

УДК 612.821+612.825

МОДЕЛЬ АКТИВИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ ПРОСТРАНСТВЕННОЙ ОРГАНИЗАЦИИ БИОПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА: ТЕОРЕТИЧЕСКОЕ И ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ОБОСНОВАНИЕ

Г. А. Шабанов, А. А. Рыбченко, А. Л. Максимов

Международный научно-исследовательский центр «Арктика» ДВО РАН, г. Магадан

Рассматриваются теоретические основы и экспериментально полученные результаты исследований мозга человека, обосновывающие модель функционирования неспецифической активирующей системы мозга (АСМ). Сформулировано понятие когерентного модуля (КМ) как множества диффузно распределенных по объему мозга нервных клеток или нейронных цепей, способных к автогенерации одной частоты. Предложено глобальный ритмический компонент (ГРК) пространственной организации биопотенциалов (ПОБ) мозга регистрировать методом узкополосной фильтрации с временем интегрирования в диапазоне 160–180 с.

Ключевые слова: активирующая система мозга, когерентный модуль, моделирование.

В настоящее время доказано, что ЭЭГ человека в большинстве проявлений представляет особым образом организованную ритмическую активность. Нейрофизиологические и нейрональные механизмы, лежащие в основе ритмов ЭЭГ, рассмотрены в ряде обзоров и монографий (Сороко и др., 1990; Федотчев и др., 2000; Steriade et al., 1990). Достижения в области изучения кортикального представительства в висцеро-соматической интеграции и взаимодействия анализаторных систем, построение моделей активирующей системы мозга обеспечивают предпосылки для перехода от теоретических разработок в плоскость прикладной нейрофизиологии и практической медицины. Это делает актуальным детальную проработку проблемы висцеро-соматической интеграции и отображения в изменениях пространственно-временной организации биопотенциалов коры головного мозга возможной информации о состоянии внутренних органов и систем человека. При этом в основу научных разработок о пространственно-временной организации биопотенциалов головного мозга легли системные представления о взаимодействии ритмических компонент ЭЭГ (Иваницкий, 1991, 1993; Киров, Белова, 2000; Книпст, Черемушкин, 2001; Коган, 1979; Ливанов, 1972; Свицерская, Королькова, 1997). Вместе с тем, несмотря на то что современные технические возможности позволяют проводить тонкую привязку и топографическое картирование электрофизиологических процессов моз-

га, большинство исследователей в основном ограничиваются феноменологическим уровнем оценки наблюдаемых явлений (Pfurtscheller, 1989; Saletu et al., 1994; Skrandies, 1995), не выдвигая новых концептуальных основ пространственной организации биопотенциалов (ПОБ) мозга.

В настоящее время есть все основания для выделения нескольких форм ПОБ в области низких (включая альфа- и бета-) и высоких (в основном гамма-) частот. Одна из них может быть основана на неспецифических подкорковых влияниях и связана с регуляцией функционального состояния неокортекса. Ряд авторов предполагают, что в любой момент можно зарегистрировать доминирующий длительно текущий ритмический процесс в диапазоне частот от 0,5 до 27 Гц, который охватывает практически все области коры и является «фоном» для развивающихся быстротекущих процессов локальной повышенной синхронизации или десинхронизации (Кирой, Белова, 2000; Кратин, Сотниченко, 1987; Лазарев, 1987). Складывается впечатление, что работает сверхмедленная управляющая система мозга (Аладжалова, 1983), причем частота доминирующего ритма, по мнению ряда исследователей, определяет функциональное состояние мозга и, возможно, вид его текущей деятельности (Аладжалова, 1984; Иваницкий, 1993; Илюхина и др., 1988; Книпст, Черемушкин, 2001).

Накоплено большое количество анатомических и физиологических данных, которые показывают, что неспецифическая активирующая

система мозга морфологически и функционально состоит из разнородных структур (блоков) и, помимо общих регулирующих эффектов, может как бы различать афферентные импульсы и направлять эфферентные разряды избирательно к определенным структурам периферической и центральной нервной системы. Одной из важнейших функций ретикулярных структур мозга является аккумуляция нервной энергии с различных афферентных систем, формирование адаптированного к внешним и внутренним условиям динамического тонуса центральных и периферических аппаратов (Ананин, 1992; Бродал, 1960; Сентогатаи, Арбиб, 1976; Росси, Цанкетти, 1960).

В течение многих лет в физиологии господствовало представление о том, что информация, поступающая в ЦНС из внутренних органов, незначительна и не играет существенной роли в интегративной деятельности нервной системы. Однако усилиями научных школ К. М. Быкова, Э. Ш. Айрапетьянц, И. А. Булыгина, И. Т. Курцина, В. Н. Черниговского, как это проанализировано в монографии О. Г. Баклаваджан (1985), было показано, что большое разнообразие интарецептивной информации, поступающей почти во все отделы ЦНС, имеет важное регуляторное значение. Ряд авторов утверждают, что именно афферентация с интарецепторов, как самая надежная, ритмически организованная и постоянная во времени, играет решающую роль в формировании центрального тонуса, модулирует состояние других афферентных систем (Варбанова, 1982; Райцесс, 1980).

