

**ФИЗИОЛОГИЯ ВЫСШЕЙ НЕРВНОЙ (ПСИХИЧЕСКОЙ)
ДЕЯТЕЛЬНОСТИ ЧЕЛОВЕКА**

УДК 612.821:612.822.3:616.8

**ДИНАМИКА СЕГМЕНТНЫХ ХАРАКТЕРИСТИК
АЛЬФА-АКТИВНОСТИ ЭЭГ ЧЕЛОВЕКА В ПОКОЕ
И ПРИ КОГНИТИВНЫХ НАГРУЗКАХ**

© 2003 г. А. Я. Каплан, С. В. Борисов

Московский государственный университет им. М.В.Ломоносова, e-mail: kapl@human.bio.msu.ru

Поступила в редакцию 11.03.2002 г.

Принята в печать 14.03.2002 г.

Исследовали сегментную структуру альфа-активности ЭЭГ человека в покое, при выполнении арифметической задачи с моно- и бинауральным прослушиванием задания и при бинауральном прослушивании музыки. В качестве сегментных характеристик ЭЭГ вычисляли амплитуду, длительность, амплитудную вариативность и крутизну межсегментных переходов. Показано, что все эти характеристики чувствительны к когнитивным нагрузкам, но в разной степени в зависимости от канала регистрации ЭЭГ и от типа нагрузки. Наиболее выраженные изменения сегментных характеристик ЭЭГ относительно состояния покоя наблюдались у испытуемых на фоне выполнения арифметических операций при левостороннем прослушивании задания, наименьшие – при прослушивании музыки. *Ключевые слова:* ЭЭГ, стационарность, альфа-активность, нейронные ансамбли, когнитивные нагрузки.

Динамический анализ ЭЭГ-сигнала показывает, что большую его часть (до 80–95%) обычно можно представить как совокупность квазистационарных сегментов [1, 11, 16, 18]. Возможно, что в сегментной структурированности ЭЭГ отражается динамика ансамблевой организации корковой нейронной активности [2, 3]. Действительно, средняя амплитуда ЭЭГ в сегменте и его длительность могут отражать объем и “время жизни” нейронного ансамбля, амплитудная вариативность – устойчивость межнейронной синхронизации в рамках ансамбля, а крутизна межсегментных переходов – скорость формирования или распада соответствующих ансамблей.

Понятие нейронного ансамбля в настоящее время является едва ли не единственным “концептуальным мостом”, с помощью которого исследователи пытаются решить проблему появления интегративных или системных свойств мозга в рамках нейронной доктрины [24]. В динамике формирования и реорганизации локальных и распределенных нейронных пулов, по-видимому, действительно должны обнаруживаться первые признаки зарождения и эволюции интегративной деятельности мозга [23, 25]. Однако до настоящего времени остаются проблематичными попытки объективного наблюдения ансамблей нервных клеток методами микроэлектродной регистрации, хотя принципиальные механизмы сопряженной работы нервных клеток хорошо документированы именно этими методами [10, 12, 28 и др.]. В микроэлектродных исследованиях главным критерием принадлежности нейронов к одному и тому

же функциональному пулу является синхронность спайковой активности этих клеток [10, 24]. Наиболее эффективные корреляционные методы анализа [8, 21, 26] нейронной активности хотя и дают возможность с достаточной определенностью обнаруживать синхронно работающие пары-тройки нейронов, но, тем не менее, они не позволяют проявить динамическую картину работы нейронного ансамбля “в целом”, главным образом в силу катастрофической малочисленности анализируемой “на кончике микроэлектрода” выборки нейронов и относительной кратковременности их наблюдения.

На уровне суммарной нейронной активности (ЭЭГ, электрокортикограмма, магнитоэнцефалограмма), когда на одном макроэлектроде складываются электрические поля многих десятков и сотен тысяч нервных клеток, казалось бы, тоже трудно найти следы работы локальных функциональных ансамблей. Но есть один очень известный феномен в ЭЭГ, который как раз и является первым знаком образования транзиторного пула синхронно работающих нейронов: это появление четко оформленных ритмических комплексов. Формально эти пулы можно рассматривать как функциональные нейронные ансамбли, так как синхронная активность нейронов обычно наблюдается именно в форме осцилляторного поведения [13 и др.]. Таким образом, отслеживая на уровне многоканальной ЭЭГ появление и исчезновение ритмических комплексов, например эпизодов альфа-активности, исследователи получают возможность воочию наблюдать пространственно-временную

картину реорганизации локальных нейронных ансамблей [17, 22 и др.].

Ранее нами были рассмотрены методологические и методические аспекты сегментного анализа ЭЭГ, позволяющего автоматически выделять и количественно оценивать сегменты квазистационарной активности ЭЭГ [2, 3, 4, 18]. Появление автоматического сегментного анализа ЭЭГ открыло перспективу объективного исследования динамики ансамблевой организации корковых нейронов у человека на фоне регламентированной деятельности, например, в цикле сон–бодрствование [19]. В развитии этого направления исследований представляет интерес изучение сегментной динамики ЭЭГ, и в первую очередь ее альфа-ритмичного компонента, на фоне когнитивных нагрузок.

Задача настоящего исследования заключалась в том, чтобы оценить общие закономерности временной и топографической динамики сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ и выяснить, насколько эти характеристики зависят от особенностей когнитивных нагрузок. В качестве последних выбраны моно- и бинаурально предъявляемые арифметические задания и прослушивание музыки, как достаточно распространенные тесты на когнитивную деятельность.

МЕТОДИКА

В электроэнцефалографическом исследовании приняли участие 9 практически здоровых испытуемых – студентов МГУ (мужчины в возрасте от 18 до 33 лет). Критерием включения в обследование были: высокая мотивированность, а также хорошо выраженная альфа-ритмика ЭЭГ в затылочных отведениях. Каждый испытуемый подписывал информированное согласие на участие в научном исследовании.

Испытуемые комфортно размещались в боксе Фарадея. Для прослушивания музыки и арифметических заданий использовали наушники, соединенные со звуковой картой компьютера. ЭЭГ регистрировали в 16 стандартных отведениях по Джасперу (*O1, O2, P3, P4, T5, T6, C3, C4, Cz, T3, T4, F3, F4, Fz, F7, F8*) относительно объединенных ушных электродов в полосе пропускания усилителя от 1 до 30 Гц.

