodenstein et al., 1985; Creutzfeldt et al., 1985; Saltzeberg et al., 1985; Strube, 1985; Jansen and Cheng, 1988; Бодунов, 1988; Krajca et al., 1991; Thomsen et al., 1991; Hernandez et al., 1995; Pascual-Marqui et al., 1995; Hofmann, Spreng, 1997 и др.]. Каждый кластер СП может быть охарактеризован усредненным спектральным описанием попавших в него элементарных сегментов ЭЭГ. Однако сопоставить описания кластеров разных ЭЭГ в общем случае не представляется возможным, поскольку в отсутствие единых эталонов для каждого массива данных формируется специфическая кластерная структура согласно уникальной топологии рассматриваемого пространства признаков данной ЭЭГ [Каплан, Пересецкий, 1991].

Кроме того, кластерные методы могут порождать и порождают различные решения для одних и тех же данных. Ситуация в общем-то обычная для прикладных исследований. Есть еще один недостаток: цель кластерного анализа состоит в поиске существующих структур. Однако сам метод привносит структуру в изучаемые данные. Методы кластеризации довольно разнообразны, в них по-разному выбирается способ определения близости между кластерами (и между объектами), а также используются различные алгоритмы вычислений. Заметим, что результаты кластеризации зависят от выбранного метода, и эта зависимость тем сильнее, чем менее явно изучаемая совокупность разделяется на группы объектов. Поэтому результаты вычисленной кластеризации могут быть дискуссионными и должны служить лишь подспорьем для содержательного анализа.

Более того, сами процедуры кластеризации базируются на предположении, что совокупность векторов извлечена из гауссовских многомерных распределений и эти векторы независимы, но все эти предположения имеют чисто произвольный (волевой) характер. Между тем известно, что даже одномерные распределения ЭЭГ носят примерно гауссовский характер (с коэффициентами асимметрии и эксцесса порядка 0.1) только в условиях нормы и покоя [Elul, 1972], причем даже небольшое

отклонение от таких условий (интеллектуальные усилия, афферентные раздражения и т.п.) сильно изменяют это распределение [Сакомото и др., 1967].

Заметим также, что методы кластерного анализа не дают какого-либо способа для проверки статистической гипотезы об адекватности полученных классификаций [Тюрин, Макаров, 1995].

При кластеризации и распознавании образов используются статистические характеристики распределений сегментов. Предполагается, что их динамика в свою очередь может отразить новые закономерности в поведении ЭЭГ. Простейший способ изучения динамики сегментов заключается в непосредственном представлении очередности их следования с последующим визуальным анализом, что Барлоу [Barlow et al., 1981] называет временным профилированием. Другим способом представления последовательности сегментов следует считать построение траекторий движения точек, изображающих сегменты в пространстве параметров. Некоторые характеристики этого движения можно вычислять непосредственно в многомерном пространстве, однако визуальный анализ таких траекторий возможен, конечно, только после проектирования на плоскость [Боденштейн, Преториус, 1977].

Имеются и другие точные методы исследования динамики паттернов сегментов. Поскольку число классов сегментов конечно и внутри каждого класса сегменты предполагаются неразличимыми, каждому из классов можно приписать имя (символ), так что чередование сегментов запишется в виде чередования символов. Изучая условные вероятности следования одного символа за другим, можно прийти к марковской модели их последовательности. Это, в частности, проделано в работе [Sanderson et al., 1980], где подсчитывалась матрица условных вероятностей переходов и вектор финальных вероятностей марковского процесса, соответствующего последовательности сегментов. Развитием этого метода является синтаксический подход к распознаванию. Его идея заключается в выделении цепочек закономерно следующих друг за другом сегментов и в восстановлении грамматики этих цепочек, т.е. законов, по которым они формируются. В работе Сандерсена [Sanderson et al., 1980] такой подход реализуется весьма последовательно: выделение цепочки сегментов объявляются литерами нового алфавита, для которого вновь проводится синтаксический анализ, и т.д.; подход назван «иерархическим моделированием ЭЭГ». Разновидности подобного подхода использовались в работах [Giese et al., 1979; Jansen et al., 1980; Thorne et al., 1981].

Наиболее полно изучение закономерностей следования сегментов различного типа в первично сегментированной ЭЭГ, рассматриваемой как реализация марковского процесса, было проведено Янсенем [Jansen, Cheng, 1988]. Этим автором были проанализированы так называемые матрицы вероятностей перехода от одного типа сегмента к другому в реальных записях ЭЭГ. Была показана зависимость параметров этих матриц от типа генерализованных состояний мозга.

Скажем здесь несколько слов о марковской модели. Предполагается, что ЭЭГ-сигнал может быть кластеризован на небольшое число состояний и переход из одного состояния в другое управляется марковской цепью. Разбиение записи ЭЭГ-сигнала на разные сегменты порождается изменением матрицы переходных вероятностей марковской цепи. Очень важным здесь является предварительная кластеризация (о недостатках кластеризации см.

выше) и сведение исходного процесса к последовательности состояний марковской цепи. Как правило, число классов (число состояний цепи) задается эмпирически (ясно, что от этого параметра существенно зависит качество сегментации). Далее, выделение признаков, по которым проводится кластеризация (т.е. формирование векторного параметра) также достаточно произвольно: это коэффициенты разложения в ряд Фурье (сколько их надо брать?), параметры спектра (почему те или иные?), длина элементарных паттернов и т.д.

Сложная марковская модель предполагает, что ЭЭГ-сигнал может быть преобразован в последовательность случайных векторов, вероятностными характеристиками которых управляет марковская цепь с конечным числом состояний. При переходе этой цепи из одного состояния в другое изменяются характеристики последовательности случайных векторов.

Для сложных марковских моделей возникает дополнительная трудность в назначении начального состояния итерационного процесса оценивания.

Сама гипотеза марковости также выбрана исключительно из соображений математической простоты, а не обусловлена какими-либо феноменологическими доводами.

В последнее время для типизации ЭЭГ-паттернов все чаще стали использовать параметры нелинейной динамики [Hernandez et al., 1995a; Fell et al., 1996 и др.]. Однако показатели нелинейной динамики чрезвычайно чувствительны практически ко всем параметрам процедур анализа [Niestroj et al., 1995], что не только делает почти невозможным сравнение данных, полученных в разных исследованиях, но и порождает сомнения в том, что получаемые показатели могут помочь в понимании мозговых процессов. Так же, как и в случае спектрального анализа ЭЭГ, требуется стационарность анализируемого сигнала, иначе расчеты размерности будут неверны [Skinner et al., 1988 и др.], причем в данном случае проблема усугубляется тем, что для расчета хаотических характеристик требуются намного более длительные непрерывные отрезки ЭЭГ.

Жирмунская и Маслов [1974] предложили нестандартный способ машинного анализа структуры ЭЭГ методом распознавания образов. В проведенных исследованиях в качестве исходных характеристик ЭЭГ использовались логарифмические оценки плотности двумерных распределений волн ЭЭГ в координатах: амплитуда ( $a$ ) и период ( $t$ ) или частота ( $f=1/t$ ). Плотности представляют собой модификацию так называемых диаграмм Фора [Faure, 1953], впервые описанных в 1953 г. В последующие годы этот способ оценки биоэлектрической активности мозга применялся некоторыми авторами, получив наиболее выраженное развитие в работах Жирмунской [1969, 1971] и ее сотрудников: Кириной [1970], Покровской [1970], Кармазиной [1971].

В работе Жирмунской и Маслова [Жирмунская и Маслов, 1974] был осуществлен машинный анализ модифицированных диаграмм Фора с помощью алгоритмов поиска информативных признаков, разработанных Масловым [1972] применительно к задачам распознавания образов. В качестве «образов» в данном исследовании рассматривались типы ЭЭГ и степень нарушения структуры ЭЭГ.

Любой отрезок ЭЭГ (реализации случайного процесса) мог быть представлен вектором в сорокамерном пространстве, обозначенном через  $X$ . Содержание алгоритмов поиска признаков, концентрирующих различную информацию относительно изучаемых семейств ЭЭГ, сводился к задаче



нахождения подпространства наименьшей размерности  $Y$  с  $X$ , в котором расстояние между семействами реализаций ЭЭГ различного типа было бы в определенном смысле достаточно большим. Базисные векторы подпространства  $Y$  и являлись при этом искомыми признаками, а проекции реализаций ЭЭГ на эти векторы – значениями признаков.

Также для типологических исследований ЭЭГ используется анализ по методу главных компонент [Ковалева и др., 1981; Жирмунская, Гончарова, 1990]. Автоматическая классификация индивидуальных ЭЭГ проводилась на основе факторного анализа по методу главных компонент (Q-техника) с использованием веримакс-вращения. Каждая индивидуальная ЭЭГ характеризовалась набором 300 спектральных оценок, полученных при усреднении автокорреляционных функций восьми 5-секундных отрезков. По значениям многомерной регрессионной оценки строилась параметрическая модель факторов. На основе этих факторов формировались классы ЭЭГ.

Описанные методы имеют ряд недостатков. В каждой группе могут быть обнаружены некоторые варианты основного «портрета», что значительно осложняет задачу компьютеризации классификационной процедуры, поднимая при этом и новые самостоятельные вопросы (например, об установлении иерархии значимости разнородных и разномасштабных количественных показателей в целостном описании). Кроме того, этот путь формализации таит в себе опасность бесконечного расширения количественных измерений ЭЭГ, общую для формализации любых экспертных систем и получившую название «дурная бесконечность» [Юдин, 1978].

Поэтому для сравнительного исследования представляют интерес методы классификации многомерных объектов с «учителем», т.е. с использованием эталонного объекта, например спектрального паттерна ЭЭГ (критерии выбора эталона см. в главе обзор литературы, раздел 3). Заранее выбрав на основании экспертных оценок определенный набор эталонных СП, можно было бы проводить своего рода скрининг реальных ЭЭГ на представленность в них компонентов этого эталонного набора.

Обычно для классификации с «учителем» применяется пошаговый дискриминантный анализ [Bender et al., 1991; Gallhofer et al., 1991; Hilfiker, Egli, 1992; Pfurtscheller et al., 1994; Wilson and Fisher, 1995], методы классификации с использованием обучающихся нейросетей [Иваницкий, 1997; Boyle et al., 1991; Riquelme et al., 1996] и некоторые новые реализации байесовского подхода (Learning Vector Quantization) [Pregenzer et al., 1996 и др]. Рассмотрим некоторые из них поподробнее.

Начнем с нейронных сетей, как наиболее модного метода, используемого для распознавания образов. Итак, нейронные сети – набор адаптивных моделей для решения задач классификации, распознавания образов, оптимального управления и др. Обучаясь сразу на всем наборе данных, нейронные сети обобщают их, что позволяет не хранить весь набор. Данные методы являются в большинстве своем непараметрическими, что обуславливает их популярность особенно в нейрофизиологии [Boyle et al., 1991; Joutsiniemi et al., 1995; Pawelzik et al., 1996; Portin et al., 1996; Riquelme et al., 1996; Jung et al., 1997]. Также нелинейная природа данных методов позволяет им обрабатывать сложные модели, где не работают «стандартные» методики [Joutsensalo, 1994; Joutsensalo and Miettinen, 1995].

Все нейронные сети можно разделить на три категории: (1) сети, передающие сигнал; (2) сети, передающие состояния; (3) сети с конкурирующим обучением [Bishop, 1995].

В нейросетях, передающих сигнал, он путешествует по сети от входного уровня до выходного и претерпевает некоторые изменения согласно функциям, запрограммированным в сеть. Обучение данного вида сетей заключается в изменении параметров этих функций. Примерами данного вида сетей являются многоуровневый персептрон, сети с обратными связями и сети с радиальной базисной функцией.

В нейросетях, передающих состояния, основным является динамическое поведение сети. После получения «раздражителя» на входе сеть переходит в некоторое устойчивое состояние, которое и является решением сети. Примерами таких сетей являются поля Хопфилда и машины Больцмана.