Далее рассмотрим теоретическую модель активирующей системы мозга, организованную по принципу осциллирующих элементов, в основе которой лежит структурная схема когерентного модуля и обосновываются некоторые его константы.

ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ПРЕДПОСЫЛКИ К ОБОСНОВАНИЮ МОДЕЛИ АКТИВИРУЮЩЕЙ СИСТЕМЫ МОЗГА

Прежде чем представить результаты проведенных исследований, сформулируем и теоретически обоснуем несколько положений, на основе которых в дальнейшем будем строить анализ полученных данных. Принято считать, что интегративная функция мозга основана на кооперативной деятельности множества функциональных единиц. Это могут быть «колонки», «нейронные ансамбли», «нейронные модули», работающие по вероятностно-статистическому принципу с переменным пространственно-временным распределением активности. Такие объединения существуют не только в пределах какой-либо области мозга, но и в различных, даже отдаленных друг от друга центрах. Циркуляция

импульсов внутри этих объединений создает циклические контуры связи или цепи «реверберации импульсов», являющиеся источником регистрируемой в ЭЭГ ритмической активности (Иваницкий, 1993; Ливанов, 1972; Свидерская, Королькова, 1997; Федотчев и др., 2000).

Предположим, что ретикулярные структуры мозга, составляющие основную часть активирующей неспецифической системы, представляют собой скопление цепей реверберации импульсов и осциллирующих клеток. Целый ряд функциональных свойств таких структур проанализированы в обзорах последних лет (Бродал, 1960; Кратин, Сотниченко, 1987; Ливанов, 1972; Росси, Цанкетти, 1960). Единичную цепь реверберации можно представить как осциллятор, настроенный в данный момент времени на конкретную частоту F_i и обладающий всеми присущими таким элементам физическими свойствами (резонансом, синхронизацией, добротностью, гистерезисом, кооперацией, устойчивостью, самоорганизацией и т. п.). В таком случае возможно допущение, что энергия колебаний, как наиболее простая форма аккумуляции любой энергии, используется природой для формирования неспецифическими структурами мозга некоего фонового адаптационного потенциала. Важнейшим признаком активности такой системы должно быть наличие в ней достаточно длительных периодических процессов, формирующих ПОБ и функциональное состояние мозговых структур, динамический тонус периферических эффекторов и организма в целом.

С позиции теоретической механики и биокibernетики множество равных или достаточно близких по частотам осцилляторов должны по принципу резонанса организовываться в функциональные объединения – когерентные системы, или «кластеры». Важными свойствами последних являются «эффект усреднения», характеризующийся в генерации новой, но достаточно стабильной результирующей частоты (со стабильностью значительно выше, чем у любого отдельно взятого составляющего систему осциллятора), и способность эффективно накапливать энергию колебаний. При этом, как было показано Н. Винером (1983), многие методы аккумуляции внутренней энергии и информации имеют одну и ту же важную черту – они зависят от систем с «большим внутренним резонансом». К аналогичным выводам приходит А. А. Путилов, исследуя процессы синхронизации как системообразующую функцию биологических объектов (1987).

С этих позиций можно представить кластер как множество диффузно распределенных по объему мозга нейронов или нейронных цепей G_{pi} с различной степенью связи, способных к

автогенерации одной или близкой частоты F_i в полосе $F_i + d$. Такой когерентный модуль (КМ $_i$) способен выполнять фильтрующую, усредняющую и аккумулирующую энергию колебаний функции (рис. 1).

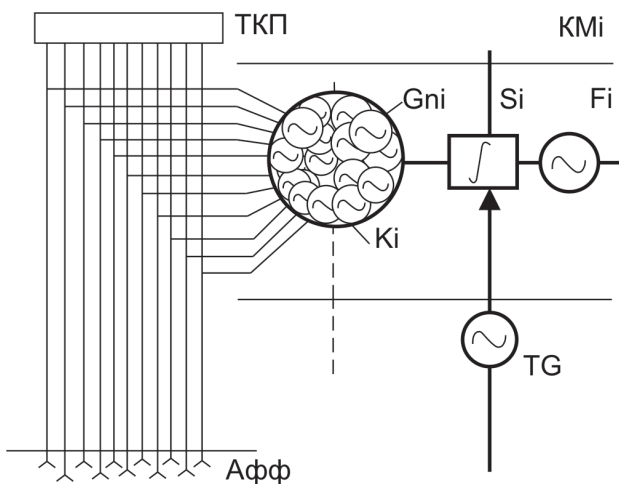


Рис. 1. Структурная схема когерентного модуля КМ $_i$ активирующей системы мозга (объяснения в тексте)

Fig. 1. Structural scheme for КМ $_i$ coherent module of brain's activating system (See explanations in the text)

Некоторыми исследованиями в 90-х гг. XX в. была показана важная роль когерентности электрических процессов мозга в обеспечении сложных поведенческих актов и другой регуляторной деятельности (Hinrichs, Machleidt, 1992; Marosi et al., 1993), но, как отмечают Н. Е. Сви-дерская и Т. А. Королькова (1997), высокая когерентность может реализоваться только в узкополосных диапазонах.

