

15. Розенблатт Ф. Принципы нейродинамики. М.: Мир, 1965.
16. Берне Б. Неопределенность в нервной системе. М.: Мир, 1969.
17. Edelman J., Mountcastle V. Mindful Brain. Cambridge, Massachusetts, and London, 1978.
18. Корн Г., Корн Т. Справочник по математике. М.: Наука, 1968.

*Поступила в редакцию 20 января 1981 г.*

УДК 612.822.3.087

**М. Н. ЦИЦЕРОШИН**

*(Ленинград)*

### МЕТОД ВЫЯВЛЕНИЯ ЛОКАЛЬНЫХ НЕОДНОРОДНОСТЕЙ ПОЛЯ БИОПОТЕНЦИАЛОВ ГОЛОВНОГО МОЗГА

Большинство получивших широкое распространение методов пространственного анализа биоэлектрической активности мозга используют представление об электроэнцефалограмме (ЭЭГ) как о случайном процессе. Однако поскольку на конвексительной поверхности мозга существует единое биопотенциальное поле, а локальная ЭЭГ, зарегистрированная от одного или даже от множества отведений, всегда является частным случаем его дискретизации, то естественным представляется применение к полю биопотенциалов мозга методов анализа случайных полей.

При практическом исследовании случайных полей возникают специфические трудности и проблемы, связанные с большим объемом исходных и перерабатываемых данных. Поэтому часто прибегают к вынужденному сокращению и преобразованию информации о поле, переходя к изучению неполных данных о реализациях поля в виде сечений или проекций поля [1]. Обычная ЭЭГ как результат регистрации поля в течение длительного времени в одной точке представляет собой линейное сечение  $\xi(x_0, y_0, t)$  поля  $\xi(x, y, t)$ . Проекции поля получаются при усреднении значений поля по одной или нескольким координатам, в число которых входит и время.

Нами был разработан метод анализа локальных неоднородностей поля биопотенциалов головного мозга, который оказался эффективным при изучении пространственно-временных характеристик ЭЭГ различного спектрального состава при переходе от бодрствования к различным стадиям сна как у взрослого человека, так и у детей различного возраста [2, 3]. Настоящая статья посвящена некоторым важным особенностям данного метода, в частности возможным вариантам соотношений между собой интенсивностей изучаемых процессов и их корреляционных связей, поскольку в предыдущих публикациях эти вопросы не освещались.

В нашем методе используется понятие о проекции поля на ось времени, которая образуется при интегрировании реализации поля по пространственным координатам:

$$\xi_{x,y}(t) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} \xi(x, y, t) dx dy.$$

В этом случае отводимые биопотенциалы от каждого из  $N$  электродов после усиления электроэнцефалографом подаются на суммирующее и усредняющее устройство.

На выходе формируется средняя сумма биопотенциалов поля от всех  $N$  электродов:

$$\xi_{x,y}(t) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \xi_j(t),$$

где  $j$  — номер электрода.

Следует обратить внимание на тот факт, что результат усреднения поля по пространственным координатам зависит от соотношения размеров схемы отведений и пространственного спектра колебаний поля. При усреднении реализаций поля по пространственным координатам в суммарном (усредненном) сигнале взаимно уничтожаются колебания с высокими пространственными частотами, длина волны которых укладывается несколько раз в пределах пространства, по которому производится усреднение. Поэтому такое преобразование равносильно введению фильтра нижних частот, пропускающего сигналы с пространственными частотами от нулевой до частоты, обратной длине интервала усреднения. Если мы хотим сохранить всю информацию о колебаниях поля, то в общем случае должны выбирать линейные размеры фильтра достаточно малыми. По каждой из пространственных координат линейные размеры схемы отведений должны быть меньше, чем длина волны верхней граничной частоты пространственного спектра поля по тем же координатам. Только в этом случае в суммарном сигнале будут присутствовать все частотные составляющие флюктуаций случайного поля.