Нейросети с конкурирующим обучением или самоорганизующиеся сети состоят из связанных нейронов, получающих входной вектор одновременно. В результате конкуренции за этот вектор наиболее активный нейрон выигрывает. Обучение как раз и основано на концепции выигравших нейронов. Примером являются самоорганизующиеся карты, сети с квантизацией обучающего вектора.

Обучение нейросетей происходит по predetermined правилам путем постепенного изменения параметров базисных функций. Правила обучения обычно основываются на функциях подсчета ошибки системы и диктуются биологическими предпосылками. Примером может служить квадратичная ошибка между выходом сети и обучающим набором. Обучение будет направлено на минимизацию этой ошибки путем градиентной оптимизации.

Но использование нейросетей для задач анализа ЭЭГ-сигнала часто сталкивается с трудностями следующего характера.

- (1) Повышенные требования к подготовке данных. Нейронные сети работают по принципу «мусор на входе – мусор на выходе», что требует приведения данных.
- (2) Обучение сетей должно вовремя прекращаться, иначе сеть начинает запоминать характеристики отдельных наборов, забывая про общие закономерности.
- (3) Общая проблема всех нейросетей заключается в том, что они могут работать с огромными наборами данных при довольно слабой теоретической базе.
- (4) Очень важно понять характеристики конкретной нейросети перед ее применением, что само по себе довольно сложная задача.

В последнее время возможности детектирования определенных паттернов активности связывают с объектно-ориентированным подходом к анализу событий в ЭЭГ. Задача решается как «понимание изображения» компьютером. Сначала детектируются, локализуются и группируются в более сложные структуры, называемые объектами, простые элементы. Затем оцениваются необходимые черты объектов и отношений между ними. При мониторинге, например, эпилепсии элементами являются сегменты ЭЭГ с эпилептической активностью, а объектами «припадки», определяемые как элементы, соседствующие во времени, а также «фокусы», определяемые как элементы, соседствующие во времени и пространстве [Gorkiewicz, Trabka, 1992].

Однако в силу перечисленных выше недостатков применения нейронных сетей к ЭЭГ-анализу и значительной вычислительной сложности этих методов их применение в рутинных ЭЭГ-исследованиях становится чрезвычайно затруднительным. Поэтому представляет интерес разработка более практичных технологий классификации паттернов ЭЭГ, которые в сравнительных испытаниях зачастую оказываются вполне результативными [Anderer et al., 1994].

Проведенный критический анализ позволяет сделать следующий вывод: описанные в литературе методы классификации ЭЭГ-паттернов не гарантируют достаточно эффективного и полного решения проблемы и для дальнейшего продвижения в этой области требуется привлечение новых идей.

В этой связи в настоящей работе в главе результаты (см. раздел 2) разработана простая технология адаптивной классификации сегментов ЭЭГ, основанная на корреляционном представлении сходства эталонных и реальных спектральных описаний ЭЭГ-сегментов.

## **5. Классификация дискретных функциональных состояний мозга**

Особый интерес представляет оценивание пространственной организации корковой ЭЭГ как один из наиболее перспективных подходов к изучению интегративной деятельности мозга человека. К настоящему времени накоплен достаточно большой материал о существовании дискретных функциональных состояний мозга человека [Lehmann et al., 1987; Koenig and Lehmann, 1996; Bazar et al., 1997; Dierks et al., 1997; Strik et al., 1997 и др.]. Изучение интеграции этих состояний может производиться с использованием предварительной классификации. Для этих целей в разделах 2.2.3 и 2.3.5 (глава результаты) представлен метод сегментирования топографической карты ЭЭГ на основе кратковременных спектральных описаний локальных ЭЭГ.

Рассмотрим современное положение дел в проблеме анализа совокупной согласованности одновременно нескольких или многих отведений ЭЭГ, направленном на изучение целостной организации коркового биоэлектрического поля. Некоторые ЭЭГ-параметры глобальной межкорковой интеграции, такие как сагиттальный градиент альфа-активности, индексы межполушарной асимметрии и др., известны еще со времени открытия ЭЭГ.

В современных технологиях компьютерного ЭЭГ-анализа предложен ряд «геометрических» оценок совокупной взаимной согласованности локальных ЭЭГ, вычисляемых с использованием методов факторного анализа [Manabu, Matsuura, 1989; Lazarev, 1998 и др.] и множественной линейной регрессии [Lehmann et al., 1995; Wada et al., 1996] первичных признаков ЭЭГ, а также - на основе трехмерной дипольной декомпозиции многоканальной ЭЭГ [Lutzenberger, 1997] и представлений о хаотической динамике ЭЭГ-вектора, составленного из одномоментных отсчетов локальных ЭЭГ [Matousek et al., 1995]. Имеются и отдельные попытки описания целостности коркового биопотенциального поля комплексами частных структурных и спектрально-корреляционных признаков локальных ЭЭГ [Бочкарев, 1981; Иваницкий и др., 1990; Свидерская, Королькова, 1997].

Однако все эти подходы неизбежно сталкиваются, как уже было сказано (см. данную главу, раздел 1), с проблемой нестационарности ЭЭГ [Каплан, 1998]. Поэтому как бы ни были высоки или статистически значимы оценки

согласованности локальных ЭЭГ, полученные различными методами, если они не «вписаны» в текущую кусочно-стационарную структуру ЭЭГ, – их содержательная интерпретация становится затруднительной. Оценивание, например, степени когерентности между ЭЭГ-сигналами двух отведений на коротких интервалах времени показало существование весьма развитой динамики этого показателя при переходе от одной эпохи анализа к другой [Bullock et al., 1995; Pfurtscheller et al., 1997]. В таком случае коэффициент когерентности, вычисленный без учета кусочно-стационарной сегментированности ЭЭГ, как сильно усредненный параметр, очевидно, теряет значительную часть своей диагностической ценности при изучении дискретных функциональных состояний мозга.

В этом отношении более адекватным подходом к оцениванию глобальной взаимной согласованности ЭЭГ различных отведений является, так называемое, пространственно-ориентированное сегментирование корковых потенциалов, предложенное Д. Леманом [Lehmann, 1971, 1987]. Этот метод основывается на вычислении пространственного положения вектора максимальной разности корковых потенциалов. Периоды стабилизации этого вектора отражают, по мнению Лемана, устойчивые функциональные комплексы или микросостояния мозга, определяющие на каждый данный момент времени характер основных психических процессов [Lehmann, Koenig, 1997]. Тем самым становится возможным рассматривать динамику коркового биопотенциального поля как последовательность относительно стабилизированных топографических карт ЭЭГ.

Несмотря на успешную апробацию методологии Лемана для целей ЭЭГ-диагностики различных функциональных состояний мозга человека в психофизиологических и клинических исследованиях [Merrin, 1990; Kinoshita et al., 1995; Strik et al., 1995; Koenig, Lehmann, 1996], следует отметить, что в рамках этого метода локальные ЭЭГ далеко не в равной степени участвуют в формировании результирующего дипольного вектора. Позиционирование этого вектора определяется только на пиках альфа-колебаний [Lehmann, 1971, 1987] и только в периоды максимальной выраженности этих колебаний. Между тем отбор корковых образований на роль структурообразующих при сегментировании топографической карты ЭЭГ только по признаку выраженности альфа-ритмики вряд ли является оправданным с точки зрения несомненной нейробиологической равноценности всех отделов коры головного мозга.

Более того, отсутствие исходной “привязки” пространственных сегментных картин ЭЭГ по Леману к спектральным характеристикам ЭЭГ в значительной мере лишает онтологической перспективы полученные таким образом результаты сегментирования, оставляя их на уровне феноменологического описания [Lehmann et al., 1993].

В этой связи возникла идея совместить преимущества временного и частотного подходов к анализу сегментного построения коркового биопотенциального поля. Таким образом, задачей раздела 2 (глава результаты) было разработать метод сегментирования топографической карты ЭЭГ на основе кратковременных спектральных описаний локальных ЭЭГ.

Предполагается, что в динамике пространственной мозаики различных типов спектральных паттернов (СП) корковой ЭЭГ можно будет выделить периоды более или менее генерализованной стабилизации. Таким образом, анализ топографической вариативности СП позволил бы отслеживать эпизоды

формирования устойчивых межкорковых коопераций вне зависимости от наличия частных корреляционных или когерентных отношений между локальными ЭЭГ.

\* \* \*

Материал, изложенный в настоящей главе, даже в тех случаях когда разбираются конкретные примеры, не должен рассматриваться в качестве чего-то близкого к рецептурному справочнику или методическому руководству. Поводом к написанию этой главы послужило стремление осветить некоторые сегодняшние и завтрашние возможности изучения структурной организации ЭЭГ-сигнала и подчеркнуть принципиально важные аспекты этого направления в целях теоретической проработки темы для последующего выполнения диссертационного исследования.

## ОБЩЕЕ ОБСУЖДЕНИЕ

На основании проведенного анализа полученных результатов в данной работе постараемся подвести некоторый итог сказанному выше.

Анализ классификационных профилей (КП) мультиканальной ЭЭГ 18 здоровых испытуемых в разных функциональных состояниях и 21 пациента с разными патологиями мозга показал, что ЭЭГ здорового и больного индивида во всех ее феноменологических проявлениях описывается ограниченным и достаточно устойчивым набором разных типов СП, который, вероятно, может рассматриваться как подмножество популяционного алфавита. Так, число разных типов СП, описывающих ЭЭГ независимо от отведения, состояния здорового испытуемого и типа деятельности, ограничено и колеблется от 41% до 54% от эталонного набора (n=32). На это же косвенно указывают факты стабильности спектральных свойств индивидуальной ЭЭГ [Русалов, 1979]. Можно предположить, что эталонный набор представляет собой типы СП ЭЭГ, отражающие универсальные микровременные квази-стационарные элементы, из которых складывается рисунок ЭЭГ при макровременных сдвигах функционального состояния. По-видимому, эти же типы могут составить алфавит описания индивидуального своеобразия ЭЭГ [Бодунов, 1988].

Исходя из изложенных выше данных, процесс количественного спектрального описания индивидуальной ЭЭГ можно формально представить следующим образом. Имеется популяционный набор СП, включающий 32 их типа и отражающий квази-стационарные сегменты ЭЭГ. Индивидуальная ЭЭГ содержит меньшее число типов (см. выше). Кроме того, для каждого отведения ЭЭГ или небольшой группы отведений имеется свой специфический набор СП. Возможно, что часть этих типов СП выделяется в общемозговые. Об этом может свидетельствовать тот факт, что основная часть элементарных сегментов ЭЭГ (см. главу результаты, раздел 2.2.1) сохраняет постоянным свой вклад в классификационный профиль ЭЭГ при смене функционального состояний (открытие глаз, разные этапы когнитивной нагрузки). Индивидуальная ЭЭГ в спектральном выражении представляет собой последовательность СП, характерных для индивида, основу которой составляют общемозговые,

типобразующие СП. Закономерные, высоко вероятные связи между последними приводят к формированию серий общемозговых СП (периоды относительной стабилизации разных типов СП локальных ЭЭГ), которые перемежаются с нетипичными СП (о чем свидетельствует факт очень редкой встречи в ЭЭГ больше половины типов СП), содержащимися в наборе спектров индивида (см. главу результаты, разделы 2.2.1 и 2.2.2).

Нами была рассмотрена устойчивость индивидуального спектрального алфавита испытуемых при изменении их состояния, обусловленного переходом от одного вида деятельности к другому. Как показывает анализ КП в фоне (ЗГ/ОГ), в контроле (оперативный покой) и в опыте (когнитивная нагрузка), индивидуальная композиция СП является достаточно стабильной и не зависит от состояний здорового испытуемого. Специфика же состояния и отведения ЭЭГ отражается в изменении частоты и последовательности разных типов СП из индивидуального набора.