На основе предложенной схемы (см. рис. 1) можно сформулировать ряд основных положений концептуальной модели когерентного модуля, являющегося составной единицей активирующей системы мозга:

1) когерентный модуль может обладать частотно-избирательными свойствами узкополосного фильтра и из нестационарного афферентного потока (Афф) различной модальности должен выделять только длительно текущие ритмические процессы с центральной частотой F_i в полосе d . Не реагировать на аперiodические и кратковременные «фазные» раздражители с временем воздействия, близким к периоду осцилляций G_{ni} ;

2) в результате процедуры интегрирования S_i на выходе когерентного модуля должна постоянно генерироваться центральная частота F_i с амплитудой A_i , пропорциональной количеству n вовлеченных в электрогенез элементов G_{ni} и длительности входных ритмических посылок (числа периодов F_i) T_i за эпоху интегрирования T . Таким образом, чем стационарнее пери-

одический афферентный поток в полосе $F_i + d$ ($T_i/T \rightarrow 1$), тем стабильнее центральная частота F_i и выше амплитуда A_i , генерируемая КМ $_i$;

3) эпоха интегрирования T определяет время смены функционального состояния КМ $_i$ и задается внутренними механизмами управления (генератор TG). Необходимо, чтобы время T было много больше периода осцилляций F_i . Время интегрирования T одинаково для множества когерентных модулей КМ $_i$;

4) энергия колебаний (W_i) когерентного модуля пропорциональна произведению A_i на F_i (где A_i – функция от T_i и n), должна быть стабильной в макроинтервале времени и значительно не изменяться при переходе активности между отдельными разночастотными КМ $_i$;

5) на частотной оси ведущей частоты F_i когерентные модули КМ $_i$ должны самоорганизоваться в дискретный ряд по законам осцилляторов и не могут располагаться по воле экспериментатора, например, в линейный ряд. Как следует из положений теоретической механики, это должен быть «гармонический ряд» (геометрическая прогрессия) с множителем $q = 2^{1/m}$, выводимым из уравнения колебания струны и задающим кратность в системе взаимосвязанных осцилляторов (где m задает дискретность частот). При этом КМ $_i$ может явиться основным звеном интеграции фоновоактивных периферических рецепторов из различных анализаторных систем;

6) из множества разночастотных КМ $_i$ с помощью механизма возвратного торможения выделяется только один с наибольшей колебательной энергией W_i ;

7) надежность аккумулирования энергии колебаний с различных афферентных систем обеспечивает большое количество разночастотных когерентных модулей КМ $(i + n)$ (рис. 2).

Отметим, что сформулированные по отношению к мозгу положения имеют, по всей видимости, некоторый универсальный характер и находят подтверждение вне биологических систем. Так, по тем же принципам организованы осцилляторы музыкального ряда, самоорганизуются планетарные системы, орбиты и частоты излучения атомов, периодическая система элементов Менделеева (Волошинов, 1992).

С целью проверить основные положения модели и экспериментально получить некоторые ее основные константы (T , d , q , m) был разработан программно-аппаратный комплекс, имитирующий работу множества когерентных модулей активирующей системы мозга. Основой комплекса является «гребенка» узкополосных фильтров со способностью накапливать (интегрировать) поступающие на вход сигналы за эпоху наблюдения T . Существенной особенностью таких узкополосных фильтров является селекция только периодического сигнала (при усло-

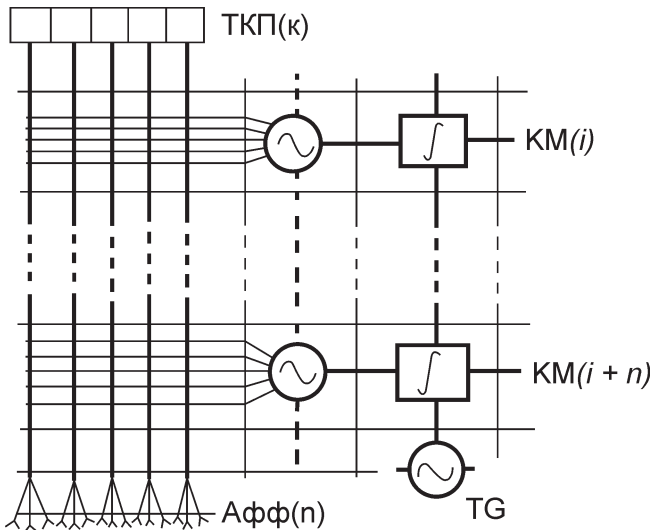


Рис. 2. Схема взаимодействия разномодальных афферентных систем Афф(п) с множеством когерентных модулей – КМ_i ретикуло-септальной активирующей системы мозга (объяснения в тексте)

Fig. 2. Scheme of interaction between different modal afferent systems Афф(п) and a number of coherent modules – КМ_i brain's reticular-septal activating system (See explanations in the text)

вии T значительно больше периода исследуемого сигнала). Экспериментально подбирались ширина полосы пропускания фильтров d , количество фильтров m , закон формирования их центральных частот q и время интегрирования T (Шабанов, 1998; Шабанов, Рыбченко, 1998). Важнейший параметр системы – время интегрирования сигнала узкополосными фильтрами T , но при этом возникает проблема его выделения, решение которой видится следующим образом.