Как было показано нами ранее [2, 3], в пространственном спектре ЭЭГ мозга здорового человека при различных функциональных состояниях не содержится мощных спектральных составляющих с длиной волны менее 50 см, что примерно равно удвоенной длине черепа от затылочного до лобных бугров. Поэтому правомерно предполагать, что при любой схеме отведений в суммарном сигнале представлены все частотные составляющие ЭЭГ и этот случайный процесс содержит в неявном виде информацию о вкладе всех исследуемых областей мозга в общую активность поля биопотенциалов.

Следующим этапом нашей методики является вычисление  $N$  коэффициентов корреляции суммарного процесса  $\xi_{x,y}(t)$  с процессами от отдельных электродов  $\xi_i(t)$ :

$$r_{i\Sigma} = \frac{\frac{1}{2T} \int_{-T}^T \xi_i(t) \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \xi_j(t) dt}{\sigma_i \sigma_\Sigma} = \frac{\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \frac{1}{2T} \int_{-T}^T \xi_i(t) \xi_j(t) dt}{\sigma_i \sigma_\Sigma}.$$

Умножив числитель и знаменатель на  $\sigma_j$  (полагая  $\sigma_j \neq 0$ ), получаем

$$r_{i\Sigma} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N r_{ij} \frac{\sigma_j}{\sigma_\Sigma} \quad (1)$$

и, поскольку при  $i = j$   $r_{ij} = 1$ , окончательно

$$r_{i\Sigma} = \frac{1}{N} \left[ \frac{\sigma_i}{\sigma_\Sigma} + \sum_{j=1}^{N-1} r_{ij} \frac{\sigma_j}{\sigma_\Sigma} \right] \quad (i = 1, 2, 3, \dots, N), \quad i \neq j. \quad (2)$$

Здесь  $r_{ij}$  — коэффициент кросс-корреляции случайных процессов в точках  $i$  и  $j$ ,  $\sigma_i$  — стандартное отклонение процесса  $\xi_i(t)$ ,  $\sigma_\Sigma$  — стандартное отклонение суммарного процесса  $\xi_{x,y}(t)$ .

Эта величина, названная нами «суммарным коэффициентом корреляции» ЭЭГ (СКК), в отличие от обычных коэффициентов кросс-корреляции содержит информацию не только о взаимокорреляционных, но и об амплитудных соотношениях колебаний биопотенциалов в различных точ-

ках мозга. Действительно, как видно из формулы (2), СКК представляет собой среднюю сумму всех коэффициентов корреляции процессов в точке, относительно которой он определяется, с процессами в остальных точках поля, причем каждый  $r_{ij}$  входит с весом, пропорциональным отношению дисперсии мгновенных значений соответствующего процесса к суммарной дисперсии поля. Первый член суммы отражает только отношение интенсивности ЭЭГ в самой исследуемой точке к интенсивности суммарной ЭЭГ.

Поскольку, однако, СКК вычисляется как обычный коэффициент корреляции двух случайных процессов — локального и суммарного, его величина может изменяться от  $-1$  до  $+1$ . Рассмотрим несколько крайних случаев.

При отсутствии корреляционной зависимости процессов в исследуемых точках, т. е. когда все  $r_{ij} = 0$ ,

$$r_{i\Sigma} = (1/N)(\sigma_i/\sigma_\Sigma) \ll 1. \quad (3)$$

При одинаковых интенсивностях процессов можно допустить, что  $\sigma_\Sigma \approx \sigma_i$ , и, учитывая, что  $r_{ij} = 0$ , получить  $r_{i\Sigma} = 1/N$ .

Таким образом, при независимых процессах величины всех СКК значительно меньше 1 и при увеличении числа  $N$  (т. е. числа исследуемых точек) будут стремиться к нулю. Пространственное распределение значений СКК отразит только соотношения относительных интенсивностей в разных отделах мозга.

В норме у здорового человека статистическая независимость всех локальных ЭЭГ процессов — случай невероятный, но при патологии мозга следует ожидать, что ряд областей больших полушарий будут генерировать видоизмененную биоэлектрическую активность. Тогда для отведения ЭЭГ, активность которого резко отличается от общей, выполняется формула (3), и значение соответствующего СКК выпадает из общего распределения остальных СКК. С увеличением числа областей, охваченных патологическим процессом, пространственное распределение СКК будет демонстрировать несколько «фокусов» поля биопотенциалов, экстремальные значения которых зависят от соотношения числа областей, охваченных патологической и нормальной активностью, а вид пространственного распределения будет определяться внутренними взаимоотношениями активностей.