Так, для открытых глаз, опыта, группы испытуемых с сильно выраженным альфа-ритмом и высоко-продуктивной группы характерен нисходящий градиент разных типов СП (увеличение однородности КП) в направлении от затылка ко лбу, тогда как в контроле, в группе испытуемых с низким альфа-индексом и низко-продуктивной группе ЭЭГ наблюдается более-менее равномерное распределение значений показателя НОКП. В то же время стабильность КП увеличивается в сагиттальном направлении от затылка ко лбу для всех ФС.

Кроме того, частота чередования СП в среднем в каждом из отведений ЭЭГ при ЗГ составляет 0.49. Так как каждый тип СП отражает определенный режим работы мозга, то отмеченный факт говорит о высокой дискретности мозговых операций. Но это в среднем. Фактически, в зависимости от функционального состояния, типа деятельности и типа генерируемой ритмической активности нормально функционирующий мозг поддерживает состояние стабильности в локальных ЭЭГ от 3.5 до 4.7 сек. Причем максимальный период стабилизации СП в локальных ЭЭГ в среднем одинаков для всех типов СП независимо от функционального состояния (см. главу результаты, раздел 2.2.2).

В то же время, если рассматривать перестройку структуры биоэлектрического поля головного мозга сразу по всей голове (в терминах СП-векторов), то в среднем при сдвиге всего на 20% размера эпохи анализа в 4-5-ти из 8-ми отведений ЭЭГ происходит изменение типа СП независимо от функционального состояния или отведения (см. главу результаты, раздел 2.2.3).

Отмеченные здесь закономерности одинаковы для разных функциональных состояний здорового мозга, что говорит о фундаментальном свойстве нервной ткани, которое заключается в высокой дискретности реализации операциональных актов. Такая стабильность (разные группы испытуемых, разные этапы когнитивной деятельности и разные отведения ЭЭГ) полученных данных может отражать относительно универсальные независимые нейрофизиологические механизмы и процессы. Эти процессы, очевидно, сосуществуют во всех кортикальных зонах и приводят к кросскорреляции определенных групп основных ЭЭГ-параметров во всех их межиндивидуальных вариациях и при изменении функционального состояния. Эти механизмы формируют многомерную «нейродинамическую структуру» функционального состояния для каждой области мозга балансировкой независимых нейрофизиологических процессов, которые специфичны для определенных

типов умственной деятельности в соответствии с их нейрофизиологической организацией. [Lazarev, 1998].

Что же происходит при некоторых мозговых дисфункциях? Развитие патологического процесса в мозгу приводит к значительному увеличению (до 70%) доли полиритмической неорганизованной высокочастотной активности, причем, чем больше выражен патологический процесс (классы D и F; типы IV и V) и чем больше степень нарушения ЭЭГ (грубая и очень грубая), тем больше процент отмеченной активности, а также выше неоднородность и нестабильность классификационных профилей ЭЭГ (см. главу результаты, раздел 2.3.3).

Для таких патологий мозга как эпилепсия и ХВБН частота смены типов СП и их разнообразие значительно меньше, чем для нормы. Кроме того, периоды стабилизации СП локальных ЭЭГ для данных видов патологии мозга в среднем больше (4-6 сек., а у эпилептиков в отдельных случаях 34-60 сек.), чем в норме (2.8 сек.). Причем наибольшие значения периода стабилизации характерны для полиритмической неорганизованной активности (см. главу результаты, раздел 2.3.4).

И, наконец, период относительной стабилизации карты СП у эпилептиков и при ХВБН значительно больше такового при норме (см. главу результаты, раздел 2.3.5). Таким образом, патологические процессы мозга, сопутствующие эпилепсии и ХВБН приводят к обеднению ЭЭГ и стабилизации патологической активности.

Суммируя полученные в данной работе данные можно заключить, что полифункциональность многих зон мозга [Бернс, 1969], потенциальная возможность их «включения» в качестве звеньев в мозговые системы обеспечения того или иного вида деятельности создает физиологическую основу для многоуровневого принципа регуляции состояния, обеспечивающего основные адаптивные перестройки разных видов нейродинамики при изменении факторов внешней и внутренней среды [Анохин, 1973]. При сохранении механизмов соподчиненности (см. данные анализа СП-векторов) и независимости (см. данные анализа локальных ЭЭГ) разных видов нейродинамики в зонах мозга их «включение» в мозговые системы обеспечения психических и/или поведенческих актов детерминировано видом деятельности (см. главу результаты, разделы 2.2.2 и 2.2.3). Эффективность поведенческих реакций оказывается связанной с уточнением «узоров рабочих мозаик» различных областей коры [Коган, 1984, с. 126]. На основании полученных данных есть основания полагать, что в формировании полноценной функциональной системы принимают участие также и пространственно-последовательные процессы (см. главу результаты, раздел 2.2.2). Очевидно, одновременно участвуя во многих «виртуальных механизмах», нервный центр должен обладать высокой степенью функциональной подвижности (Фингелькурц Ан.А., 1998) в смысле «достаточной скорости смены в общих путях последовательных механизмов» [Ухтомский, 1945, с. 126]. При патологических изменениях в головном мозгу наблюдаются поломки этих механизмов. Они могут проявляться в виде однотипной перестройки нейродинамики независимо от характера и вида реализуемой деятельности (см. главу результаты, разделы 2.3.3 и 2.3.4).

Таким образом, если учесть, что проявление физиологической активности зон мозга в виде их «включения» в качестве звеньев в мозговые системы обеспечения психических и/или поведенческих актов выражается

последовательностью квази-стабильных состояний ЭЭГ [Илюхина, 1977], то со всей определенностью прослеживается причинно следственная связь между физиологической активностью структур мозга и их состоянием. По существу в зависимости от нейродинамического профиля состояния совокупности структур, формирующегося на основе фиксированных для данного отрезка времени уровней их относительно стабильного функционирования, находится нормальная или патологически обусловленная организация мозговых систем обеспечения психических функций (Фингелькурц А.А., 1998).

По-видимому, в головном мозгу существуют механизмы, детерминирующие вариации уровней относительно стабильного функционирования зон мозга в динамической шкале их возможных состояний [Илюхина и др., 1982]. Складывается такое впечатление, что в зависимости от того, какое положение на шкале состояний занимает та или иная структура и группа взаимосвязанных с ней образований, определяется возможность или невозможность компенсации развивающихся локальных изменений текущего состояния в пределах шкалы. Это происходит за счет противоположно направленной динамики текущего состояния функционально связанных структур, что обеспечивает возможность (или невозможность) поддержания постоянства суммарного уровня относительно стабильного функционирования в совокупности структур в оптимальных пределах. При этом характер адаптивных реакций головного мозга находится в прямой зависимости от того, какое из состояний каждой из структур и их совокупности (в пределах общей шкалы) удерживается наиболее вероятно.

Таким образом, факты, полученные с помощью разных методических приемов анализа, приводят к одному и тому же выводу: электроэнцефалографическим коррелятом психических состояний коры мозга в целом являются не отдельные диапазоны ЭЭГ и не само по себе наличие корреляционных зависимостей между ними в разных областях мозга, но определенное состояние «биопотенциального поля» (или определенный СП-вектор) отражением которого может является топографическая вариативность спектральных паттернов ЭЭГ.

## ВЫВОДЫ

1. Показана вероятностная структура узкополосных спектральных перестроек ЭЭГ человека как при классической реакции десинхронизации на открывание глаз, так и в различные стадии мнестического процесса. Изучена морфо-функциональная специфика этих перестроек.
2. Разработан принципиально новый подход к анализу пространственно-временной структурированности ЭЭГ человека, основанный на применении адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ-сигнала.
3. Обнаружено, что в традиционных спектральных описаниях ЭЭГ, полученных усреднением кратковременных спектров даже на небольших интервалах времени (20-30 с) скрыта устойчивая микродинамика спектральных перестроек, выражающаяся в определенных сочетаниях элементарных спектральных паттернов.
4. Показано, что наборы типов спектральных паттернов ЭЭГ и представленность каждого из таких паттернов в реальной записи ЭЭГ специфическим образом зависит от характера и продуктивности



- мнестической деятельности человека, а так же - от базовых индивидуальных особенностей ЭЭГ испытуемых.
5. Пространственные сочетания спектральных паттернов ЭЭГ и их динамические характеристики специфичны в отношении характера когнитивной деятельности испытуемых. Наиболее интенсивная модификация спектральных паттернов характерна для состояний активного запоминания матричного образа.
  6. Апробация методологии адаптивной классификации спектральных паттернов ЭЭГ при обследовании пациентов с некоторыми мозговыми дисфункциями показала перспективность дальнейшей разработки этой методологии для целей клинической диагностики.

### **Благодарности**

Настоящая работа не состоялась бы без постоянного и плодотворного содействия многих людей, работающих в разных сферах, но одинаково доброжелательно относившихся к моим нуждам.

Автор безмерно благодарен Александру Яковлевичу Каплану за мудрое руководство диссертационным исследованием.

Я особенно признателен сотрудникам лаборатории: Сергею Шишкину за своевременную и разумную критику; Арине Кочетовой, охотно помогавшей мне на всех этапах работы и Виктору Андреевичу Ермолаеву, разработавшему программное обеспечение для базовых этапов энцефалографического исследования. Я также признателен программистам Роману Ивашко и Евгению Гринь за безвозмездный труд над программным обеспечением для вторичной обработки ЭЭГ-сигнала и сотруднику Института Системных Исследований РАН доктору физ.-мат. наук Борису Семеновичу Дарховскому, а также канд. физ.-мат. наук А.Т. Терехину за многочисленные и подробные консультации по математико-статистическим вопросам.

Особую благодарность хотелось бы выразить начальнику лаборатории нейрофизиологии Лечебно-диагностического центра ГШ ВС России Стороха А.А. и его коллегам Опекуновой Г.Т., Бондаренко Л.Н. и Пеговой Л.Н. за любезно предоставленную возможность и помощь в регистрации ЭЭГ у пациентов.

Мы хотим особенно поблагодарить Егора Лобусова и рекламное агентство AVRORA в лице Татьяны Скороходовой и ее сотрудников: Андрея Дубровина и Ольгу Ханину за предоставление оргтехники для организации вспомогательного и сопроводительного материала столь необходимых для данной работы, а также проведения оформительских работ.

Я хотел бы поблагодарить всех своих друзей и близких за то, что они были терпимы к моей резкости и раздражительности во время работы над экспериментальным материалом и за то, что они примирились со множеством потерянных уикендов.

Наконец, самой глубокой благодарности заслуживают все педагоги и научные сотрудники кафедры физиологии человека и животных, руководимой академиком РАМН Игорем Петровичем Ашмариним, которые на протяжении нескольких лет обучали меня всем премудростям физиологической науки.