Будем исходить из того, что в ПОБ мозга есть компонент – глобальный ритмический процесс, который охватывает практически все области коры мозга. Известно, что «фазные» процессы в ЭЭГ краткосрочны (время обработки разного рода задач, вызванных потенциалов не более 7 с) и протекают как нерегулярные события в разных областях коры в виде местных или взаимосвязанных областей синхронизации-десинхронизации, взаимодействующей с глобальной активностью (Николаев и др., 1996). Кажущаяся простота в регистрации и тем более в измерении характеристик глобального ритма в суммарной активности биопотенциалов коры мозга осложняется нерегулярным смещением фазовой структуры сигнала от одного пункта коры к другому, строго говоря, слабой когерентностью ритмического процесса. Делались попытки исследовать глобальную пространственную организацию коры мозга путем установки большого количества электродов (метод сравнения мгновенных топограмм) (Книпст, Черемушкин, 2001), что позволило более четко сформулировать и

оценить сложность поставленной задачи. Мы подошли к этой проблеме, используя метод узкополосной фильтрации с большим временем усреднения. Так, если взять два любых монополярных отведения ЭЭГ и обработать их узкополосными фильтрами с временем интегрирования T и последовательно увеличивать время от 10 с до десятков минут, то, как и следовало ожидать, при малом времени интегрирования T (10–20 с) сравнение двух функций спектральной оценки A_i , полученных от пары удаленных отведений, дает низкий ($< 0,3$) или даже отрицательный коэффициент корреляции (ρ). Это говорит о том, что за эпоху наблюдения до 10 с под каждым отведением в фоновой ЭЭГ происходят слабосвязанные, частотно разнонаправленные события. Однако при времени интегрирования около 60 с ρ начинает расти и при $T = 160$ с достигает максимального значения 0,8–0,98.

МЕТОДИКА

Проведено обследование фоновой электрической активности коры головного мозга 50 здоровых испытуемых в возрасте 18–45 лет, правшей, находившихся во время исследования в расслабленном состоянии с закрытыми глазами полулежа в кресле. Использовались монополярные отведения в лобных, затылочных и височно-теменных отведениях по симметричной схеме Крейнляйна с одним общим вертикальным электродом, расположенным на сагиттальной линии головы в верхней части роландовой борозды (Павлова, Романенко, 1988). Такое расположение референтного электрода, наряду с применением графитовых датчиков с низким значением напряжения поляризации (не более 1–5 мВ), позволило значительно уменьшить артефакты различного происхождения и устойчиво снимать ЭЭГ в частотном диапазоне 0,1–0,5 Гц. Применялись стандартные УБП с шумом в исследуемой полосе не более 1 мкВ, цифровой фильтрацией-подавлением сигнала выше 30 и ниже 0,1 Гц. Спектральная оценка проводилась с помощью быстрого преобразования Фурье, применялись методы узкополосной фильтрации, интегрирования, корреляции, оценки когерентности. Диапазон исследуемых частот 0,1–27 Гц. Частота опроса при вводе данных 128 Гц. Длительность эпохи анализа от 10 с до 10 мин. Число частотных полос фильтрации 840. Ширина полосы 0,2–0,5% от центральной частоты. У каждого испытуемого снималось не менее трех эпох анализа.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

На рис. 3 представлены результаты функции спектральной оценки A_i у испытуемого, нахо-

дящегося в спокойном состоянии с закрытыми глазами. Один монополярный электрод был установлен в височно-теменной области правого полушария (сплошная линия), другой – в затылочной области левого полушария (пунктирная линия, $\rho = 0,82$). Из графиков видно, что под двумя электродами, находящимися на большом расстоянии, за эпоху наблюдения $T = 160$ с доминируют ритмические процессы в полосе от 10,5 до 13,8 Гц с наибольшей выраженностью $F_i = 13,8$ Гц. В левом полушарии амплитуда глобальной ритмической активности несколько больше, чем в правом. При увеличении числа отведений и вычислении среднего ρ (между парами отведений) его значение у разных испытуемых достигает 0,7–0,9. Это говорит о том, что, несмотря на краткосрочные изменения биопотенциала под каждым электродом и даже исчезновения глобального ритма на время, исчисляемое секундами, под каждым отведением в макроинтервале времени доминирует глобальный ритмический процесс.