В качестве когнитивного теста была выбрана арифметическая нагрузка как сложное умственное действие, требующее интеграции механизмов восприятия, внимания и памяти. Известно, что депрессия альфа-активности при арифметических нагрузках практически не имеет топографической специфики [14]. Предполагалось, что на этом фоне возможные топографические особенности сегментных перестроек ЭЭГ в ответ на арифметическое задание проявятся наиболее четко. Предполагалось также проверить, насколько показатели

сегментного анализа ЭЭГ окажутся чувствительными к лево-и правостороннему предъявлению когнитивной нагрузки, вызывающим асимметричные эффекты согласно структурной модели восприятия [7].

Таким образом, тестировались пять функциональных состояний испытуемых при закрытых глазах: 1) спокойное бодрствование; 2) арифметический счет при бинауральном прослушивании задания; 3) арифметический счет при левостороннем прослушивании задания; 4) арифметический счет при правостороннем прослушивании задания; 5) бинауральное прослушивание музыки.

Стандартное арифметическое задание состояло в сложении диктуемых через наушники однозначных чисел. Последовательность этих чисел исходно была составлена случайным образом и записана на жестком диске компьютера в звуковых файлах, различающихся темпом подачи чисел (18–22 в 1 мин), который подбирали индивидуально по результатам предварительного тестирования испытуемых. Регистрацию ЭЭГ начинали примерно через 10–15 с после начала счета испытуемым и заканчивали за 15–20 с до окончания счета, чтобы исключить “краевые” эффекты.

При одностороннем предъявлении арифметической задачи в наушник противоположной стороны транслировалась легкая музыка, без выраженной ритмики. Громкость инструктивных заданий и музыки подбирали индивидуально до достижения комфортного уровня.

Запись, редактирование и первичную обработку ЭЭГ-сигнала осуществляли с помощью программной системы CONAN [6]. Для каждого состояния выполняли от 5 до 10 повторных записей ЭЭГ длительностью 64 с. После усиления ЭЭГ-сигнал оцифровывался посредством аналого-цифрового преобразователя с частотой выборки 128/с с разрешением 1 мкВ/бит.

В “счетных” сериях для последующего анализа отбирали только те записи ЭЭГ, на фоне которых задание выполнялось правильно. Сначала ЭЭГ тщательно редактировались экспертом с целью удаления мышечных и глазных артефактов. Последующую обработку и анализ ЭЭГ производили с помощью авторских технологий, реализованных в программной системе “SECTION”. Основным акцентом в математической обработке делался на анализе сегментной организации последовательно отфильтрованной (цифровым фильтром Баттерворта 6-го порядка с сохранением фазы) в диапазоне 7–13 Гц и сглаженной (посредством преобразования Гильберта) ЭЭГ. Принцип сегментного анализа ЭЭГ заключается в выделении кратковременных переходных периодов между относительно однородными соседними участками ЭЭГ [2, 18]. Последующий анализ ЭЭГ состоял в оценивании характеристик выделенных сегментов, за-

ключенных между кратковременными переходными периодами.

Вычислялись следующие сегментные характеристики альфа-активности ЭЭГ.

1. Средняя амплитуда значений огибающей ЭЭГ в рамках каждого сегмента (A), мкВ.

2. Коэффициент внутрисегментной вариации амплитуды огибающей ЭЭГ (CV , %), как взятое в процентах отношение среднеквадратического отклонения амплитудных отсчетов к их среднему значению.

3. Продолжительность сегментов (T), мс.

4. Средняя крутизна перехода от предыдущего к последующему сегменту (S , %) – взятое в процентах отношение среднего значения амплитуды шести последовательных отсчетов по обе стороны межсегментной границы (всегда большее значение относилось к меньшему)

Сравнение количественных показателей одноименных сегментных характеристик ЭЭГ для разных функциональных состояний выполняли с использованием парного t -критерия Вилкоксона.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЙ

1. Общая характеристика сегментных показателей альфа-активности ЭЭГ испытуемых в состоянии спокойного бодрствования

Для предварительной оценки динамических диапазонов сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ были построены распределения значений этих характеристик по каждому каналу ЭЭГ,

для каждого испытуемого и в целом по всей группе испытуемых

На рис. 1 представлены распределения значений четырех анализировавшихся сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ, построенные для массива из 62 записей ЭЭГ 9 испытуемых. В каждой такой записи ЭЭГ обнаруживалось до 150–250 сегментов.

Как видно (рис. 1), все сегментные характеристики имеют четко выраженные мономодальные, но асимметричные распределения. Последнее обстоятельство определяется наличием у всех распределений длинного “хвоста” в области больших значений. Различия между распределениями значений одних и тех же сегментных характеристик для разных испытуемых оказались статистически несущественными, что позволило в дальнейшем рассматривать все данные в усредненном выражении для группы испытуемых. Для разных отведений ЭЭГ формы распределения значений сегментных характеристик также различались незначительно (рис. 1).

Следующим шагом в изучении характеристик сегментов альфа-активности ЭЭГ было оценивание их взаимной скоррелированности.

В табл. 1 приведены значения коэффициентов корреляции Пирсона ($КК$) между сегментными характеристиками ЭЭГ испытуемых в состоянии спокойного бодрствования. Для вычисления $КК$ сопоставлялись динамические ряды конкретных значений соответствующих характеристик последовательных сегментов альфа-активности для