### Список литературы

1. *Анохин П.К.* Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем // принципы системной организации функций. М., 1973, С. 5-61.
2. *Анохина Н.А., Жирмунская Е.А., Рухманов А.А.* Неврологическая характеристика больных с ЭЭГ “плоского” типа и ЭЭГ с доминированием бета-активности низкой частоты // Журн. невропат. и психиатрии. М., 1986, Т.86, Вып. 12, С. 1761-1767.
3. *Анатомия человека.* Т. 2. Под ред. М.Р. Сапина. М., “Медицина”, 1993, 559 с.
4. *Ашмарин И.П.* Загадки и откровения биохимии памяти. Л. Наука. 1975, 158 с.
5. *Ашмарин И.П.* Молекулярные механизмы неврологической памяти // В кн.: Механизмы памяти. Ленинград. 1987.
6. *Батуев А.С.* Ассоциативные системы в программирующей деятельности мозга. Л., 1985, С. 5-13.
7. *Берус А.В., Иващенко О.И., Журавлев А.Б., Чистяков А.Н.* Исследование фактора ведущего глаза на параметры спектра ЭЭГ и психологические показатели у правшей // Физиол. человека, 1997, Т. 23, N. 2, С. 50-59.
8. *Бернс Б.* Неопределенность в нервной системе. М., 1969.
9. *Боденштейн Г., Преториус Х.М.* Выделение признаков из энцефалограммы методом адаптивной сегментации // ТИИЭР. 1977, Т. 65, N. 5, С. 59-71.
10. *Бодунов М.В.* “Алфавит” ЭЭГ: типология стационарных сегментов ЭЭГ человека. 1988 М.: Наука – Индивидуально-психологические различия и биоэлектрическая активность мозга человека. Ред. В.М. Русалов. 56-70 с.
11. *Болдырева Г.Н.* Клиническая электроэнцефалография / Под ред. Русинова. В.С. – М., 1873, С. 147-172.
12. *Болезни нервной системы.* Т. 1. По ред. Н.Н. Яхно, Д.Р. Штульмана, П.В. Мельничука. М. “Медицина”. 1995, 653 с.
13. *Бондарь А.Т.* Исследование тонкой структуры спектра альфа-диапазона ЭЭГ при сенсомоторной деятельности // Физиология человека. 1988, Т. 14, N 2, С. 179-184.
14. *Бородкин Ю.С., Крауз В.А.* Фармакология краткосрочной памяти. Медицина. 1978.
15. *Бродский Б.Е., Дарховский Б.С., Каплан А.Я., Шшикин С.Л.* Непараметрическая сегментация электрических сигналов мозга // Автоматика и телемеханика. 1998, № 2, С. 23–32.
16. *Бочкарев В.К.* Анализ структурной организации ЭЭГ при депрессиях // Физиол человека. 1981, Т. 7, N5, С. 796-806
17. *Гейссер С.* Распознавание: отнесение и разделение. Линейные аспекты // Классификация и кластер. Ред. Дж. Вэн Зайзин. М. “Мир”. 1980, 389 с.
18. *Глезер В.Д.* Зрение и мышление Л., 1985.
19. *Голубева Э.А.* Индивидуальные особенности памяти человека. М., Педагогика. 1980.
20. *Гриндель О.М.* Электроэнцефалограмма при черепно-мозговой травме. В кн.: Клиническая электроэнцефалография. М. Медицина. 1973, С. 213-259.
21. *Гриндель О.М.* Межцентральные отношения в коре большого мозга по

- показателю когерентности ЭЭГ при восстановлении сознания и речи после длительной комы // Ж.ВНД. 1985, Т. 35, Вып. 1, С. 60.
22. Гусельников В.И., Изнак А.Ф. Ритмическая активность в сенсорных системах М., 1983.
  23. Дикая Л.Г. Ориентировочный рефлекс и функциональные состояния человека // Мозг и психическая деятельность. М. 1984, С. 221-225.
  24. Доскин В.А. и др. Тест дифференциальной самооценки функционального состояния // Вопр. Психол. 1973, N. 6, С. 141-146.
  25. Дяхтерь Г.Я. Электрокардиография М., 1955, С. 17.
  26. Жирмунская Е.А. Журн. Невролог. и психиатр. 1969, N. 69, С. 984.
  27. Жирмунская Е.А. и Россинский О.Г. Журн. Невролог. и психиатр. 1971, N. 71, С. 490.
  28. Жирмунская Е.А., Маслов В.К. Анализ структуры ЭЭГ методами распознавания образов // Физиологический журнал СССР. 1974, Т. LX, N. 4, С. 484-500.
  29. Жирмунская Е.А., Лосев В.С. Системы описания и классификация электроэнцефалограмм человека. М., 1984.
  30. Жирмунская Е.А., Гончарова И.И. Интерпретация экспертной классификации ЭЭГ человека в терминах машинного анализа. // Физиология человека. 1990, Т. 16, N. 2, С. 31-40.
  31. Жирмунская Е.А., Белый Б.И., Гончарова И.И. Обоснование связи характера ЭЭГ и способов зрительного восприятия, определяемых по тесту Роршаха // Физиология человека. 1990а, Т. 16, Т. 1, С. 45-52.
  32. Жирмунская Е.А. В поисках объяснения феноменов ЭЭГ. М. 1996, 117 с.
  33. Зенков Л.Р. Новые направления в клинической неврологии. Сов. мед. 1976, №11, С. 43-45.
  34. Зенков Л.Р., Мельничук П.В. Центральные механизмы афферентации человека. М: медицина, 1985.
  35. Зенков Л.Р., Карлов В.А., Ронкин Н.А., Гедекова А., Камышева А.Н. Спектральный анализ ЭЭГ у детей и подростков, страдающих эпилепсией: общие характеристики и патофизиологическая интерпретация данных // Журн. невропатол. и психиатр. 1989, Т. 89, С. 15-19.
  36. Зенков Л.Р. Клиническая электроэнцефалография с элементами эпилептологии. Таганрог. 1996, 357 с.
  37. Иваницкий А.М., Стрелец В.Б., Корсаков И.А. Информационные процессы мозга и психическая деятельность. 1984, М. "Наука", 200 с.
  38. Иваницкий А.М., Подклетнова И.М., Таратынова Г.М. Исследование динамики внутрикоркового взаимодействия в процессе мыслительной деятельности // Ж. ВНД. 1990, N. 2, Т. 40, С. 230-237
  39. Иваницкий Г.А. Распознавание типа решаемой в уме задачи по нескольким секундам ЭЭГ с помощью обучаемого классификатора. // Ж.ВНД. 1997, Т. 47(4). С. 743-747.
  40. Изнак А.Ф., Гусельников В.И. Ритмическая активность в зрительном анализаторе. // Успехи физиол. наук. 1984, Т. 15, № 1, С. 3-26.
  41. Изнак А.Ф. Модуляция сенсо-моторной деятельности человека на фоне альфа-ритма ЭЭГ // Проблемы развития науч. Иссл. В обл. Псих. Здоровья / МЗ СССР, АМН СССР. 1989, С. 3-24.
  42. Илюхина В.А. Медленные биоэлектрические процессы головного мозга человека. Л., 1977, 184с.

43. *Илюхина В.А., Хон Ю.В., Кирьянова Р.Е.* Сверхмедленные процессы мозга человека (терминология и уточнение некоторых понятий). Сообщение II. Методология и методы регистрации, анализа и интерпретации данных спонтанной и вызванной динамики сверхмедленных процессов коры и подкорковых структур // Физиология человека. 1982, Т. 8, С. 31-53.
44. *Камбарова Д.К., Каминский Ю.Л., Иванов Г.Г.* Нейрофизиология пароксизмальных патологических состояний // Физиология человека. 1986, Т. 12, N. 1, С. 38-57.
45. *Канаев И.И.* Близнецы. М., Л., 1959.
46. *Каплан А.Я.* Динамические характеристики поэлементного воспроизведения зрительных матричных образов: феноменология и фармакотестирование. М., Медицина - Медицинская техника. 1991, № 3, С. 40-42.
47. *Каплан А.Я., Пересецкий А.А.* Применение методов кластерного анализа для оценивания электроэнцефалограмм // Тез. Всес. конф. "Программно-алгоритмическое обеспечение прикладного многомерного статистического анализа", Цахкадзор. 1991, С. 228-229.
48. *Каплан А.Я., Дарховский Б.С., Фингелькурц Ал.А., и др.* Топологическое картирование процесса синхронизации моментов резких перестроек в мультиканальной ЭЭГ у человека. // Журнал ВНД. 1997. Т. 47. N.1. С.32-37.
49. *Каплан А.Я., Фингелькурц Ал.А., Фингелькурц Ан.А., Ивашко Р.М.* Вероятностные паттерны разностных спектров ЭЭГ человека в динамике мнестической деятельности // Физиология человека. 1998, Т. 24, N. 4, С. 75-85.
50. *Каплан А.Я.* Нестационарная ЭЭГ: методологический и экспериментальный анализ // Успехи физиол. наук. 1998, Т. 29, N 3, С. 35-55,
51. *Каплан А.Я., Фингелькурц Ал.А., Фингелькурц Ан.А., и др.* Адаптивная классификация динамических спектральных паттернов ЭЭГ человека // Журнал ВНД. 1999, N1 (в печати).
52. *Каплан А.Я., Фингелькурц Ал.А., Фингелькурц Ан.А., Ермолаев В.А.* Топографическая вариативность спектральных паттернов ЭЭГ. // Физиология человека. 1999а, (в печати.)
53. *Карамзина И.А.* Диагностическое и прогностическое значение количественного анализа ЭЭГ в изучении мозгового инсульта. Автореф. Дисс. Львов, 1971.
54. *Карлов В.А., Зенков Л.Р., Ронкин М.А., Гедекова А., Камышев А.Н.* Возможности диагностики и оценки риска эпилепсии по данным спектрального анализа ЭЭГ у детей и подростков. // Журн. невропатол. и психиатр. 1989, Т. 89, С. 15-19.
55. *Кирина Э.А.* Изменения биоэлектрической активности мозга у больных сирингомиелией. Автореф. Дисс. М., 1970.
56. *Князева М.Г., Вильдавский В.Ю.* Соотношение спектральных характеристик ЭЭГ и регионарного кровотока детей 9-14 лет // Физиология человека. 1986, Т. 12, N. 3, С. 387-394.
57. *Ковалева М.К., Гончарова И.И., Трубецкая Е.А. и др.* Типология электроэнцефалограмм бодрствования взрослого человека // Проблемы методологии эргономического исследования: Тр. ВНИИТЭ. Сер. Эргономика. 1981, Вып. 20, С. 83.

58. *Кулаишев А.П., Каплан А.Я.* Системы компьютерного анализа биоэлектрических сигналов // Мир ПК (персональных компьютеров). 1994, N. 8, С. 132-137.
59. *Коган А.Б.* Функциональная организация нейронных механизмов мозга. Л., Наука, 1984, 224с.
60. *Лебедев А.Н.* Нейрофизиологические основы количественных закономерностей в психофизике // Психофизиология и психофизика. М. Наука. 1977, С. 168.
61. *Лебедев А.Н.* Нейрофизиологические параметры памяти человека // Ж.ВНД. 1993, Т. 43, Вып. 2, С. 277.
62. *Ливанов М.Н.* Пространственная организация процессов головного мозга. 1972. М., Наука.
63. *Ливанов М.Н.* Ритмы электроэнцефалограммы и их функциональное значение // Ж.ВНД. 1984, Т. 34, Вып. 4, С. 613-626.
64. *Ливанов М.Н.* Нейрофизиологические параметры памяти человека // Ж.ВНД. 1993, Т. 43, Вып. 2, С. 277.
65. *Ливанов М.Н., Хризман Т.П.* Пространственно-временная организация биопотенциалов мозга у человека // В сб.: Естественнонаучные основы психологии. М. 1978, С. 206.
66. *Маслов В.К.* Тр. V Всесоюзн. симпоз.: Методы представления и аппаратный анализ случайных процессов и полей, Л., 1972.
67. *Маслова И.В., Маслобоев Ю.П.* Параметры альфа-ритма и продуктивность запоминания // Физиология человека. 1996, Т. 22, N. 3, С. 11-17.
68. *Майорчик В.Е.* Изменения ЭЭГ в зависимости от локализации опухоли мозга. // Клиническая электроэнцефалография / Под ред. Русинова. В.С. – М., 1873, С. 106-146.
69. *Мешкова Т.А.* Исследование генетической детерминированности различных параметров электроэнцефалограммы покоя человека близнецовым методом. Автореф. Канд. дис. М., 1976.
70. *Мешкова Т.А.* Наследственная обусловленность некоторых параметров электроэнцефалограммы покоя человека // Проблемы генетической психофизиологии человека. М., 1978, С. 48-72.
71. *Небылицин В.Д., Мозговой В.Д.* Электрофизиологические корреляты умственной активности // Ж.ВНД. 1972, Т. 22, Вып. 5, С. 899-906.
72. *Онаини Т.Н., Коридзе М.Г., Абзианидзе Е.В.* Значение реверберации возбуждения в нервных сетях лимбической системы в регуляции обучения и краткосрочной памяти животных // В кн.: Современные проблемы деятельности и строения центральной нервной системы. Тбилиси, Мецниереба. 1972, N. 3 (16), С. 37-55.
73. *Павлова Л.П., Романенко А.Ф.* Системный подход к психофизиологическому исследованию мозга у человека. Л., "Наука". 1988, 209 с.
74. *Память и следовые процессы* // Под ред. Ливанова М. Пущино-на-Оке, 1970, 227 с.
75. *Память и следовые процессы* // Под ред. Ливанова М. Пущино-на-Оке, 1974, 347 с.
76. *Память и следовые процессы* // Под ред. Ливанова М. Пущино-на-Оке, 1979, 186 с.
77. *Подвигин И.Ф.* Динамические свойства нейронных структур зрительной системы. Л., 1979.