В другой серии исследований, результаты которой представлены на рис. 4, испытуемый был обследован после физической нагрузки в виде 10 приседаний за 10 с. При этом два монополярных электрода находились в левом полушарии – височно-теменной (сплошная) и затылочный (пунктирная) линии. Коэффициент корреляции составлял 0,92, а между множеством пар электродов – 0,89. На всех отведениях доминирует ритмический процесс в полосе частот от 21,6 до 27,0 Гц с наибольшей выраженностью в $F_i = 27,0$ Гц.

При исследовании дремотного состояния у испытуемых частота глобальной ритмической активности снижалась до 0,12–0,3 Гц. Дальнейшее уве-

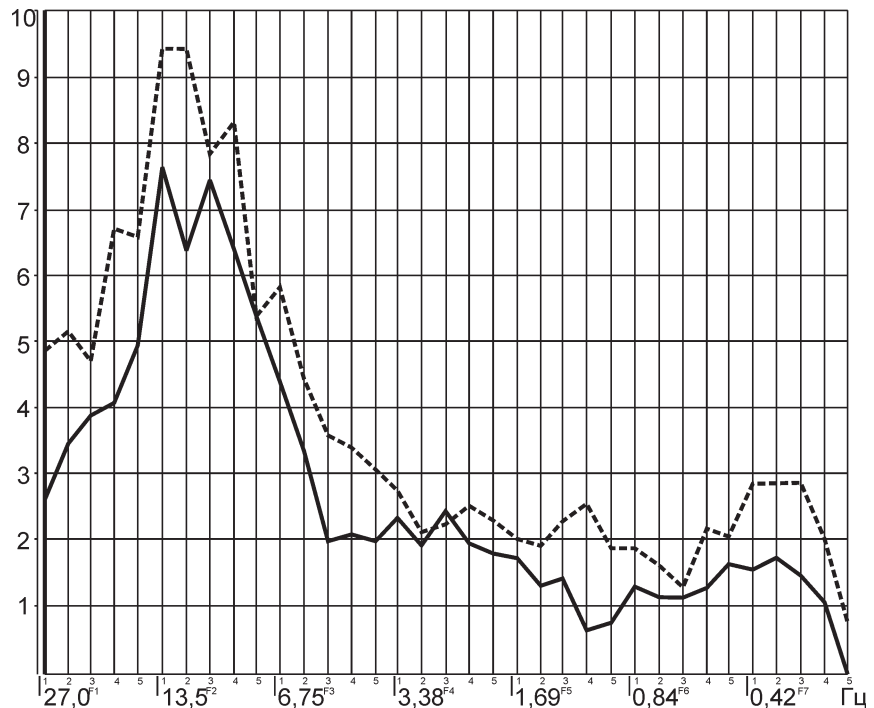


Рис. 3. Функция спектральной оценки A_i , полученная методом узкополосной фильтрации с временем интегрирования $T = 160$ с у испытуемого в состоянии покоя (по оси ординат – мощность спектра, усл. ед., по оси абсцисс – частота, Гц; объяснения в тексте)

Fig. 3. Spectral estimation A_i obtained using the method of narrow-banded filtration with integration time T equal 160 s in a resting subject. Ordinate axis: the range given in arbitrary units; abscissa axis: the frequency given in Hz (See explanations in the text)

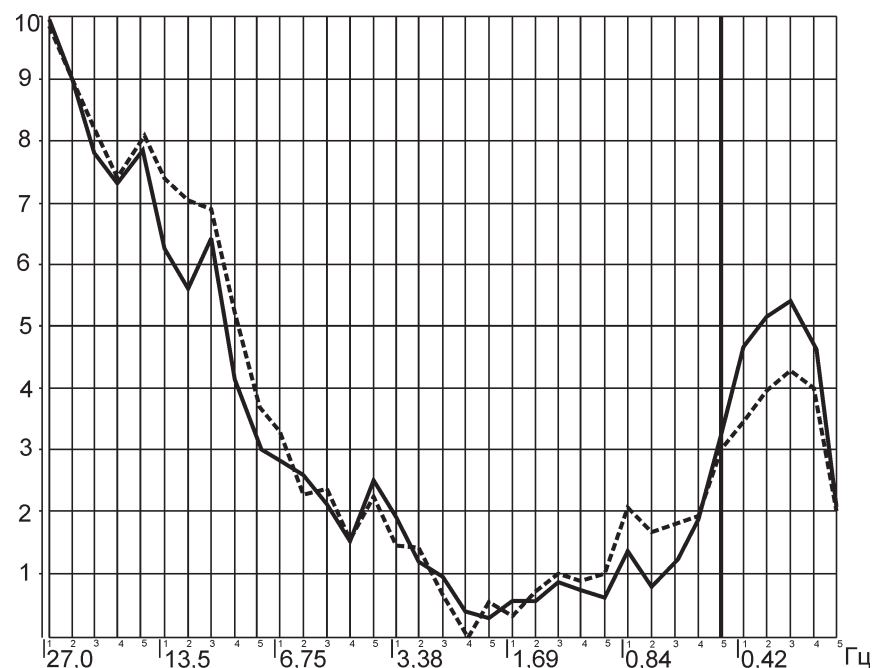


Рис. 4. Функция спектральной оценки A_i , полученная методом узкополосной фильтрации с временем интегрирования $T = 160$ с у испытуемого после нагрузки (обозначения те же, что и на рис. 3)