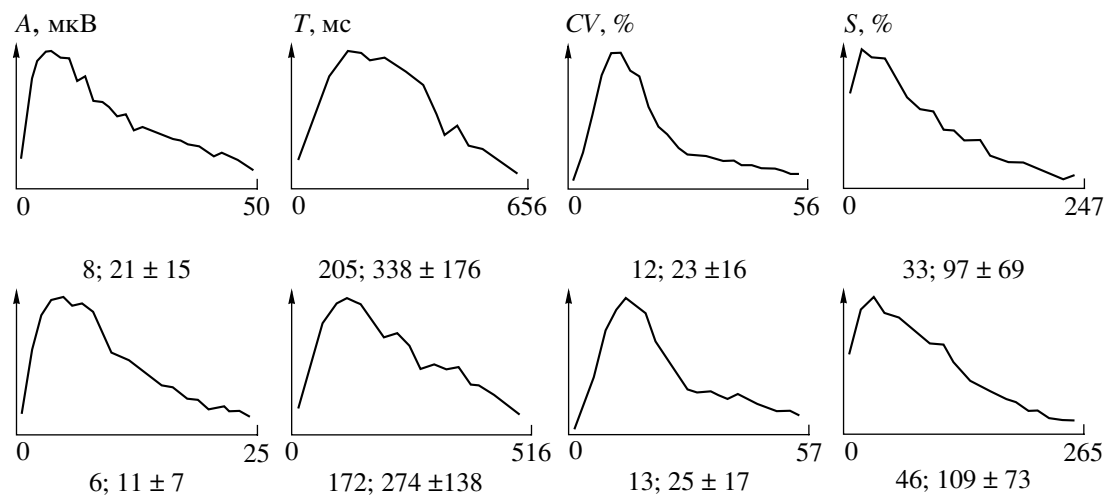


Рис. 1. Распределения значений характеристик сегментов альфа-активности ЭЭГ испытуемых в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами для отведений $O2$ (верхний ряд) и $F4$ (нижний). По вертикали – доля значений признака от общего их числа, максимум шкалы – 50%; по горизонтали – значения признака, справа указано максимальное значение признака после исключения 5% самых больших значений. Под каждым графиком приведены оценки показателей центральных тенденций соответствующих распределений (мода, среднее значение \pm сигма). A – амплитуда сегментов, мкВ; CV – коэффициент амплитудной внутрисегментной вариации, %; T – длительность сегментов, мс; S – крутизна межсегментного перехода, %.

Таблица 1. Корреляции между сегментными характеристиками ЭЭГ испытуемых в состоянии спокойного бодрствования

Характеристики	A	T	CV	S
A		–	-0.55 ± 0.05	-0.18 ± 0.12
T	–		–	–
CV	-0.52 ± 0.05	–		0.40 ± 0.09
S	–	0.20 ± 0.08	0.35 ± 0.06	

Примечание. Приведены только статистически значимые коэффициенты корреляции Пирсона с указанием ошибки среднего значения КК для группы испытуемых. В верхней и нижней части матрицы приведены КК соответственно для отведений *O2* и *F4*. Характеристики – обозначения сегментных характеристик: A, T, CV, S (см. раздел “Методика”).

всех записей ЭЭГ отдельно по каждому каналу регистрации.

Как видно, относительно тесно связанными (КК > 0.35) являются только характеристики A–CV (негативно) и CV–S (позитивно). В то же время амплитуда и длительность сегментов оказались не коррелированными между собой. Аналогичные закономерности были отмечены для всех отведений ЭЭГ без каких-либо существенных различий.

Таким образом, от 70 до 100% нативной изменчивости выделенных нами характеристик сегментов альфа-активности ЭЭГ определяется не их взаимной детерминацией, а внешними по отношению к этим характеристикам факторами. Это позволяет рассматривать каждую из выделенных здесь сегментных характеристик ЭЭГ как в значительной мере самостоятельный показатель сегментной архитектуры ЭЭГ.

2. Усредненные значения сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ испытуемых в состоянии спокойного бодрствования

При оценке усредненных сегментных характеристик ЭЭГ тотальное усреднение по всем сегментам теряет функциональный смысл, поскольку одни сегменты ЭЭГ соответствуют периодам выраженной альфа-активности, а другие – участкам минимума или полного отсутствия этой активности. Поэтому усредненные оценки сегментных характеристик целесообразно вычислять отдельно для разных амплитудных классов этих сегментов. Можно полагать, что сегменты ритмической активности ЭЭГ разных амплитудных классов отражают работу разных по объему локально синхронизированных нейронных ансамблей. Чем больше нейронов вовлечено в ансамбль синхронной активности, тем, очевидно, будет больше амплитуда соответствующих работе этого ансамбля колебаний ЭЭГ.

Ранее нами уже была показана целесообразность применения квартильного анализа амплитудных данных сегментации [4]. В настоящем исследовании выделено три класса сегментов соответственно квартильной структуре данных: к 1-

му и 3-му классам были отнесены по 25% сегментов соответственно самых низких и самых высоких амплитуд, а ко 2-му классу – 50% оставшихся сегментов.

Таким образом, если из единой записи ЭЭГ выделять периоды повышенной локальной синхронизации нейронов, то наиболее вероятно, что к этим периодам относятся сегменты 2-го и 3-го классов. В то же время сегменты 1-го амплитудного класса, наоборот, в большинстве своем соответствуют периодам классической десинхронизации ЭЭГ. Поэтому характеристики периодов синхронизации удобно рассматривать не только в абсолютном выражении, но и в отношении к соответствующим характеристикам сегментов 1-го класса.

Если в отношении амплитуды сегментов можно было заранее предполагать существенные различия этого показателя для разных классов сегментов (согласно технологии квартильного анализа), то по поводу других сегментных характеристик возможные их различия для разных амплитудных классов сегментов оставались под вопросом.

В качестве примера квартильной оценки выделенных характеристик сегментов ЭЭГ в табл. 2 представлены усредненные в рамках 2-го и 3-го амплитудных классов сегментные характеристики ЭЭГ, взятые в процентах от соответствующих значений для сегментов 1-го класса. Данные приведены для правых затылочного и лобного отведений, а также в среднем выражении для всех отведений (табл. 2).

Выраженные различия между амплитудными классами сегментов ЭЭГ отмечены прежде всего в отношении коэффициента внутрисегментной амплитудной вариации (табл. 2), который существенно снижается (на 50–65%) при переходе к высокоамплитудным сегментам альфа-активности ЭЭГ. Этот факт, так же как и наличие отрицательной корреляции между амплитудой и коэффициентом вариации (табл. 1), может указывать на стабилизацию состава ансамбля синхронно работающих нейронов при увеличении числа вовлеченных в ансамбль нервных клеток. Возможно,

Таблица 2. Средние значения сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ 2-го и 3-го амплитудных классов в процентах от соответствующих значений для 1-го амплитудного класса, вычисленные для отведений *O2*, *F4* и в среднем выражении для всех каналов ($M \pm$ ошибка среднего значения для группы испытуемых)

Отведение	<i>A%</i>	<i>T%</i>	<i>CV%</i>	<i>S%</i>
1-й- <i>O2</i>	100 (10)	100 (345)	100 (39.0)	100 (126)
2-й- <i>O2</i>	217 ± 5.6*	93 ± 2.6*	47 ± 2.5***	66 ± 3.0***
3-й- <i>O2</i>	407 ± 25.4***	110 ± 4.0	35 ± 1.3***	72 ± 4.1**
1-й- <i>F4</i>	100 (5)	100 (305)	100 (42.4)	100 (135)
2-й- <i>F4</i>	202 ± 2.3**	83 ± 2.0**	49 ± 1.2***	70 ± 1.1***
3-й- <i>F4</i>	372 ± 8.2***	97 ± 3.6	37 ± 1.0***	83 ± 2.8**
1-й- <i>M</i>	100 (6)	100 (315)	100 (42)	100 (133)
2-й- <i>M</i>	205 ± 1.7	86 ± 1.2	48 ± 0.3	69 ± 0.5
3-й- <i>M</i>	379 ± 4.2	100 ± 1.6	36 ± 0.3	80 ± 1.6

Примечание. Отведение – обозначения отведений и амплитудных классов; *, **, *** – статистически значимые отличия относительно соответствующих характеристик сегментов 1-го класса для $p < 0.05$, $p < 0.01$ и $p < 0.0$ соответственно. В скобках приведены абсолютные значения соответствующих характеристик, принятые за 100%.