78. *Покровская З.А.* Изучение биоэлектрической активности мозга человека при стереотаксических операциях на больных ганглиях. Автореф. дисс. М., 1970.
79. *Русалов И.М.* Биологические основы индивидуально-психических различий. М., Наука. 1979.
80. *Сакомото Т., Саито М., Иксла К., Сухара К., Судзуки Х.* Измерение корреляционной функции электроэнцефалограммы // В сб.: Современная электроника в физиологии и медицине / Под ред. Костюка П.Г. Киев, 1967, С. 20-23.
81. *Сараджешвили П.М.* О функциональной значимости вторичных эпилептических очагов. // Ж. Невропатол. И психиатр. 1971, Т. 71, № 8, С. 1127-1132.
82. *Свидерская Н.Е., Королькова Т.А.* Пространственная организация электрических процессов мозга: проблемы и решения // Ж ВНД. 1997, Т. 47, N.5, С. 792-811
83. *Сентаготтаи Я., Арбиб М.* Концептуальные модели нервной системы. М., 1976.
84. *Сержантов В.Ф.* Принцип структурности и его значение в физиологии // Вопросы диалектического материализма и теоретической медицины. Л., 1962, С. 91-136.
85. *Симонов П.В.* Тета-ритм и механизм квантования извлекаемых из памяти энграмм // В сб.: Память и следовые процессы. Тез. Докл. IV Всесоюз. Конф. Пушино-на-Оке. 1979, С. 77.
86. *Сокал Р.Р.* Кластер-анализ и классификация: предпосылки и основные направления // Классификация и кластер. Ред. Дж. Вэн Зайзин. М. "Мир", 1980, 389 с.
87. *Сумский Л.И.* Функциональное значение вариантов паттернов ЭЭГ в остром периоде коматозного состояния // Физиол чел. 1982, Т. 8, N. 5, С. 832-839.
88. *Талызина Н.Ф., Кривцова С.В., Мухаматулина Е.А.* Природа индивидуальных различий: опыт исследования близнецовым методом. М., 1991, 191 с.
89. *Титов С.А.* Нейрохимические основы памяти // В кн.: Нейрохимия. Москва, изд. Института биомедицинской химии РАМН. 1996, С. 372-414.
90. *Трауготт Н.Н.* О механизмах нарушения памяти. Л. Наука. 1973.
91. *Тюрин Ю.Н., Макаров А.А.* Анализ данных на компьютере. Под ред. В.Э. Фигурнова. М. "Инфра-М", 1995, 384 с.
92. *Ухтомский А.А.* Очерк физиологии нервной системы // Собр. Соч. Т. 4. Л.: Изд-во Ленингр. ун-та, 1945, 221с.
93. *Ухтомский А.А.* Доминанта, М., Л., 1966, с. 191.
94. *Ухтомский А.А.* Избранные труды. Л. "Наука". 1978, 231 с.
95. *Федотчев А.И. и Бондарь А.Т.* Динамические и региональные особенности тонкой структуры ЭЭГ при произвольной деятельности // Журн. ВНД. 1992. Т. 42, Вып. 2. С. 277-287.
96. *Фингелькуриц Ан.А., Фингелькуриц Ал.А.* Микроструктурный анализ ЭЭГ деятельного мозга человека. Общая характеристика и особенности синхронизации "разладочного" процесса. Дипломная работа. Место хранения каф. ФЧЖ биологического ф-та МГУ. 1995. 202 с.
97. *Фингелькуриц Ан.А.* Пространственно-временная организация сегментной структуры ЭЭГ человека. Автореферат канд. дис. М. 1998, 29 с.

98. *Фоменко Л.Н.* Развитие внимания взрослых (18-35 лет): автореф. дис. канд. психол. наук. Л., 1972.
99. *Фу К.С.* Лингвистический подход к распознаванию образов // Классификация и кластер. Ред. Дж. Вэн Зайзин. М. "Мир", 1980, 389 с.
100. *Ильченко А.Е., Курки Л.П., Курки Н.Ф.* Возвратная динамика подвижности основных нервных процессов у человека // Вопр. Психол. 1966, N. 6.
101. *Шестова И.А., Фонсова Н.А.* лабильность фонового альфа-ритма человека при некоторых функциональных нагрузках // Биол. науки. 1989. № 3. С. 42-50.
102. *Шишкин С.Л.* Исследование синхронности моментов резких изменений альфа-активности ЭЭГ человека. Автореферат канд. дис. М. 1997. 30 с.
103. *Юдин Э.Г.* Системный подход и принцип деятельности: методические проблемы современной науки. М.: Наука, 1978, 392 с.
104. *Adrian E.D., Matthews B.H.* The Berger Rhythm: Potential changes from occipital lobes in man // Brain., 1934, V. 57, N2., p. 355-385.
105. *Adrian E.D., Yamaqiwa K.* The origin of the Berger rhythm. // Brain, 1935, V. 56, N. 3, P. 323-352.
106. *Anderer P., Saletu B., Kloppel B., Semlitsch H.V. and Werner H.* Discrimination between demented patients and normals based on topographic EEG slow wave activity: comparison between Z statistics, discriminant analysis and artificial neural network classifiers. // EEG and Clin. Neurophysiol. 1994, V. 91. P. 108-117.
107. *Arnolds D.E.A.T., Lopes da Silva F.H., Aitink J.W., Kamp A. and Boeijinga.* The spectral properties of hippocampal EEG related to behaviour in brain. // EEG and Clin. Neurophysiol., 1980, N. 50, P. 324-328.
108. *Barlow J.S., Creutzfeldt o.d., Michael D., Houchin J., Epelbaurn H.* Automatic adaptive segmentation of clinical EEG // EEG and Clin Neurophysiol., 1981, V. 51, N. 5, P. 512-525.
109. *Barlow J.S.* Methods of analysis of nonstationary EEGs, with emphasis on segmentation techniques: a comparative review // J Clin. Neurophysiol. 1985, V.2, N.3, P. 267-304.
110. *Basar E. (ed).* Chaos in brain function. 1990, Springer. Berlin, Heidelberg, New York.
111. *Basar E.* Brain natural frequencies are causal factors for resonances and induced rhythms. In: Basar E., Bullock T.H. (eds) Induced rhythms in the brain. 1992. Birkhauser. Boston. Pp 425-467.
112. *Basar E.* Alpha oscillations in brain functioning: an integrative theory. // Int. J. Psychophysiol. 1997, V. 26. P. 5-29.
113. *Basar E. and Schurmann M.* Alpha rhythms in the brain: functional correlates // News Physiol. Sci. 1996, V. 11, P. 90-96.
114. *Bauer R.H.* Short-term memory. EEG alpha correlates and the effect of increased alpha // Behav. Biol. 1976, V. 17, N. 4, P. 425.
115. *Basar E., Schurmann M.* Functional correlates of alphas. Panel discussion of the conference "Alpha Processes in the Brain" // International J. Of Psychophys. 1997, V. 26, P. 455-474.
116. *Bender R., Schults B., Schults A., Pichlmayer I.* Identification of EEG patterns occurring in anesthesia by means of autoregressive parameters // Biomedizinische Technik. 1991, V. 36, Iss. 10, P. 236-240.
117. *Berger H.* Uber das Electroenzephalogramm des Menschen // Archiv fur Psychiatrie und nervenkrankheiten. 1929. N. 87. P. 527-550.

118. *Besser R., Kramer G., Hopf H.Ch.* Die Zeitliche Dynamik von EEG-Veränderungen in der Frühphase der Herpes simplex-Enzephalitis. //Z.EEG-EMG, 1990, b.21, s.243-246.
119. *Besser R., Stader D.* EEG-Veränderungen beim idiopathischen Parkinson-syndrom // EEG-Labor, 1991, b. 13, s. 58-68.
120. *Bishop C.M.* Neural networks for pattern recognition. Oxford University Press. 1995.
121. *Bodenstein G., Praetorius H.M.* Pattern recognition of the EEG by adaptive segmentation. Part I: Segmentation and feature, extraction // In.: Matejcek M. Schenk G.K., eds. Quantitative analysis of the EEG, Proceedings of the 20nd Symposium of the Study Group for EEG Methodology. Jongsur Vevey, Switzerland, May 1975. Konstanz: AEG-Telefunken, 1975, P. 449-59.
122. *Bodenstein G., Praetorius H.M.* Feature extraction from the electroencephalogram by adaptive segmentation. // Proc. IEEE. 1977, V. 65, P. 642-652.
123. *Bodenstein G., Schneider W., Malspurg C.V.* Computerized EEG pattern classification by adaptive segmentation and probability-density-function classification. Description of the method // Comput. Biol. Med. 1985, V. 15, N. 5, P. 297-313.
124. *Bourdillon P.Y.* // J. Roy. Soc. Med., 1979, Vol. 72, P. 154-162.
125. *Boyle O., Choi D.J., Conroy E.W.K., Turega G.* Learned classification of EEG power spectra using a neural network. // J.Physiol. 1991, V. 438. 345 P.
126. *Bramback R.A., Station R.D.* Beta activity as an electrical seizure phenomena. // EEG and Clin Neurophysiol. 1981, V. 52, N. 3, P. 128.
127. *Bullock T.H., McClune M.C., Achimowicz J.Z., et al. S.S.* Temporal fluctuations in coherence of brain waves // Proc. Natl. Acad. Sci. 1995, V. 92, P. 11568-11572
128. *Buzsaki G., Horvath Z., Urioste R., Hetke J. and Wise K.* High-frequency network oscillation in the hippocampus. // Science. 1992. N. 256, P. 1025-1027.
129. *Buzsaki G., Bragin A., Chrobak J.J., Nadasdy Z., Sik A., Hsu M. and Ylinen A.* Oscillatory and intermittent synchrony in the hippocampus: Relevance to memory trace formation. In G. Buzsaki, R. Llinas, W. Singer, A. Berthoz and Y. Christen (Eds.), Temporal coding in the brain (pp. 145-172), 1994, Berlin: Springer.
130. *Coben L.A., Danziger W. and Storandt M.* A longitudinal EEG study of mild senile dementia of Alzheimer type: Changes at 1 year and at 2.5 years // EEG and Clin. Neurophysiol. 1985, V. 61, P. 101-112.
131. *Creutzfeldt O.D., Bodenstein G. And Barlow J.S.* Computerized EEG pattern classification by adaptive segmentation and probability density function classification. Clinical evaluation // EEG and Clin Neurophysiol., 1985, N. 60, P. 373-393.
132. *Davis P.A.* The technique and evaluation of the EEG. // J. Neurophysiol. 1941, N. 1, P. 92-114.
133. *Deutch J.A.* The cholinergic synapse and the site of memory - scines // J. Lab. Clin. Med. 1971, V. 174, P. 788-794
134. *Dierks T., Perisic I., Frolich L., Ihl R. and Maurer K.* Topography of the Quantitative Electroencephalogram in Dementia of the Alzheimer Type: Relation to Severity of Dementia // Psych. Research: Neuroimaging. 1991, V. 40, P. 181-194.