Fig. 4. Spectral estimation A_i obtained using the method of narrow-banded filtration with integration time T equal 160 s in a post-test recovery subject (Arbitrary signs are the same as in Fig. 3)

личение времени интегрирования до 4–10 мин значительных изменений в картину спектральной оценки A_i не вносит. У отдельных испытуемых коэффициент корреляции снижался с ростом времени. Вероятно, это вызвано текущей сменой функционального состояния коры и значительным изменением ее ритмической активности. Полученные нами результаты при $T = 160$ с, а $\rho = 0,8-0,98$ совпадают с выводами ряда исследователей по относительной стабильности показателей функционирования ЦНС (Илюхина, 1986) и наличия корреляционных связей между формированием стереотипных умственных действий и ритмами минутного диапазона в пределах 2–4 мин (Аладжалова, 1984; Аминев, Кудашев, 1990; Беленков, 1981).

Рассмотренный выше глобальный ритмический компонент регистрируется в затылочных, теменных и височно-теменных отведениях, однако в лобных наблюдаются определенные особенности (рис. 5).

В результатах исследований, представленных на рис. 5, монополярные электроды были наложены в лобном (сплошная линия) и теменном отведении (пунктир), оба в левом полушарии. Отчетливо заметен антагонизм между доминирующими частотами в лобной и теменной областях. Так, доминирующая частота в теменной области около 0,25 Гц совпадает с полным отсутствием этого ритма в лобной области. Доминирование в лобной области частоты 0,34 Гц –

отсутствием таковой в теменном отведении. Усредненный коэффициент корреляции функции спектральной оценки A_i между двумя большими областями, вероятно, разделенными центральной бороздой – лобной с одной стороны, затылочно-теменной и височно-теменной – с другой, низок или принимает отрицательные значения ($< -0,4$). Это указывает на существование в глобальной ритмической пространственной организации биоэлектрических потенциалов коры головного мозга двух областей с выраженной взаимоподавляющей активностью.

Обсуждаемое явление укладывается в концепцию о существовании в активирующей системе мозга двух областей с диаметрально противоположными реакциями – активации и ингибирования, что подтверждается работами других авторов, исследовавших лобную и височную части коры головного мозга, а также его каудальный, ростральный и гипоталамический отделы (Илюхина, 1986).

Энергия колебаний W активирующей системы мозга может быть измерена по формуле:

$$W = A_i \times F_i,$$

где A_i и F_i – амплитуда и частота глобального доминирующего ритма за время интегрирования $T = 160-180$ с. С нашей точки зрения, W представляет собой важный параметр, характеризующий адаптационный потенциал тонической активности мозга и, по всей видимости, в процессе эволюции высших млекопитающих природа освоила механизм переключения когерентных модулей активирующей системы мозга (многочастотных систем) за счет длительного сохранения энергии колебаний.

Описанный метод узкополосной фильтрации с большим временем интегрирования имеет и определенные ограничения, так как позволяет изучать только частотные (энергетические) свойства ритмической системы мозга, оставляя за рамками исследований ее фазовую структуру.

Описанный метод узкополосной фильтрации с большим временем интегрирования имеет и определенные ограничения, так как позволяет изучать только частотные (энергетические) свойства ритмической системы мозга, оставляя за рамками исследований ее фазовую структуру.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Разработана концептуальная модель, в которой активирующая система мозга представлена как скопление осциллирующих элементов, самоорганизующихся в мно-