это связано с достижением предельно допустимых размеров популяции локально синхронизирующихся нейронов.

Показатель крутизны перехода от низкоамплитудных к высокоамплитудным сегментам был существенно ниже аналогичного показателя при обратном переходе – от сегментов 2-го и 3-го классов к сегментам 1-го класса, в среднем на 20–30%. Можно полагать, что этот показатель отражает скорость рекрутирования нейронов в ансамбль синхронной активности при увеличении амплитуды ЭЭГ и скорость распада этого ансамбля – при уменьшении ее амплитуды. В таком случае полученные данные могут свидетельствовать о том, что крупные ансамбли локальной синхронизации (3-й класс сегментов) формируются медленнее, чем мелкие (2-й класс сегментов).

Что же касается длительности сегментов ЭЭГ, то значения этого показателя для сегментов 2-го класса несколько снижались (на 7–17%) относительно сегментов 1-го и 3-го классов.

Приведенный выше анализ данных “межклассовых” различий сегментных характеристик в равной мере относится ко всем отведениям ЭЭГ, так как подробный анализ показал отсутствие какой-либо топографической специфики этих данных. Об этом свидетельствуют, например, данные табл. 2, в которой далеко отстоящие отведения *O2* и *F4* демонстрируют практически сходные данные по межклассовым различиям, а величины ошибки средних значений для “межканальной” вариативности не превышают 2% (табл. 2).

Однако сходство относительных межклассовых различий сегментных характеристик ЭЭГ для разных отведений вовсе не означает обязательное отсутствие различий между отведениями

в отношении абсолютных оценок сегментных характеристик.

В табл. 3 приведены усредненные по всей группе испытуемых абсолютные значения характеристик для двух крайних классов сегментов.

Анализ полученных данных показал, что явно выраженные и статистически значимые различия между каналами наблюдаются только для амплитудных характеристик, что вполне естественно, так как этот эффект является отражением лобно-затылочного градиента альфа-активности ЭЭГ в норме. Однако наряду с амплитудными показателями и по другим сегментным характеристикам наблюдаются хотя и менее выраженные, но в большинстве случаев статистически значимые межканальные различия (табл. 3).

Таким образом, значения крутизны и амплитудной вариативности периодов локальной синхронизации корковых нейронов являются далеко не случайными величинами, в равной мере относящимися к периодам синхронизации и десинхронизации. Очевидно, что с ростом локальной синхронизации нейронов помимо вполне предсказуемого увеличения суммарной амплитуды ЭЭГ происходят и исходно неочевидные процессы: снижается внутрисегментная амплитудная вариативность ЭЭГ, сокращается длительность сегментов и уменьшается крутизна межсегментных переходных периодов.

Итак, количественные оценки сегментных характеристик альфа-активности зависят не только от амплитудного класса соответствующих сегментов этой активности, но в рамках одного и того же, например 3-го, класса могут зависеть и от топографической принадлежности этой активности. Иными словами, каждая сегментная характеристика имеет специфический топографический

Таблица 3. Усредненные по всем испытуемым значения характеристик сегментов альфа-активности ЭЭГ 1-го и 3-го классов для состояния спокойного бодрствования

Отведения	А (мкВ)		Т (мс)		CV (%)		S (%)	
	1-й	3-й	1-й	3-й	1-й	3-й	1-й	3-й
<i>O1</i>	9 ± 1.6	35 ± 5.1	342 ± 15	362 ± 16 [#]	39.2 ± 1.0	14.0 ± 0.5	127 ± 4	95 ± 2
<i>O2</i>	10 ± 1.7	36 ± 5.0	345 ± 15	377 ± 18 [#]	39.0 ± 1.2	13.5 ± 0.6	126 ± 5	92 ± 2
<i>P3</i>	8 ± 1.0	28 ± 3.1	333 ± 9	346 ± 12 [#]	39.2 ± 1.0	13.8 ± 0.5	127 ± 4	94 ± 2
<i>P4</i>	8 ± 1.2	29 ± 3.8	331 ± 12	353 ± 17 [#]	39.3 ± 1.2	13.6 ± 0.6	124 ± 4	93 ± 2
<i>T5</i>	5 ± 0.8	20 ± 2.5	316 ± 7	326 ± 12 [#]	40.5 ± 1.0	15.1 ± 0.6	132 ± 4	104 ± 2
<i>T6</i>	6 ± 0.9	21 ± 3.0	324 ± 13	341 ± 12 [#]	40.6 ± 0.9	14.4 ± 0.6	129 ± 3	97 ± 2
<i>C3</i>	5 ± 0.6	20 ± 2.1	307 ± 7	305 ± 13 [#]	43.0 ± 0.5	15.4 ± 0.5	136 ± 1	115 ± 2
<i>C4</i>	5 ± 0.6	20 ± 2.3	311 ± 8	307 ± 13 [#]	42.3 ± 0.3	15.4 ± 0.4	136 ± 2	114 ± 2
<i>Cz</i>	6 ± 0.6	21 ± 2.3	306 ± 8	304 ± 16 [#]	42.3 ± 0.7	15.3 ± 0.5	133 ± 2	112 ± 2
<i>T3</i>	4 ± 0.3	13 ± 0.9	297 ± 5	284 ± 9 [#]	43.8 ± 0.4	16.0 ± 0.3	136 ± 2	117 ± 1
<i>T4</i>	3 ± 0.5	13 ± 2.0	305 ± 7	289 ± 11 [#]	43.6 ± 0.4	16.4 ± 0.4	140 ± 2	116 ± 1
<i>F3</i>	5 ± 0.6	19 ± 2.2	301 ± 9	294 ± 16 [#]	42.9 ± 0.6	15.6 ± 0.6	135 ± 2	112 ± 2
<i>F4</i>	5 ± 0.7	19 ± 2.3	305 ± 9	296 ± 17 [#]	42.4 ± 0.6	15.5 ± 0.6	135 ± 2	112 ± 2
<i>Fz</i>	6 ± 0.7	21 ± 2.6	302 ± 8	296 ± 16 [#]	42.5 ± 0.6	15.3 ± 0.6	136 ± 3	111 ± 2
<i>F7</i>	4 ± 0.4	14 ± 1.3	302 ± 9	284 ± 13 [#]	43.3 ± 0.3	16.0 ± 0.5	137 ± 2	117 ± 2
<i>F8</i>	4 ± 0.5	15 ± 1.8	307 ± 8	297 ± 15 [#]	42.4 ± 0.4	15.9 ± 0.5	136 ± 2	113 ± 2
<i>M ± m</i>	6 ± 0.5	21 ± 1.8	32 ± 4	32 ± 8	42 ± 0.4	15 ± 0.2	133 ± 1	107 ± 2