135. *Dierks T., Jelic V., Julin P., Maurer K., Wahlund L.O., Almkvist O., Strik W.K. and Winblad B.* EEG-microstates in mild memory impairment and Alzheimer's disease: possible association with disturbed information processing. // *J/ Neural Transm.* 1997, N. 104, P. 483-495.
136. *Dujardin K., Bourriez J.L., Guieu J.D.* Event-related desynchronization (ERD) patterns during memory processes: effects of aging and task difficulty // *EEG and Clin Neurophysiol.* 1995, V. 96, P. 169-182.
137. *Dumermuth H.G., Molinari L.* Spectral analysis of the EEG. Some fundamentals revisited and some open problems // *Neuropsychobiology*, 1987, V. 17, P. 85-99
138. *Earle J.B.B.* Task difficulty and EEG alpha asymmetry: an amplitude and frequency analysis // *Neuropsychobiology.* 1988. N. 20. P. 96-112.
139. *Ectors L.* Analyse des correlations entre la circulation cerebrale et les frequences du rythme de base a l' EEG. /*Acta neurol. belg.*, 1969, V. 69, P. 932-945.
140. *Elul R.* The genesis of the EEG // *Intern. Rev. Neurobiol.* 1972, V. 15, N. 2, P. 227-272.
141. *Eysenk H.T.* A model for personality. Berlin, Springer. Verlag. 1981, 287 p.
142. *Faure Y., C.R.* Soc. Biol., 1953, 147, 1077
143. *Fell J., Roschke J., Mann K., Schaffner C.* Discrimination of sleep: a comparison between spectral and nonlinear EEG measures // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1996, May, V. 98, N. 5, P. 401-10.
144. *Ferber G.* Treatment of Some Nonstationarities in the EEG // *Neurophysiology.* 1987, V. 17, P. 100-104.
145. *Fernandez T., Harmony T., Rodrigues M., Bernal J., Silva J., Reyes A. and Marozi E.* EEG activation patterns during the performance of tasks involving different components of mental calculation // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1995. V.94, N. 3. P. 175-182.
146. *Fung P.C., Tucker R.P.* Alpha-rhythm and alpha-like activity in coma. *Clin. Electroenceph.* 1984, V. 15, No 3, P. 167-172.
147. *Gallhofer B., Malle B., Korner E., Wieselmann G., Kunz S.* EEG mapping in schizophrenia and depression - a multivariate approach. (Article in German) // *Fortschr Neurol Psychiatr.* 1991, Nov., V. 59, N. 11, P. 447-452.
148. *Geets W., Louett N.* L'EEG precoce dans 300 commotions cerebrales. /*Rev. electroenceph. et neuropysiol. clin.* 1985, V. 14, No 4, P. 333-338.
149. *Gevins A.S., Zeitlin G.M., Doyle J.C., et al.* Electroencephalogram correlates of higher cortical functions // *Science.* 1979, V. 203, P. 665-667.
150. *Gevins A.S., Zeitlin G.M., Yinglin C.D., Doyle J.C., et al.* EEG patterns during "cognitive" tasks. I. Methodology and analysis of complex behaviors // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1979a, Dec., V. 47, N. 6, P. 693-703.
151. *Gevins A.S.* Statistical pattern recognition. In *Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetical Signals*, volume 1 of *Handbook of Electroencephalography and Clinical Neurophysiology*, Elsevier, 1987, P. 541-582.
152. *Gevins A.S. and Cutillo B.* Spatiotemporal dynamics of component processes in human working memory // *EEG and Clin Neurophys.* 1993, V. 87, P. 128-143
153. *Gevins A.* Hans Berger was right: what I have learned about thinking from EEG in the past twenty years // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1997, V. 103, № 1. P. 5.
154. *Giese D.A., Bourne J.R., Ward J.W.* Syntactic analysis of the electroencephalogram // *IEEE Trans.*, 1979, V/ SWC-9, P. 425-435.

155. *Glaria A.R., Murray A.* Comparison of EEG monitoring techniques: an evaluation during cardiac surgery. // *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1985, N. 61, P. 323-330.
156. *Gloor P.* Berger lecture. Is Berger's dream coming true? 1994, *EEG and Clin. Neurophysiol.* V. 90. C. 253-266.
157. *Gole A., Jones P.M., Smallbone A.* Short-term memory and the EEG // *Nature.* 1974, V. 248, N. 5447, P. 439.
158. *Grusser O.J., Kroller J., Pellnitz K., Querfurth H.* Noise and signal processing by receptors and neurons // *Biokybernetik.* Jena, 1975, Bd 5, S. 19-34.
159. *Hadley J.M.* Some relationship between electrical signs of central and peripheral activity during "mental work" // *J. of Experimental Psychology.* 1941, N. 28, P. 53-62.
160. *Harmony T., Fernandez T., Silva J., Bernal J., et al.* EEG delta activity: an indicator of attention to internal processing during performance of mental tasks // *Int. J. Psychophysiol.* 1996, Nov., V. 24, N. 1-2, P. 161-71
161. *Hernandez J.L., Biscay R., Jimenez J.C., et al.* Measuring the dissimilarity between EEG recordings through a nonlinear dynamical system approach // *Int. J. Biomed. Comput.* 1995, Feb., V. 38, N. 2, P. 121-9.
162. *Hernandez J.L., Valdes J.L., Biscay R., et al.* EEG predictability: adequacy of non-linear forecasting methods // *Int. J. Biomed. Comput.* 1995a, Mar., V. 38, N. 3, P. 197-206.
163. *Herrmann W.M.* Development and critical evaluation of an objective procedure for the electroencephalographic classification of psychotropic drugs. Gustav Fisher, Stuttgart N.Y. // *EEG in Drug Research* Ed. W.M.Herrmann. 1982, P. 249-351.
164. *Herrmann W.M.* (ed.) *Electroencephalography in drug research* -Fisher: Stuttgart, 1982a
165. *Hilfiker P., Egli M.* Detection and evolution of rhythmic components in ictal EEG using short segment spectra and discriminant analysis // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1992, Apr., V. 82, N. 4, P. 255-65.
166. *Hofmann W.G., Spreng M.P.* Unsupervised classification of EEG from subdural seizure recordings. // *Brain. Topogr.* 1997; V.10, N.2, P. 121-132
167. *Hohl-Abrahamo J.C. and Creutzfeldt O.D.* Topographical mapping of the thalamocortical projections in rodents and comparison with that in primates // *Exp. Brain Res.*, N. 87, P. 283-294.
168. *Hooshmand H., Morganroth R., Corredor C.* Significance of focal and lateralized beta activity in the EEG. // *Clin. Electroencephalog.* 1980, V. 11, N. 3, P. 140-144.
169. *Inouye T., Shinosaki K., Yagasaki A., Shimizu A.* Spatial distribution of generators of alpha activity. // *Electroenceph Clin Neurophysiol.* 1986, N. 63, P. 353-360
170. *Itil M.T., Itil K.Z.* Memory, drugs and dynamic brain mapping of computerized EEG // *Current problems in senile dementia.* N.Y. (Itil M.T. ed.) 1986. P. 311-331.
171. *Iznak A.F. et al.* EEG mapping in dementia of the Alzheimer type. 1992. // *Dementia.* V. 3, N. 1, P. 44-46.
172. *Jansen B.H., Hasman A., Lenten R. and Visser S.L.* A study of inter and intra individual variability of the EEG of 16 normal subjects by means of segmentation // *Int congr series.* N. 526 *EEG and Clin. Neuroph. Proc. of the*

- 2nd Erop Congr of EEG and Clin Neuroph Ed. H. 1979, Lechner, Aranibar A. P. 617-627.
173. *Jansen B.J., Bourne J.R., Ward J.W.* Feature extraction methods for syntactic EEG analysis // In: IEEE Front. Eng. Health Care. IEEE Eng. Med. And Biol. Soc. 2<sup>nd</sup> Annu. Conf. Washington D.C., Sept. 28-30, 1980. New York, 1980, P. 231-234.
  174. *Jansen B.J., Hasman A. and Lenten R.* Piece-wise analysis of EEG using AR-modeling and clustering. // Comput. Biomed. Res. 1981, V. 14, P. 168-178.
  175. *Jansen B.H., Wei-Kang Cheng.* Structural EEG analysis: an explorative study // Int J biomed comput. 1988, V. 23, P. 221-237.
  176. *Jansen B.H.* Quantitative analysis of the electroencephalograms is there chaos in the future. // Int J Biomed Comput. 1991, V. 27, P. 95-123.
  177. *John E.R., Ahn H., Pritchep L., et al.* Developmental equations for the electroencephalogram /Science. 1980, V. 210, N. 4475, P. 1255-1258.
  178. *Joutsensalo J.* Nonlinear data compression and representation by combining self-organizing map and subspace rule. In Proc. ICNN'94, Int. Conf. On Neural Networks. 1994, P. 637-640.
  179. *Joutsensalo J. And Miettinen.* Self-organizing operator map for nonlinear dimension reduction. In 1995 IEEE Int. conf. On Neural Networks proc., 1995.
  180. *Joutsiniemi S.L., Kaski S., Larsen T.A.* Self-organizing map in recognition of topographic patterns of EEG spectra // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1995, Nov., V. 42, N. 11, P. 1062-8
  181. *Jung T.P., Makeing S., Stensmo M., Sejnowski T.J.* Estimating alertness from the EEG power spectrum // IEEE Trans. Biomed. Eng. 1997, V. 44, N. 1, P. 60-69
  182. *Kaplan A.Ya., Kochetova A.G., Nezavibathko V.N., Rjasina T.V. and Ashmarin I.P.* Synthetic ACTH analogue SEMAX displays nootropic-like activity in humans // Neuroscience Res Communications. 1996, V. 19, N. 2, P. 115-123.
  183. *Kaplan A.Y., Fingelkurts Al. A., Fingelkurts An. A., Ivasko R.M., Darkhovsky B. S.* Topological mapping of sharp reorganization synchrony in multichannel EEG. // Am. J of Electroneurodiagnostic Technol. (Am J END). 1997, V. 37, P. 265-275.
  184. *Kawabata N.* Nonstationary power spectrum analysis of the photic alpha blocking // Kybernetik. 1972, N. 12, P. 40-44.
  185. *Klimesch W., Schimke H. and Ladurner G.* Die Suchzeit für episodische und semantische Information. Sprache Kognition. 1988, N. 7, P. 129-143.
  186. *Klimesch W., Pfurtscheller G., Mohl W. and Schimke H.* Event-related desynchronization, ERD-mapping and hemispheric differences for words and numbers // Int. J. of Psychophysiology. 1990, V. 8, P. 279-308.
  187. *Klimesch W., Schimke H., Ladurner G. and Pfurtscheller G.* Alpha frequency and memory performance. // J. Psychophysiol. 1990a, N. 4, P. 381-390.
  188. *Klimesch W., Pfurtscheller G. and Schimke H.* Pre- and post-stimulus processes in category judgment tasks as measured by event-related desynchronization (ERD). //Journal of Psychophysiology. 1992, N. 6, P. 186-203.
  189. *Klimesch W., Schimke H. and Pfurtscheller G.* Alpha frequency, cognitive load and memory performance // Brain Topography 1993. V. 5. N. 3. P. 1-11.
  190. *Klimesch W., Pfurtscheller G. and Schimke H.* ERD- Attentional and cognitive processes in the upper and lower alpha band. // EEG and Clin Neurophysiol. 1993a, N.2, P. 133.
  191. *Klimesch W., Schimke H., Pfurtschellere G.* Alpha frequency, cognitive load and memory performance // Brain Topography. 1993b, V. 5, P. 1-11.