В случае всех  $r_{ij} = 1$ , в частности когда на поверхности больших полушарий существует единый синфазный процесс,

$$r_{i\Sigma} = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \frac{\sigma_j}{\sigma_\Sigma} = \frac{1}{\sigma_\Sigma} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \sigma_j \approx 1, \quad (4)$$

поскольку можно принять, что

$$\frac{1}{N} \sum_{j=1}^N \sigma_j \approx \sigma_\Sigma.$$

Следовательно, все СКК примерно равны 1 как при разных, так и при одинаковых амплитудах этого процесса в различных точках.

Если один из процессов (в точке  $i$ ) противофазен всем остальным процессам, то при равенстве амплитуд всех процессов  $r_{i\Sigma} \approx -(N-2)/N$ , а остальные  $r_{j\Sigma} \approx (N-2)/N$  и при больших  $N$  эти значения СКК приблизятся к  $-1$  и  $+1$ . Если противофазны  $n$  процессов из  $N$ , соответствующие им СКК примерно равны  $-(N-2n)/N$ , а остальные  $+(N-2n)/N$ . В том же случае, но при различных интенсивностях процессов, пространственное распределение величин СКК характеризуется двумя «фокусами» или «пучностями»: одним ( $n$  отведений) в области отрицательных

значений СКК и другим ( $N - n$  отведений) в области положительных значений СКК.

Наш опыт изучения пространственных распределений СКК ЭЭГ у взрослых и детей при различных состояниях показывает, что такие распределения встречаются в норме исключительно редко. Появление отрицательных величин СКК характерно только для одиночных (в основном затылочных) отведений, чаще при наличии хорошо выраженной ритмической активности на ЭЭГ взрослых людей.

С приближением  $n$  к  $N/2$  все  $r_{i\Sigma}$  будут стремиться к нулю. Таким образом, при равенстве амплитуд, когда половина всех отведений биопотенциалов обладает противофазной по отношению к другой половине отведений активностью, понятие «фокуса» поля биопотенциалов, т. е. района с наиболее общей (средней) для всего поля биопотенциалов активностью, теряет смысл. Для реальной ЭЭГ полная противофазность активности одной половины отведений к другой на протяжении всего времени усреднения — случай крайне маловероятный как в норме, так и при патологии.

При одинаковых амплитудах единого по всему полю процесса, но различных фазовых соотношениях этого процесса в отдельных точках поля

$$r_{i\Sigma} = \frac{\sigma_j}{\sigma_\Sigma} \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N r_{ij} \approx \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N r_{ij}, \quad (5)$$

так как при всех одинаковых  $\sigma_j$  можно допустить, что  $\sigma_j/\sigma_\Sigma \approx 1$ . Величины СКК в этом случае будут распределяться пропорционально абсолютным значениям фазовых сдвигов процессов в каждой данной точке поля относительно определенного максимального  $r_{i\Sigma}$ , соответствующего точке, процесс в которой обладает средней для всего поля биопотенциалов начальной фазой.

При различных по спектральному составу процессах равной интенсивности также

$$r_{i\Sigma} \approx \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N r_{ij} \quad (6)$$

и величина каждого из СКК будет определяться только взаимокорреляционными отношениями данного процесса с остальными.

Отсутствие биоэлектрической активности в каком-либо из отведений ЭЭГ приведет к тому, что соответствующий СКК будет равен нулю, поскольку равны нулю как  $\sigma_i$ , так и все  $r_{ij}$ , относящиеся к данному процессу.

В общем случае максимальные значения СКК характерны для тех областей мозга, локальная активность которых высокоамплитудна и обладает наибольшим сходством (корреляцией) с электрической активностью во всех остальных областях, а минимальные — для областей с отличающейся от общей активностью. Последний случай будет особенно выражен при наличии в мозге патологических очагов с видоизмененной биоэлектрической активностью нервной ткани.