Примечание. “#” – случаи отсутствия различий между показателями сегментов 1-го и 3-го классов для каждого из каналов. В остальных случаях подобные различия статистически значимы на уровне $p < 0.01$ и $p < 0.001$. $M \pm m$ – усредненное для всех каналов значение и ошибка средней для соответствующих сегментных характеристик.

паттерн из 16 компонентов (в данном случае) по числу каналов регистрации ЭЭГ. Насколько, однако, похожи друг на друга эти топографические паттерны разных сегментных характеристик? Для оценки этого сходства был выбран коэффициент корреляции Пирсона (табл. 4.).

Как видно, топографические паттерны всех пар сегментных характеристик достаточно сильно скоррелированы, преимущественно отрицательно. При этом высокие корреляции обнаружены даже между теми характеристиками сегментов ($T-A$, $T-CV$, $T-S$ и $A-S$), которые в рамках одного отведения практически не коррелируют

друг с другом (табл. 1). В частности, в рамках отдельного отведения ЭЭГ амплитуда сегмента никак не определяет его длительность и наоборот. Почему же скоррелированными оказываются топографические паттерны амплитуды и длительности сегментов альфа-активности?

По-видимому, морфофункциональные особенности различных корковых областей создают условия для однонаправленных сдвигов в парах характеристик $A-T$ и противоположно направленных сдвигов – в парах $A-S$, $T-S$, $T-CV$ сегментов ЭЭГ при переходе от одной области коры к другой. Таким образом, морфофункциональная

Таблица 4. Коэффициенты корреляции Пирсона между топографическими паттернами разных сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ человека в покое

Характеристики	A	T	CV	S
A		0.79 ± 0.05	-0.79 ± 0.06	-0.68 ± 0.1
T	0.80 ± 0.04		-0.86 ± 0.03	-0.85 ± 0.03
CV	-0.67 ± 0.07	-0.68 ± 0.13		0.87 ± 0.03
S	-0.50 ± 0.11	-0.59 ± 0.19	0.84 ± 0.7	

Примечание. Характеристики – обозначения сегментных характеристик: A, T, CV, S (см. раздел “Методика”). Нижняя половина матрицы и верхняя соответствуют значениям КК для классов сегментов 2-го и 3-го. Указаны средние значения КК по группе испытуемых и ошибки среднего значения. “±” – ошибки среднего значения КК для группы испытуемых.

специфика областей коры является тем общим “согласующим” фактором для некоторых сегментных характеристик, который отсутствует в рамках одного и того же отведения ЭЭГ.

Аналогичным образом, но в значительно меньшей мере, по-видимому, скоррелированы между собой и топографические паттерны других пар сегментных характеристик ЭЭГ (табл. 4), так как в рамках отдельных отведений эти пары характеристик коррелируют между собой гораздо слабее (табл. 1).

Итак, рассмотрев общие характеристики временной и пространственной динамики сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ у испытуемых в состоянии спокойного бодрствования, обратимся теперь к анализу изменений этих характеристик при различных когнитивных нагрузках.

3. Изменение характеристик сегментной организации альфа-активности ЭЭГ испытуемых при когнитивных нагрузках

Согласно регламенту эксперимента в настоящей работе тестировалось пять состояний испытуемого, различающихся по типу функциональной нагрузки (см. раздел “Методика”).

Прежде всего следует отметить, что характер взаимных отношений между сегментными характеристиками альфа-активности ЭЭГ по показателям их взаимной скоррелированности и по сходству их топографических паттернов оказался практически неизменным при переходе от состояния спокойного бодрствования к когнитивным нагрузкам.

Можно полагать, что функциональная динамика нейронных ансамблей разворачивается в рамках довольно жесткого морфофункционального “каркаса”, накладывающего сильные ограничения на временные (в рамках одного канала) и пространственные (между каналами) отношения между сегментными характеристиками альфа-активности ЭЭГ.

По-видимому, функциональные аспекты работы нейронных ансамблей проявляются в изменчивости собственно характеристик сегментов ЭЭГ, в частности сегментов альфа-активности. Сравнение сегментных характеристик ЭЭГ при разных когнитивных нагрузках проводилось для всех парных комбинаций из пяти состояний (10 пар сравнений) по 16 каналам (всего 160 пар сравнений) раздельно для трех амплитудных классов сегментов. *В соответствии с исходной задачей исследования, ограничивающей наше поле деятельности изучением именно альфа-активности, в настоящем сообщении представлены данные сравнения состояний для сегментов 3-го амплитудного класса, составляющих 25% общего числа сегментов ЭЭГ и наиболее вероятно отражающих периоды выраженных эпизодов альфа-активности ЭЭГ.*

Оценку статистической значимости результатов парных сравнений для каждой сегментной характеристики проводили по t-критерию Вилкоксона. Поскольку при множественных сравнениях возможно появление “случайных достоверных” оценок, для каждого массива парных сравнений подсчитывали долю статистически значимых (т.е. прошедших t-критерий) различий и если таковая не превышала 5%, то эти оценки не принимались во внимание при совокупной интерпретации данных. Оказалось, что для разных сегментных характеристик (A , T , CV и S) относительное число статистически значимых различий между функциональными состояниями среди 160 возможных пар сравнений составляет соответственно 50, 18, 34 и 30%.

Эти данные показывают, что каждая из представленных сегментных характеристик ЭЭГ в определенной мере “чувствительна” к сдвигам функционального состояния, связанным с когнитивными нагрузками. Однако в наибольшей степени это относится к амплитудной оценке сегментов, которая демонстрирует различия между функциональными состояниями в половине возможных пар сравнений разных состояний для разных каналов ЭЭГ.