192. *Klimesch W.* The structure of long-term memory: a connectivity model of semantic processing // Lawrence Erlbaum, Hillsdale, N.J. 1994.
193. *Klimesch W., Schimke H. and Schwaiger J.* Episodic and semantic memory: an analysis in the theta and alpha band // EEG and Clin. Neurophysiol. 1994, V. 91, P. 428-441.
194. *Klimesch W.* Memory processes described as brain oscillations in the EEG-alpha and theta band. // *Psycoloquy* [On-line serial], 1995, 95.6. SS.memory-brain.l.klimesch.
195. *Klimesch W.* Memory processes, brain oscillations and EEG synchronization. // *International Journal of Psychophysiol.* 1996, N. 24, P. 61-100.
196. *Klimesch W., Schimke H., Schwaiger J., Doppelmayr M., Ripper B. and Pfurtscheller G.* Event-related desynchronization (ERD) and the Dm-effect: Does alpha desynchronization during encoding predict later recall performance? // *Int. J. Psychophysiol.* 1996, N. 24, P. 47-60.
197. *Klimesch W., Doppelmayr M., Russegger H., and Pachinger T.* Theta band power in the human scalp EEG and the encoding of new information // *NeuroReport.* 1996a, V. 7, N. 7, P. 1235-1240.
198. *Klimesch W.* EEG-alpha rhythms and memory processes // *Int. J. of Psychophysiol.* 1997. N. 26, P. 319-340.
199. *Klimesch W., Doppelmayr M., Schimke H. and Ripper B.* Theta synchronization and alpha desynchronization in a memory task. // *Psychophysiology.* 1997, V. 34. P. 169-176.
200. *Knott J.R.* Brain potentials during silent and oral reading // *J. of General Psychology.* 1938, N. 18, P. 57-62.
201. *Kinoshita T., Strik W.K., Michel C.M., et al.* Microstate segmentation of spontaneous multichannel EEG map series under diazepam and sulphuride // *Pharmacopsychiatry,* 1995, V.28, P. 51-55
202. *Koenig T., Lehmann D.* Microstates in Language-related brain potential maps show noun-verb differences // *Brain and Language,* 1996, V. 53, P. 169-182
203. *Koerpruner V., Pfurtscheller G. and Auer L.M.* Quantitative EEG in normals and in patients with cerebral ischemia // In G. Pfurtscheller, F. Lopes da Silva and J. Jonkman (Eds.), *Brain ischemia, quantitative EEG and imaging techniques* (Progress in Brain Research, Amsterdam: Elsevier. 1984, V. 62, P. 29-50).
204. *Koch H.L.* *Twins and twin relations.* Chicago, London, 1966.
205. *Krajca V., Petranek S., Patakova I., Varri A.* Automatic identification of significant graphoelements in multichannel EEG recordings by adaptive segmentation and fuzzy clustering // *Int. J. Of Biomedical Computing.* 1991, V. 28, Iss. 1-2, P. 71-89.
206. *Krause C., Lang H., Laine M., Porn B.* Cortical processing of vowels and tones as measured by event-related desynchronization // *Brain Topography.* 1995, V. 8, P. 47-56.
207. *Lazarev V.V.* Informative value of various approaches to EEG mapping in the investigation of human mental activity. // *Human Physiology.* 1992, V. 18, N. 6 (a translation of *Fiziol. Cheloveka*). Plenum, New York, P. 49-57.
208. *Lazarev V.V.* On the intercorrelation of some frequency and amplitude parameters of the human EEG and its functional significance. Communication I: Multidimensional neurodynamic organization of functional states of the brain during intellectual, perceptive and motor activity in normal subjects. // *Int. J. of Psychophysiol.* 1998, N. 28, P. 77-98.

209. *Lebedev A.N.* Cyclical neural codes of human memory and some quantitative regularities in experimental psychology // *Psychophysical Explorations of Mental Structures* /Ed. Geissler H.-G. Gottingen: Hogrefe. 1990, P. 303.
210. *Legewise H., Simonova O., Creutzfeld O.D.* EEG changes during performance of various tasks under open and close-eyed conditions. // *EEG Clin Neurophysiol.* 1969, N. 27, P. 470-479.
211. *Lehmann D.* Multichannel topography of human alpha EEG fields. // *EEG Clin Neurophysiol.* 1971, N. 31, P. 439-449.
212. *Lehmann D.* Fluctuation of functional state: EEG pattern and perceptual and cognitive strategies // *Functional states of the brain: their determinants* /M/Koukkou et al. (Eds.). - Elsevier: Amsterdam. 1980, P. 189-202.
213. *Lehmann D.* Principles of spatial analysis: Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signals. // Chapter 12 *EEG Handbook* (revised series. Vol.1). A.S.Gevins, A.Remmond (Eds.) 1987 Elsevier Science Publishers B.V. (Biomedical Division), P. 309-354
214. *Lehmann D., Koukkou M.* Classes of spontaneous private experiences, and ongoing human EEG activity // *Rhythmic EEG activities and cortical functioning* /G.Pfurtscheller et al. (Eds.). Amsterdam: Elsevier. 1980, P. 289-297.
215. *Lehman D., Ozaki H. and Pol I.* EEG alpha maps series: brain microstates by space-oriented adaptive segmentation // *EEG Clin. Neurophysiol.*, 1987, N. 67, P. 271-288.
216. *Lehmann D., Wackermann J., Michel M. et al.* Space-oriented EEG segmentation reveals changes in brain electric field maps under the influence of a nootropic drug // *Psychiatry Res.* 1993, V.50, P.275-282.
217. *Lehmann D., Grass P., Meier B.* Spontaneous conscious covert cognition states and brain electric spectral states in canonical correlation // *Intern. J. of Psychophysiology.* 1995, V.19, N.1, P. 41-52
218. *Lehmann D., Koenig T.* Segmentation into microstates and frequency-domain source modelling of momentary field map series show reflections of mentation modes // *Int. J. Psychophysiol.* 1997, N. 26, P. 99-112.
219. *Lindsley D.B.* The reticular activation system and perceptual integration // *Electrical Stimulation of the Brain* /Ed. D.E. Sheer. Austin: Univ. Texas Press, 1961. P. 331.
220. *Lisman J.E. and Idiart M.A.T.* Storage of  $7 + - 2$  short-term memories in oscillatory subcycles. // *Science.* 1995, N. 267, P. 1512-1515.
221. *Lopes da Silva F.N., van Lierop T.H., T., Shrijer C.F. et al.* Essential differences between alpha rhythms and barbiturate spindles: spectra and thalamo-cortical coherences // *EEG and Clin Neurophysiol.* 1973, V. 35, N. 6, P. 641-649.
222. *Lopes da Silva F.H., Dijk A., Smits H.* Detection of non-stationarities in EEGs using the autoregressive model - an application to the EEG of epileptics. In: Dolce G, Kunkel H., eds. *CEAN - computerized EEG analysis* Stuttgart: Fischer. 1975; 180-99.
223. *Lopes da Silva F.H., Duquesnoy A., Van Hulsten K., Lommen J.G.* Analysis of nonstationary electroencephalograms // *Quantitative analysis of the EEG* / Ed. M. Metejeek, G.K. Schenk. Basel. 1975a, P. 421-433.
224. *Lopes da Silva F.H. and Storm van Leeuwen W.* The cortical alpha rhythm in dog; the depth and surface profile of phase. // In: M.A.B. Brazier and Petsche (Eds.), *Architectonics of the Cerebral Cortex*, Raven Press, New York. 1978, P. 319-333.

225. *Lopes da Silva F.H., Vos J.E., Mooibroek J and Van Rotterdam A.* Partial coherence analysis of thalamic and cortical alpha rhythms in dog - a contribution towards a general model of the cortical organization of rhythmic activity. // In: G. Pfurtscheller et al. (Eds.), *Rhythmic EEG Activities and Cortical Functioning*. Elsevier, Amsterdam. 1980a, P. 33-59.
226. *Lopes da Silva F.H., Vos J.E., Mooibroek J and Van Rotterdam A.* Relative contributions of intracortical and thalamo-cortical processes in the generation of alpha rhythms, revealed by partial coherence analysis // *EEG. Clin. Neurophysiol.* 1980b, N. 50, P. 449-456.
227. *Lopes da Silva F.H.* Computer-assisted EEGdiagnosis: pattern-recognition techniques. In *Electroencephalography: 1 Basic Principles, clinical applications and related fields*. Urban & Schwarzenberg. 1987, P. 900-919.
228. *Lopes da Silver F.N., Mars N.J.L.* Parametric methods in EEG Analysis // In *Methods of Analysis of Brain Electrical and Magnetic Signal EEG*. 1987
229. *Lopes da Silver F.N., Witter M.P., Boeijinga P.H. and Lohman A.H.M.* Anatomic organization and physiology of the limbic cortex // *Physiol. Rev.* 1990, N. 70, P. 453-511.
230. *Lopes da Silva F.N.* The rhythmic slow activity (theta) of the limbic cortex: An oscillation in search of a function. // In E. Baser and T.H. Bullock (Eds.), *Induced rhythms in the brain* (pp. 83-102). 1992, Boston: Birkhauser.
231. *Lorig T.S.* EEG and task performance: a comparison of three analytic techniques // *Physiol. Psychol.* 1986, N. 14, P. 130-132.
232. *Lorig T.S., Schwartz G.E.* Factor analysis of the EEG indicates inconsistencies in traditional frequency bands // *J.Psychophysiol.* 1989, V. 3, P. 369- 374.
233. *Lorig T.S.* EEG and ERP studies of low-leveled odor exposure in normal subjects. // *Toxicol Ind. Health.* 1994, V. 10, N. 4-5, P. 579-586.
234. *Lutzenberger W.* EEG alpha dynamics as viewed from EEG dimension dynamics // *Int J of Psychophys.* 1997, V. 26, P. 273-283
235. *Lykken D.T., Tellegen A., Thorkenson K.* Genetic determination of EEG frequency spectra // *Biol. Psychol.* 1974, N. 1, P. 245-259.
236. *Lykken D.T., Tellegen A., Iacona W.G.* EEG spectra in twins: Evidence for a neglected mechanism of genetic determination // *Physiol. Psychol.* 1982, V. 10, N. 1, P. 6-65.
237. *Manmaru S., Matsuura M.* Quantification of benzodiazepine-induced topographic EEG changes by a computerized wave form recognition method: application of a principal component analysis // *EEG & Clin Neurophysiol.* 1989, V. 72, P. 126-132
238. *Masic N, Pfurtscheller G.* Neural network based classification of single-trial EEG data. // *Artif. Intell. Med.* 1993, Dec; V. 5, N. 6, P. 503-513.
239. *Matousek M., Wackermann J., Palus P.* Global dimensional complexity of the EEG in healthy volunteers. // *Neuropsychobiology.* 1995, V. 31, N.1, P. 47-52
240. *Matthies H.* Learning and memory, adv. In *pharmacology and therapy // Neuropsychopharmacology.* - Ed.c. Dumont, Oxford Univ. Press. 1978, V. 5, P. 117- 135.
241. *Mauser H.W., Van Huffelen A.C., Tulleken C.A.F.* The EEG in the diagnosis of subdural empyema // *EEG. and Clin. Neurophysiol.* 1986, V. 64, P. 511-516.
242. *McEven J.A. and Anderson G.B.* Modeling the stationarity and gaussianity of spontaneous electroencephalographic activity // *IEEE Trans. on Biomed. Engineering - BME-22.* 1975, N. 5, P. 361-369.