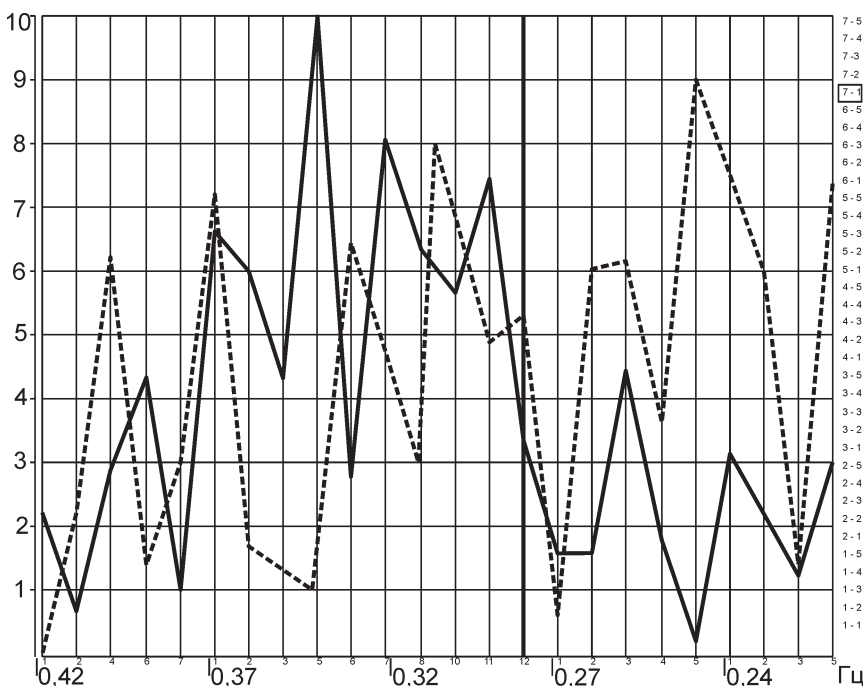


Рис. 5. Функция спектральной оценки A_i (высокое разрешение) с временем интегрирования $T = 160$ с на частотном отрезке 0,42–0,2 Гц (обозначения те же, что и на рис. 3)

Fig. 5. Spectral estimation A_i (high resolution) with integration time T equal 160 s on 0.42–0.2 Hz frequency (Arbitrary signs are the same as in Fig. 3)

гочастотные системы (когерентные модули), обладающие фильтрующими и аккумулирующими энергию колебаний свойствами. Важнейшим индикатором функционирования активирующей системы мозга, по-видимому, является наличие в ПОБ глобального ритмического компонента, на фоне которого развиваются относительно быстрые «фазные» процессы, при этом методом узкополосной фильтрации можно выделять ритмический процесс, характерный для функционирования его неспецифических систем и охватывающий большие области мозга.

Теоретически обосновано и экспериментально установлено, что смена частоты глобального ритма головного мозга или переход активности от одного когерентного модуля к другому осуществляется с периодом, кратным 160–180 с. В пространственной организации биопотенциалов коры головного мозга определены две области глобального ритма с частотно разнонаправленными реакциями (фронтальная кора и височно-теменно-затылочные доли), вероятно, выполняющие ингибирующую и активирующую функцию в сложно организованной неспецифической системе мозга. При этом энергия колебаний активирующей системы мозга постоянна в течение эпохи наблюдения и пропорциональна произведению частоты на амплитуду доминирующего ритма, что, по-видимому, и определяет адаптационный потенциал фоновой активности мозга, от которого зависит функциональное состояние коры и периферических отделов нервной системы.

Роль когерентного модуля в модели активирующей системы мозга, по всей видимости, может быть рассмотрена в качестве определяющего звена интеграции фоновоактивных периферических рецепторов разных анализаторных систем.

Работа выполнена при финансовой поддержке программы Президиума РАН «Фундаментальные науки – медицине».

ЛИТЕРАТУРА

Аладжалова Н. А. Нейрофизиологические аспекты регуляции бдительности. Медленная управляющая система мозга // Проблемы психофизиологии. Диагностика нарушений и восстановление психических функций человека. – М., 1983. – Ч. 2. – С. 162–163.

Аладжалова Н. А. Ритмическая организация психических и мозговых функций // Мозг и психическая деятельность. – М., 1984. – С. 103–106.

Аминев Г. А., Кудашев А. Р. Сверхмедленные колебания показателей решения задач // Физиология человека. – 1990. – Т. 16, № 4. – С. 21–25.

Ананин В. Ф. Проблемы неврологии XX века. – М. : РУДН, 1992. – 120 с.

Баклаваджян О. Г. Висцеро-соматические афферентные системы гипоталамуса. – Л. : Наука, 1985. – 214 с.

Беленков Н. Ю. Фронтальный неокортекс как звено целостной тормозной системы мозга // Механизмы интегративной деятельности мозга. – М. : Наука, 1981. – С. 143–150.

Бродал А. Ретикулярная формация мозгового ствола : пер. с англ. – М., 1960. – 350 с.

Варбанова А. Интерорецепция и тонус мозга // Успехи физиол. наук. – 1982. – Т. 13, № 3. – С. 82–96.

Винер Н. Кибернетика, или Управление и связь в животном и машине. – 2-е изд. – М. : Наука, 1983. – 343 с.

Волошинов А. В. Математика и искусство. – М. : Просвещение, 1992. – 335 с.

Иваницкий А. М. Сознание, его критерии и возможные механизмы // Журн. высш. нерв. деятельности. – 1991. – Т. 41. – Вып. 5. – С. 870.

Иваницкий А. М. Фокусы взаимодействия, синтез информации и психическая деятельность // Там же. – 1993. – Т. 43, № 2. – С. 219–227.

Илюхина В. А. Нейрофизиология функциональных состояний человека. – Л. : Наука, 1986. – 71 с.