Рассмотрим теперь направленность и топографическую специфичность статистически значимых изменений каждой сегментной характеристики при сдвиге функционального состояния (рис. 2).

Прежде всего еще раз отметим, что при множественных сравнениях, как известно, заметным становится появление “случайных” статистически значимых различий [27]. Поэтому при подобных сравнениях в первую очередь представляют интерес контрольные тестирования, в которых различия между сравниваемыми состояниями предполагаются минимальными [20 и др.]. В этой связи обратим внимание на строку рис. 2, 1–5, где представлены данные сравнения сегментных характеристик ЭЭГ разных отведений для сдвига состояний от спокойного бодрствования к пассивному бинауральному прослушиванию комфортной музыки.

Как видно (рис. 2, строка 1–5), из $16 \times 4 = 64$ сравнений ни в одном из них не обнаружено статистически значимых различий. Это свидетельствует не только о сходстве тестируемых состояний по анализировавшимся сегментным характеристикам, но и о том, что фон “случайных” статистически значимых различий в нашем регламенте эксперимента практически отсутствует и, следовательно, если при сравнении других состояний будет обнаружено даже минимальное число статистически значимых различий, их можно будет считать откликом на сдвиг функционального состояния.

Действительно, при переходе от спокойного бодрствования к арифметическим операциям (рис.

2, строки 1–2, 1–3 и 1–4) для целого ряда топографических локализаций отмечены изменения значений соответствующих сегментных характеристик.

В первую очередь следует отметить наибольшую выраженность изменений сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ при переходе от спокойного бодрствования к работе с левосторонним предъявлением арифметической задачи. В этом случае практически во всех отведениях наблюдалось только уменьшение амплитуды сегментов ЭЭГ, в среднем примерно на 7–16%. Одновременно с этим в большинстве отведений было отмечено увеличение коэффициента внутрисегментной вариации и крутизны межсегментного перехода. Продолжительность сегментов ЭЭГ также изменялась, уменьшалась, но преимущественно в лобных отведениях (рис. 2, 1–2).

Правостороннее предъявление арифметической задачи (рис. 2, строка 1–3) также было эффективно в отношении снижения амплитуды ЭЭГ в сегментах, но только в некоторых, преимущественно левых задневисочных, теменных и затылочных отведениях. В этих условиях существенно сократилось топографическое представительство изменений и других сегментных характеристик: эффекты увеличения внутрисегментной амплитудной вариативности и крутизны межсегментного перехода наблюдались главным образом слева в лобных и височных отведениях (рис. 2).

Сами состояния левостороннего и правостороннего прослушивания арифметической задачи тоже существенно различались между собой: в первом случае значения амплитуды и продолжительности сегментов были ниже, чем во втором, но в пространственном отношении эти различия ограничивались лобными и центральными отведениями ЭЭГ (рис. 2, строка 2–3).

Топографические особенности эффектов бинаурального прослушивания арифметической задачи мало чем отличались от эффектов правостороннего предъявления задачи при сравнении с состоянием спокойного бодрствования (рис. 2, строки 3–4 и 1–4), хотя бинауральное предъявление приводило к меньшему подавлению амплитуды альфа-активности, чем при любом асимметричном предъявлении задачи (рис. 2, строки 1–2, 1–3, 1–4 и 3–4).

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Ван дер Малсбург, по-видимому, первым предложил идею о том, что помимо хеббовских нейронных ансамблей – нейроанатомической основы элементарных процессов восприятия, памяти и обучения [15], должны еще существовать более мобильные ансамбли, основной функцией которых является декодирование распределенной в

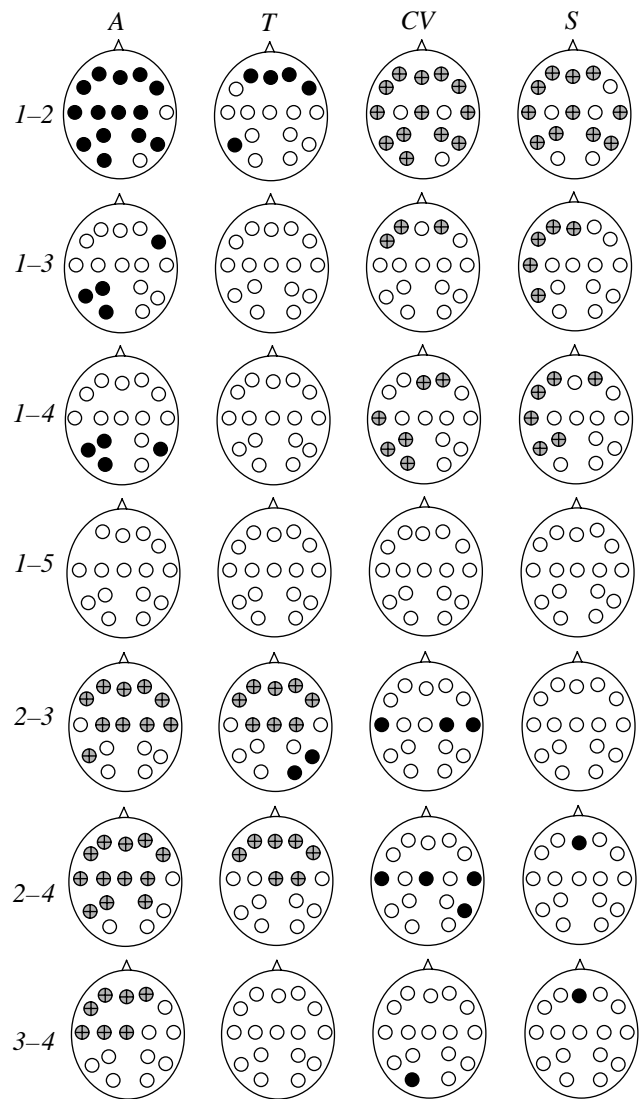


Рис. 2. Топография изменений сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ при сравнении разных функциональных состояний испытуемых: 1 – спокойное бодрствование; 2, 3 и 4 – предъявление арифметического задания слева, справа и бинаурально; 5 – бинауральное прослушивание музыки. Каждый кружок на диаграммах соответствует одному из 16 отведений ЭЭГ. Слева – варианты пар сравнений функциональных состояний, кружки направлены статистически значимых (по парному *t*-критерию Вилкоксона) изменений соответствующей сегментной характеристики при переходе от первого ко второму состоянию в данной паре сравнений: темные кружки – уменьшение, со знаком “+” – увеличение, светлые кружки – неизменность сегментного показателя. Данные приведены для сегментов альфа-активности 3-го класса, т.е. для участков наиболее выраженной альфа-активности ЭЭГ.