Таким образом, из рассмотренных крайних вариантов соотношений локальных процессов видно, что их корреляционные взаимосвязи играют основную роль в больших изменениях величин СКК. Дополнительную информацию о влиянии амплитудных соотношений колебаний ЭЭГ на оценки величин СКК можно получить из рассмотрения нескольких конкретных примеров пространственных распределений СКК, характерных для различных функциональных состояний мозга взрослого человека.

Кратко опишем методику автоматического вычисления СКК ЭЭГ, применяемую в наших исследованиях. Следует отметить, что предложенный способ вычисления СКК ЭЭГ реализуем как на ЭЦВМ с применением приводимого выше алгоритма, так и на аналоговых устройствах, в частности на аналоговых корреляторах. В последнем случае оценки СКК можно получить непосредственно в ходе эксперимента.

Нами этот способ реализован на автоматическом 8-канальном полярном корреляторе с временем усреднения 10 с [4]. Потенциалы от семи монополярных отведений ЭЭГ после усиления электроэнцефалографом поступали на семь входов коррелятора и одновременно подавались на сумматор, откуда средняя сумма всех ЭЭГ направлялась на восьмой, свободный, вход коррелятора. В течение всего исследования каждые 10 с осуществлялось вычисление семи коэффициентов корреляции этих процессов с суммарным, т. е. семи СКК, каждый из которых соответствовал изучаемой области мозга. По остальным каналам коррелятора параллельно вычислялся 21 коэффициент кросс-корреляции каждого из отводимых процессов попарно с остальными, т. е.  $r_{ij}$ . Индикация величин СКК производилась каждые 10 с на экранах двух осциллографов. Один из них совместно с фоторегистратором ФОР использовался для записи величин СКК на пленку, что позволяло проводить их последующий статистический анализ на ЭЦВМ. Второй, запоминающий осциллограф С8-9А, давал возможность экспериментатору наблюдать в реальном времени распределение значений СКК по областям мозга.

Такой метод совместного вычисления значений СКК и  $r_{ij}$  позволяет нам сопоставить распределения величин СКК относительно изучаемых отведений с пространственными распределениями средних значений всех коэффициентов кросс-корреляции процессов, приходящихся на каждое отведение:

$$\bar{r}_i = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N r_{ij} \quad (i = 1, 2, 3, \dots, N). \quad (7)$$

Величина, определяемая по этой формуле, соответствует величинам СКК, получаемым при равенстве интенсивностей всех процессов (6), и, следовательно, может косвенно характеризовать вклад, вносимый в оценку СКК, только взаимокорреляционными соотношениями изучаемых случайных процессов.

На рис. 1 приведены два примера пространственных распределений СКК и  $\bar{r}_i$ , типичных для различных функциональных состояний взрослого человека. Как видно из рис. 1, а, б, графики  $\bar{r}_i$  представляют собой дугообразные плавные кривые, которые, несмотря на различия средних уровней, сходны при разных состояниях обоих испытуемых. Максимальные значения расположены куполообразно над электродами 3—5, т. е. в середине схемы отведений.

Основным отличием обоих видов распределений является отсутствие на графиках  $\bar{r}_i$  хорошо сформированных пиков с характерной для различных состояний локализацией, подобных тем, которые наблюдаются на пространственных распределениях величин СКК. Особо важным следует считать тот факт, что расположение этих пиков согласуется с известными по литературным данным локализациями «источников» или «генераторов» ритмических колебаний биопотенциалов в частотных диапазонах, присущих ЭЭГ человека при различных функциональных состояниях.