Илюхина В. А., Хабаева З. Г., Никитина Л. И. и др. Сверхмедленные физиологические процессы и межсистемное взаимодействие в организме. – Л. : Наука, 1988. – 188 с.

Кирой В. Н., Белова Е. И. Механизмы формирования и роль осцилляторной активности нейронных популяций в системной деятельности мозга // Журн. высш. нерв. деятельности. – 2000. – Т. 50. – Вып. 2. – С. 179–191.

Книпст И. Н., Черемушкин Е. А. Системные изменения корковой электрической активности и роль их в интегративных процессах головного мозга // Успехи физиол. наук. – 2001. – Т. 32, № 2. – С. 29–57.

Коган А. Б. Функциональная организация нейронных механизмов мозга. – Л. : Медицина, 1979. – 224 с.

Кратин Ю. Г., Сотниченко Т. С. Неспецифические системы мозга. – Л. : Наука, 1987. – 159 с.

Лазарев В. В. Факторная структура основных параметров ЭЭГ при интеллектуальной деятельности. Собр. II. Топография функциональных состояний // Физиология человека. – 1987. – Т. 13, № 1. – С. 12–15.

Ливанов М. Н. Пространственная организация процессов головного мозга. – М. : Наука, 1972. – 181 с.

Николаев А. Р. и др. Спектральные перестройки ЭЭГ и организация корковых связей при пространственном и вербальном мышлении // Журн. высш. нерв. деятельности. – 1996. – Т. 46. – Вып. 5. – С. 831–846.

Павлова Л. П., Романенко А. Ф. Системный подход к психофизиологическому исследованию мозга человека. – Л. : Наука, 1988. – 213 с.

Путилов А. А. Системообразующая функция синхронизации в живой природе. – Новосибирск : Наука, 1987. – 144 с.

Райцесс В. С. Механизмы взаимодействия внутренних и внешних анализаторов. – Л. : Наука, 1980. – 150 с.

Росси Дж. Ф., Цанкетти А. Ретикулярная формация ствола мозга : пер. с англ. – М., 1960. – 263 с.

Свидерская Н. Е., Королькова Т. А. Пространственная организация электрических процессов мозга: проблемы и решения // Журн. высш. нерв. деятельности. – 1997. – Т. 47. – Вып. 5. – С. 792–809.

Сентогатаи Я., Арбиб М. Концептуальные модели нервной системы. – М. : Мир, 1976. – 198 с.

Сороко С. И., Бекшаев С. С., Сидоров Ю. А. Основные типы механизмов саморегуляции мозга. – Л. : Наука, 1990. – 250 с.

Федотчев А. И., Бондарь А. Т., Акоев И. Г. Ритмическая структура ЭЭГ человека: современное состояние и тенденции исследований // Успехи физиол. наук. – 2000. – Т. 31, № 3. – С. 39–53.

Шабанов Г. А. План строения тела в спектре интегральной ЭЭГ : сборник / XVII съезд физиологов России. – Ростов н/Д, 1998. – С. 302.

Шабанов Г. А., Рыбченко А. А. Исследование функциональных свойств когерентных элементов коры мозга // Там же. – С. 301.

Hinrichs H., Machleidt W. Basic emotions reflected in EEG-coherences // Intern. J. Psychophysiol. – 1992. – Vol. 13. – P. 225.

Marosi E., Harmony I., Backer J. et al. Sex differences in EEG coherence in normal children // Intern. J. Neurosci. – 1993. – Vol. 72. – P. 115.

Pfurtscheller G. Functional topography during sensorimotor activation studied with event-related desynchronization mapping // J. Clin. Neurophysiol. – 1989. – Vol. 6. – P. 75.

Saletu B., Grunberg J., Linzmauer L. et al. Pharmacokinetic and dynamic studies with a new psychometry // Brit. J. Clin. Pharmacol. – 1994. – Vol. 37. – P. 145.

Skrandies W. Visual information processing: topography of brain electrical activity // Biol. Psychol. – 1995. – Vol. 40. – P. 1.

Steriade M., Gloor P. et al. Basic mechanisms of cerebral rhythmic activities // EEG Clin. Neurophysiol. – 1990. – Vol. 76, No 4. – P. 481–508.

Поступила в редакцию 14.02.2005 г.

THEORETICAL AND EXPERIMENTAL VALIDATION OF A MODEL OF ACTIVATING SYSTEM FOR BRAIN'S BIOPOTENTIAL SPATIAL DIFFUSION

G. A. Shabanov, A. A. Rybchenko, A. L. Maximov

This paper deals with both the theoretical grounds and data obtained experimentally about a human brain's activity. The study results have been used to validate a function model for a non-specific brain-activating system (ASB). A coherent module (CM) concept has been formulated as a set of nervous cells or neuron chains, which are diffusively spread in the brain and are able of some frequency self-generating. A global rhythmical component (GRC) of a spatial diffusion of brain's biopotentials is proposed to be registered using a narrow-banded filtration with its integration time ranging 160–180 s.

Key words: an activating brain system, a coherent module, modeling.