нейросети информации об одномоментных событиях [21]. Можно расширить эту идею и предположить, что ансамбли Ван дер Малсбурга по сути являются нейроанатомическими элементами, реализующими базовые операции информационно-

аналитической деятельности ЦНС. Во всяком случае, в исследованиях на обезьянах показано существование специфических топографических паттернов скоррелированной нейронной активности, сопряженных с определенными поведенческими актами [29], что может указывать на модульную организацию когнитивной деятельности [9], основанную на ансамблях Ван дер Малсбурга.

Если полагать, что динамические ансамбли представляют собой группы нейронов, охваченных в течение определенного периода времени синхронной активностью, то на уровне ЭЭГ в этот период должны наблюдаться увеличение и стабилизация амплитуды ритмических колебаний. Именно такие периоды так называемой квазистационарной альфа-активности позволяет выделить из рутинного сигнала разработанная нами ранее технология сегментации ЭЭГ [2, 3, 18].

В настоящей работе авторы предполагали описать амплитудные, временные и пространственные характеристики сегментов альфа-активности ЭЭГ человека как возможные электрографические корреляты динамических свойств нейронных ансамблей. При этом предполагалось, что средняя амплитуда ЭЭГ в рамках сегментов в определенной мере пропорциональна размеру соответствующего нейронного ансамбля; коэффициент амплитудной внутрисегментной вариации свидетельствует о степени стабилизации состава нейронного ансамбля, крутизна переходного периода между сегментами альфа-активности отражает скорость рекрутирования клеток в нейронный ансамбль; наконец, длительность сегмента – это прямое отражение времени существования нейронного ансамбля.

Какова же длительность одиночного сегмента альфа-активности ЭЭГ? Обычно представляется, что относительно однородные альфа-ритмические комплексы часто продолжают в течение 1–2 с. Тщательная количественная оценка показывает (рис. 1), что длительность квазистационарных сегментов альфа-активности редко достигает 1 с, составляя в среднем 300–350 мс в зависимости от конкретного отведения, хотя при визуальном анализе часто несколько таких сегментов подряд могут восприниматься как единый гомогенный комплекс. Это означает, что периоды кратковременной стабилизации ритмической ЭЭГ действительно высоколабильны и вполне могут соотноситься с мобильными операциональными модулями ЦНС типа ансамблей Ван дер Малсбурга.

Показанное в настоящей работе увеличение внутрисегментной амплитудной вариативности и крутизны межсегментных сдвигов в альфа-активности ЭЭГ при выполнении арифметической задачи по сравнению с состояниями спокойного бодрствования или бинаурального прослушивания музыки, по-видимому, свидетельствует о том, что при когнитивной нагрузке происходит разукрупнение

нейронных ансамблей с одновременным увеличением скорости рекрутирования нервных клеток во вновь создаваемые “мелкие” ансамбли. Конечно о подобном увеличении числа операциональных компонентов нейронной сети при “арифметической активации” свидетельствует увеличение значений корреляционной размерности ЭЭГ на фоне подобных нагрузок [21].

Интенсивность и топографическая специфика этих процессов, по-видимому, зависит от способа предъявления арифметической задачи, что еще раз указывает на неслучайный характер функциональной динамики сегментных характеристик альфа-активности ЭЭГ.

При анализе взаимной динамики этих сегментных характеристик в рамках отдельных отведений ЭЭГ (временной фактор) или при переходе от одного отведения (топографический фактор) к другому была обнаружена определенная временная и пространственная скоррелированность между ними, характер которой, однако, оставался практически неизменным при смене функциональных состояний испытуемого.

Можно предположить, что коррелятивные отношения между основными характеристиками сегментов альфа-активности ЭЭГ относятся к базовым параметрам ЭЭГ-сигнала, поддерживаемым в норме в рамках жестких диапазонов вне зависимости от текущей функциональной нагрузки. Вполне возможно, что наличие этих базовых параметров сегментной организации ЭЭГ указывает на существование общих для большинства функциональных состояний морфофункциональных закономерностей формирования и распада элементарных нейронных ансамблей Ван дер Малсбурга.

В то же время индивидуальные характеристики сегментов альфа-активности в значительной мере зависят от типа когнитивной нагрузки, включая такие тонкие различия между ними, как переход от левостороннего к правостороннему и к бинауральному прослушиванию арифметических заданий. При этом внутрисегментная амплитудная вариативность альфа-активности ЭЭГ увеличивалась при когнитивных нагрузках, а крутизна межсегментных переходов, наоборот, снижалась. В контрольном сравнении указанных когнитивных нагрузок со сдвигом функционального состояния, не приводящего к существенным перестройкам собственно когнитивной деятельности (переход от спокойного бодрствования к бинауральному прослушиванию комфортной музыки), изменений в сегментных характеристиках ЭЭГ не наблюдалось (рис. 2).

Таким образом, классические представления о десинхронизации ЭЭГ при когнитивных нагрузках, как процессе перехода нейронных пулов от тотальной синхронизации к “точечному” межнейронному взаимодействию, можно существенно

расширить, предполагая, что когнитивная нагрузка сопровождается не разрушением ансамблей нейронной синхронизации, а лишь их преобразованием в совокупность более мелких и более лабильных микроансамблей локальной синхронизации, реализующих элементарные операции нервной деятельности соответствующего иерархического уровня.

Локальная динамика нейронных ансамблей, очевидно, не может происходить вне зависимости от интегративных мозговых процессов. поэтому следовало ожидать, что между сегментными последовательностями ээг разных отведений также должна существовать некоторая временная согласованность, названная нами структурной или операциональной синхронностью [3, 5, 16]. в этой связи следующим этапом настоящей работы будет изучение структурной синхронности ээг в покое и при когнитивных нагрузках.

ВЫВОДЫ

1. Альфа-активность ЭЭГ может быть представлена как последовательность квазистационарных сегментов, средняя амплитуда, длительность, амплитудная вариативность и крутизна межсегментных переходов которых зависит от характера когнитивной нагрузки.

2. Величина и направленность изменений характеристик сегментной организации альфа-активности ЭЭГ обладает топографической спецификой в отношении переходов между разными функциональными состояниями мозга.