243. *Mecklinger A., Kramer A.F., Strayer D.L.* Event related potentials and EEG components in a semantic memory search task // *Psychophysiology*. 1992, V. 29, P. 104-119.
244. *Mehrabian A.* Educational and psychological measurement. 1969, V. 29.
245. *Merrin E.L.* Scizophrenia and brain asymmetry. An evaluation of evidence for dominant lob dysfunction. // *J of Nervous and Mental Disease*. 1990, V. 169, N.7, P. 405-416
246. *Miller R.* Cortico-Hippocampal Interplay and the Representation of Contexts in the Brain. 1991. Berlin: Springer.
247. *Mishkin M., Appenzeller T.* The anatomy of memory // *Scient. Am.* 1987, P. 62-71.
248. *Mizuki Y., Kajimura N., Kai S., Sato T.* Differential response to mental stress in high and low anxious normal humans assessed by frontal midline thete activity // *Int J. Psychophysiol.* 1992, V. 12, P. 169-178.
249. *Mucciardi A.N.* New computational techniques in the evaluation of drug - induced EEG changes // In: T.M.Itil (Ed.), *Psychotropic drugs and the human EEG*. Mod.Probl. Pharmacopsychiat., Karger, Basel. 1974, V.8, P. 350-377.
250. *Mulcoholland T., Goodman D.* Hypotesis of background EEG // *Rhythmic EEG activities and cortical functioning*. Amsterdam ect.: Elsevier. 1980, P. 277-286.
251. *Neufeld M.Y., Aitkin I., and Korczyn A.D.* EEG frequency analysis in demented and nondemented parkinsonian patients // *Dementia*. 1994, V.S. P. 23-28.
252. *Niestroj E., spieweg I., Hermann W.M.* On the dimentionality of sleep EEG data // *Neurophychobiology*. 1995, V. 31, P. 166-172
253. *Nunez P.L.* Electric fields of the brain: the neurophysics of EEG. // Oxford U. Press N.Y. 1981.
254. *Nunez P.L., Katznelson R.D.* Electric fields of the brain. Oxford University Press, New York. 1981, pp 214-280.
255. *Nunez P.L.* Neocortical dynamics and human EEG rhythms. New York Oxford, 1995
256. *Osaka M.* Peak frequency of alpha activity shifts during mental tasks: Hemispheric differences // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1981, N. 52, P. 53.
257. *Osaka M.* Peak alpha frequency of EEG during a mental task: Task difficulty and hemispheric diferences // *Psychophysiology*. 1984, V. 24, N. 1, P. 101-105.
258. *Pascual-Marqui R.O., Michel C.M., Lehman D.* Segmentation of brain electrical activity into microstates: model estimation and validation // *IEEE Trans. Biomed. Eng.* 1995, Jul., V. 42, N. 7, P. 658-665.
259. *Pawelzik K., Kohlmorgen J., Miller K.R.* Aunealed computation of experts for a segmantation and classification of switching dynamics // *Neural Computation*. 1996, N. 8, P. 340-356
260. *Pfurtscheller G., Maresch H., and Schuy S.* Inter- and intrahemispheric differences in the peak frequency of rhythmic activity within the alpha band // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1977, N. 42, P. 77-83.
261. *Pfurtscheller G.*  $\mu$ -Rhytmen: Ursprung, Reaktivitat, Ableitung und klinische Bedeutung. EEG-Labor.-1986, Bd. 8, H. 2., s. 46-57.
262. *Pfurtscheller G. and Klimesch W.* Event-related desynchronization during motor behavior and visual information processing // In C.H.M. Brunia, G. Mulder and M.N. Verbaten (Eds.), *Event-related brain research*, Amsterdam: Elsevier, 1991: 58-65.
263. *Pfurtscheller G., Pregenzer M. and Neuper C.* Visualisation of sensomotor areas involved in preparation for hand movement based on classification of "u" and

- central "b" rhythms in single EEG trials in man. // *Neuroscience Letters*. 1994, V.181, P. 43-46.
264. *Pfurtscheller G, Neuper C, Andrew C, Edlinger G*. Foot and hand area mu rhythms. // *Int J Psychophysiol*, 1997, V.26 (1-3), P. 121-135
  265. *Pigeau R.A. and Frame A.M.* Steady-state visual evoked responses in high and low alpha subjects // *EEG and Clin. Neurophysiol*. 1992, V. 84, P. 101-109.
  266. *Polich J., Squire L.R.* P300 from amnesic patients with bilateral hippocampal lesions // *EEG and Clin Neurophysiol*. 1993, V. 86, P. 408-417.
  267. *Portin K., Kajola M., Salmelin R.* Neural net identification of thumb movement using spectral characteristics of magnetic cortical rhythms // *EEG and Clin. Neurophysiol*. 1996, V. 98, P. 273-280.
  268. *Posner M.I.* Attention as a Cognitive and Neural System // *Current directions in psychological science*. 1992, V. 1, N. 1, P. 11-14.
  269. *Posner M.I., Raichle M.E.* Images of mind. New York, 1994
  270. *Pourmand R.* The significance of amplitude asymmetry in clinical electroencephalography // *Clin electroencephalogr*. 1994, V. 25, P. 76-80.
  271. *Pregenzer M., Pfurtscheller G. and Flotzinger D.* Automated feature selection with a distinction sensitive learning vector quantizer. // *Neurocomputing*. 1996, V. 11, P. 19-29.
  272. *Pritchard W.S. and Duke D.W.* Segregation of the thalamic alpha rhythm from cortical alpha activity using the Savit-Green S statistic and estimated correlation dimension. // *Int. J. Psychophysiol*. 1997, N. 26, P. 259-267.
  273. *Rappelsberger P., Lacroix D., Petche H.* Amplitude and coherence mapping: its application in psycho- and patho-psychological studies // *Rother M., Zwiener U.* (eds): *Quantitative EEG analysis: clinical utility and new methods*. Jena, Universitätsverlag. 1993, P. 179-186.
  274. *Ray W.J., Cole H.W.* EEG alpha activity reflects attentional demands and beta activity reflects emotional and cognitive processes // *Science*. 1985, V. 228, P. 750-752.
  275. *Rechtschaffen A. and Kales A.A.* A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. US Public Health Service, NIH Publication. N. 204. US Government printing office, Washington, DC. 1968, 51 p.
  276. *Riquelme L.A., Zanuto M.G. and Lombardo R.J.* Classification of quantitative EEG data by an artificial neural network: a preliminary study. // *Neuropsychobiology*. 1996, V. 33, P. 106-112.
  277. *Roschke J., Basar E.* Correlation dimensions in various parts of cat and human brain in different states // In: *Basar E., Bullock T.H.* (eds) *Brain dynamics. Progress and perspectives*. Springer, Berlin, Heidelberg, New York, 1989, pp 131-148.
  278. *Roschke J., Fell J. And Mann K.* Nonlinear dynamics of alpha and theta rhythm: correlation dimension and Lyapunov exponents from healthy subject's spontaneous EEG // *Int. J. Psychophysiol*. 1997, N. 26, P.247-257.
  279. *Rugg M.D. and Dickens A.M.D.* Dissociation of alpha and theta activity as a function of verbal and visuospatial tasks // *EEG and Clin Neuroph*. 1982, V. 53, P. 201-207.
  280. *Saito M.* The significance and the contribution of EEG and other biopotential analysis in clinical psychiatry. Recent adv. EEG and EMG data process. Proc. int. conf., Kanazava, sept. 10-12, 1981, Amsterdam e.a., 1981, P. 279-286.



281. *Saletu B., Grunberger J.* Memory dysfunction and vigilance: neurophysiological and psychopharmacological aspects // *Annals of the New York Academy of Sciences.* 1985, V. 444, P. 406-427.
282. *Saltzberg B., Burton W.D., Barlow J.S., Burch N.R.* Moments of the power spectral density estimated from samples of the autocorrelation function // *EEG and Clin Neurophysiol.* 1985, N. 61, P. 89-93.
283. *Sanderson A.C., Segen J., Richey E.* Hierarchical modelling of EEG signals // *IEEE Trans.* 1980, V. PAMI-2, N. 5, P. 405-415.
284. *Sanio K., Stenberg D., Keskimaki I.* Visual and spectral EEG analysis in evaluation of outcome of patients with ischemic brain infarction // *EEG and Clin Neurophysiol.* 1983, V. 56, N. 2, P. 117-124.
285. *Schneider W. and Shiffrin R.M.* Controlled and automatic human information processing: I. Detection, search and attention. // *Psychol. Rev.* 1977, N. 84, P. 1-66.
286. *Schober F., Schellenberg R. and Dimpfel W.* Reflection of mental exercise in the dynamic quantitative topographical EEG // *Pharmacoelectroencephalography.* 1995, V. 31, P. 98-112.
287. *Schwarz-Ottersbach E., Goldberg L.* Activation levels, EEG, and behavioral responses. // *Int J Psychophysiol.* 1986, V. 4, P. 7-17
288. *Skinner J.E., Fulton K.W., Mood T.A.* The assumption of stationarity in a dynamical system. // *Psychophysiology.* 1988, V. 25, N. 4, P. 419
289. *Sneath P.H.A., Sokal R.R.* Numerical taxonomy. W.H. Freeman, San Francisco. 1973, 573 pp.
290. *Spielberger C.* Anxiety: current trends in the theory and research. N.Y. Academic Press. 1972, 474 p.
291. *Steriade M., Gloor P., Llinas R.R., Lopes da Silva F.H. and Mesulam M.M.* Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities. // *EEG and Clin Neuroph.* 1990, V. 76, P. 481-508.
292. *Steriade M., Jones E. and Llinas R.* Thalamic oscillations and signaling. New York: John Wiley. 1990a.
293. *Steriade M.* Sleep oscillations in corticothalamic neuronal networks and their development into self-sustained paroxysmal activity. // *Rom. J. Neurol. psychiat.* 1993, V. 31, P. 151-161.
294. *Stevens A, Lutzenberger W, Bartels D.M. et al.* Increased duration and altered topography of EEG microstates during cognitive tasks in chronic schizophrenia. // *Psychiatry Res,* 1997, V. 66, N. 1, P. 45-57.
295. *Strackee J.* The location of EEG deoartments in the vicinity of large transformess; Allowable magnetic field strangth in EEG // *EEG and Clin. Neurophysiol.* 1958, V. 10, N. 4, P. 741-742.
296. *Strik W.K., Dierks T. Becker T., Lehmann D.* Lager topographical variance and decreased duration of brain electric microstates in depression // *J. of Neural Transmission: General Section.* 1995, V.99, N.1-3, P. 213-222
297. *Strik W.K., Chiaramonti R., Muscas G.C. et al.* Decreased EEG microstate duration and anteriorisation of the brain electrical fields in mild and moderate dementia of the Alzheimer type // *Psychiatry Res.* 1997, V. 75, N. 3, P. 183-191
298. *Strube H.W.* Spectral moments from the ACF or directly from the signal // *Signal Processing.* 1985. In press.
299. *Thomsen C.E., Rosenfalck A., Christensen K.N.* Assessment of anesthetic depth by clustering analysis and autoregressive modeling of electroencephalograms //

- Computer methods and programs in biomedicine. 1991, V. 34, Iss. 2-3, P. 125-138.
300. *Thorne R.E., Shweddyk e., Seshia S.S., Patric J.* Syntactic analysis of epileptic EEG // IEEE, Houston, Sept. 19-21, 1981, N.Y., 1981, P. 294-296.
  301. *Tucker D.M., Dawson S.L., Roth D.L., Penland J.G.* Regional changer in EEG power and coherence during cognition: intensive study two individuals // Behav. Neurosci. 1985, V. 99, N. 30, P. 564.
  302. *Tulving E.* Elements of episodic memory. Oxford: Clarendon press. 1983
  303. *Van der Rijt C.C., Schalm S. W., De Groot H.H.* Objective measurement of hepatic encephalopathy by means of automated EEG analysis // EEG and Clin Neurophysiol. 1984, V. 57, P. 423-426.
  304. *Vogel W., Browerman D.M., Klaiber E.Z.* EEG and mental abilitions // EEG and Clin. Neurophysiol. 1968, V. 24, N. 2, P. 166.
  305. *Walter O., Parmelee A.* Spectral variation. A supplemental parameter of EEG analysis // EEG and Clin. Neurophysiol. 1973, V. 34, N. 7, P. 751-762.
  306. *Wada M., Ogawa T., Sonoda H., Sato K .* Development of relative power contribution ratio of the EEG in normal children: a multivariate autoregressive modeling approach // EEG and Clin Neurophysiol .1996, V. 98, P. 69-75.
  307. *Wilson G.F. and Fisher F.* Cognitive task classification based upon topographic EEG data. // Biol. Psychol. 1995, V. 40, P. 239-250.
  308. *Yamadera H., Kato M., Ueno T., Tsukahara Y. and Okuma T.* Pharmaco-EEG Mapping of Diazepam Effects Using Different References and Absolute and Relative Power // Pharmacopsychiatry. 1993, V. 26, Iss. 6, P. 254-258.
  309. *Zazzo R.* Le Jummeax: Le Couple et la Personne. Paris, 1960.