3. Коррелятивные пространственные и временные отношения между разными сегментными характеристиками альфа-активности ЭЭГ устойчивы к сдвигу тестируемых функциональных состояний.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Бодунов М.В. "Алфавит" ЭЭГ: типология стационарных сегментов ЭЭГ человека // Индивидуально-психологические различия и биоэлектрическая активность мозга человека. М.: Наука, 1988. С. 56–70.
2. Каплан А.Я. Нестационарность ЭЭГ: методологический и экспериментальный анализ // Успехи физиол. наук. 1998. Т. 29. № 3. С. 35–55.
3. Каплан А.Я. Проблема сегментного описания ЭЭГ человека // Физиология человека. 1999. Т. 25. № 1. С. 125–133.
4. Каплан А.Я., Борисов С.В., Шишкин С.Л., Ермолаев В.А. Анализ сегментной структуры альфа-активности ЭЭГ человека // Росс. физиол. журн. им. И.М.Сеченова. 2002. Т.88. № 4. С. 432–442.
5. Каплан А.Я., Фингелькурц А.А., Фингелькурц Ал.А. и др. Пространственная синхронность сегментной структуры ЭЭГ человека // Журн. высш. нерв. деят. 2000. Т. 50. № 4. С. 624–637

6. Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология в клинической и исследовательской практике. М.: ИнКо, 1999. 284 с.
7. Леушина Л.И., Невская А.А., Павловская М.Б. Асимметрия полушарий головного мозга с точки зрения опознания зрительных образов // Сенсорные системы. Зрение. Л.: Наука, 1982. С. 76–92.
8. Abeles M., Gat I. Detecting precise firing sequences in experimental data // J. Neurosci. Methods. 2001. V. 107. P. 141–154.
9. Abeles M., Prut Y. Spatio-temporal firing pattern in the frontal cortex of behaving monkeys // J. Physiol (Paris). 1996. V. 90. P. 249–250.
10. Aertsen Ad., Erb M., Palm G. Dynamics of functional coupling in the cerebral cortex: an attempt at a model-based interpretation // Physica D. 1994. V. 75. P. 103–128.
11. Barlow J. S. Methods of analysis of nonstationary EEGs, with emphasis on segmentation techniques: a comparative review // J. Clin. Neurophysiol. 1985. V. 2. P. 267–304.
12. Eckhorn R. Cortical processing by fast synchronization: high frequency rhythmic and non-rhythmic signals in the visual cortex point to general principles of spatiotemporal coding // Time and the Brain / Ed. Robert Miller. Lausanne, Switzerland: Gordon and Breach, 2000. P. 169–201.
13. Engel A.K., Konig P., Schillen T.B. Why does the cortex oscillate? // Curr. Biol. 1992. V. 2. P. 332–334
14. Fernandez T., Harmony T., Rodrigues M. et al. EEG activation patterns during the performance of tasks involving different components of mental calculation // EEG a. Clin. Neurophysiol. 1995. V. 94. P. 175–182.
15. Hebb D. The Organization of Behavior. N.Y.: Wiley, 1949. 358 p.
16. Jansen B.J., Hasman A., Lenten R. Piece-wise EEG analysis: an objective evaluation // Int. J. Biomed. Comput. 1981. V. 12. P. 17–27
17. Kaplan A.Ya., Fingelkurts An.A., Fingelkurts Al.A. et al. Topological mapping of the sharp reorganization synchrony in the multichannel EEG // Amer. J. Electro-neurodiagnostic Technol. 1997. № 37. P. 265–275.
18. Kaplan A.Ya., Shishkin S.L. Application of the change-point analysis to the investigation of the brain electrical activity // Non-Parametric Statistical Diagnosis. Problems and Methods / Eds Brodsky B.E., Darkhovsky B.S. Dordrecht: Kluwer Acad. Publ., 2000. P. 333–388.
19. Kaplan A., Roeschke J., Darkhovsky B., Fell J. Macrostructural EEG characterization based on nonparametric change-point segmentation: application to sleep analysis // J. Neurosci. Methods. 2001. V. 106. № 1. P. 81–90.
20. Klemm W.R., Li T.H., Hernandez J.L. Coherent EEG indicators of cognitive binding during ambiguous figure tasks // Conscious Cogn. 2000. V. 9. P. 66–85.
21. Malsburg Von der C., Schneider W. A neural cocktail-party processor // Biol. Cybern. 1986. V. 54. P. 29–40.
22. Meyer-Lindenberg A., Bauer U., Krieger S. et al. The topography of non-linear cortical dynamics at rest, in mental calculation and moving shape perception // Brain Topogr. 1998. V. 10. P. 291–299.

23. *Roelfsema P.R., Engel A.K., Koenig P., Singer W.* The role of neuronal synchronization in response selection: a biologically plausible theory of structured representations in the visual cortex // *J. Cogn. Neurosci.* 1996. V. 8. P. 603–625.
24. *Singer W.* Synchronization of cortical activity and its putative role in information processing and learning // *Ann. Rev. Physiol.* 1993. V. 55. P. 349–374.
25. *Singer W., Engel A.K., Kreiter A.S. et al.* Neuronal assemblies: necessity, signature and detectability // *Trends in Cogn. Sci.* 1989. V. 1. P. 252–261.
26. *Singer W., Gray C.M.* Visual feature integration and the temporal correlation hypothesis // *Ann. Rev. Neurosci.* 1995. V. 18. P. 556–586.
27. *Sokal R.R., Rohlf F.J.* *Biometry. The Principles and Practice of Statistics in Biological Research.* N.Y.: Freeman W.H. and Co., 1997. 887 p.
28. *Strangman G.* Detecting synchronous cell assemblies with limited data and overlapping assemblies // *Neuron. Comput.* 1997. V. 9. P. 51–76.

Dynamic Properties of Segmental Characteristic of EEG Alpha Activity in Rest Conditions and during Cognitive Load

A. Ya. Kaplan, S. V. Borisov

Department of Animal Physiology, Lomonosov State University, Moscow

Segmental structure of the alpha activity of human EEG was studied in the state of rest and during arithmetical task performance with mono- and binaural listening of task instruction and binaural listening of music. The amplitude, duration, amplitude variability and steepness of between-segment transitions were calculated as segmental characteristics. It was shown that all of these characteristics are sensitive to the cognitive tests but the degree of this sensitivity to the cognitive tests but the degree of this sensitivity depends on the cortex area and type of the cognitive task. Most pronounced changes in the segmental characteristics were observed during arithmetic task with left-side instruction presentation and minimal changes were seen during binaural listening of music.

Key words: EEG, stationary processes, alpha activity, neuronal assemblies, cognitive loads.