Так, при бодрствовании с закрытыми глазами с выраженным  $\alpha$ -ритмом на ЭЭГ вершины распределений, выявляющиеся в заднетеменной области у обоих испытуемых (электрод 5 на рис. 1, а), с большой точностью ( $\pm 2$  см) совпадают с расположением так называемого  $\alpha$ -центра

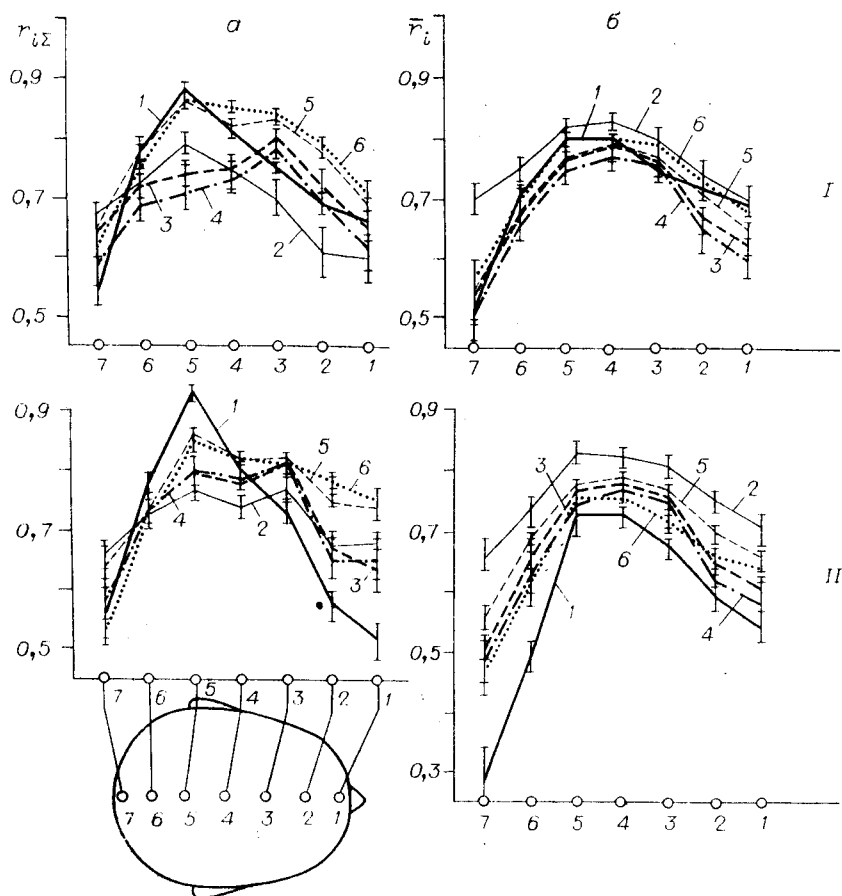


Рис. 1. Пространственные распределения «суммарных коэффициентов корреляции» ЭЭГ  $r_{i\Sigma}$  (а) и средних значений коэффициентов корреляции ЭЭГ, приходящихся на электрод  $\bar{r}_i$  (б), типичные для различных функциональных состояний двух испытуемых (I и II):

1 — состояние бодрствования при закрытых глазах испытуемых, 2 — бодрствование с открытыми глазами, 3 — стадия сна III, 4 — стадия сна IV, 5 — стадия сна II, 6 — парадоксальная стадия сна. (По горизонтали — отведения ЭЭГ; доверительные интервалы 95%.)

[5, 6]. В свою очередь, локализация пиков, характерных для колебаний в диапазоне  $\delta$ -ритмов во время медленноволновых стадий сна человека (стадия сна III и IV, электрод 3 на рис. 1, а), в прецентральных областях мозга согласуется с наблюдениями, в которых описаны «источники»  $\delta$ -волн в этих зонах [7—10].

При непосредственном сопоставлении пространственных распределений СКК и распределений средних значений коэффициентов корреляции, приходящихся на отведение (рис. 2), видно, что своеобразный для каждого состояния рельеф графиков СКК определяется в первую очередь соотношением интенсивностей процессов в разных точках поля биоэлектрических потенциалов. Расположение вершин распределений соответствует локализации областей коры больших полушарий, обладающих колебаниями биоэлектрических потенциалов повышенной интенсивности, которые имеют близкие к максимальным взаимокорреляционные отношения с активностью остальных точек поля биоэлектрических потенциалов, охватываемых соответствующей схемой отведений.

Следует отметить, что простым вычитанием величин одного распределения из значений другого (нижняя кривая в каждом из графиков рис. 2) нельзя получить истинного распределения по пространству от-

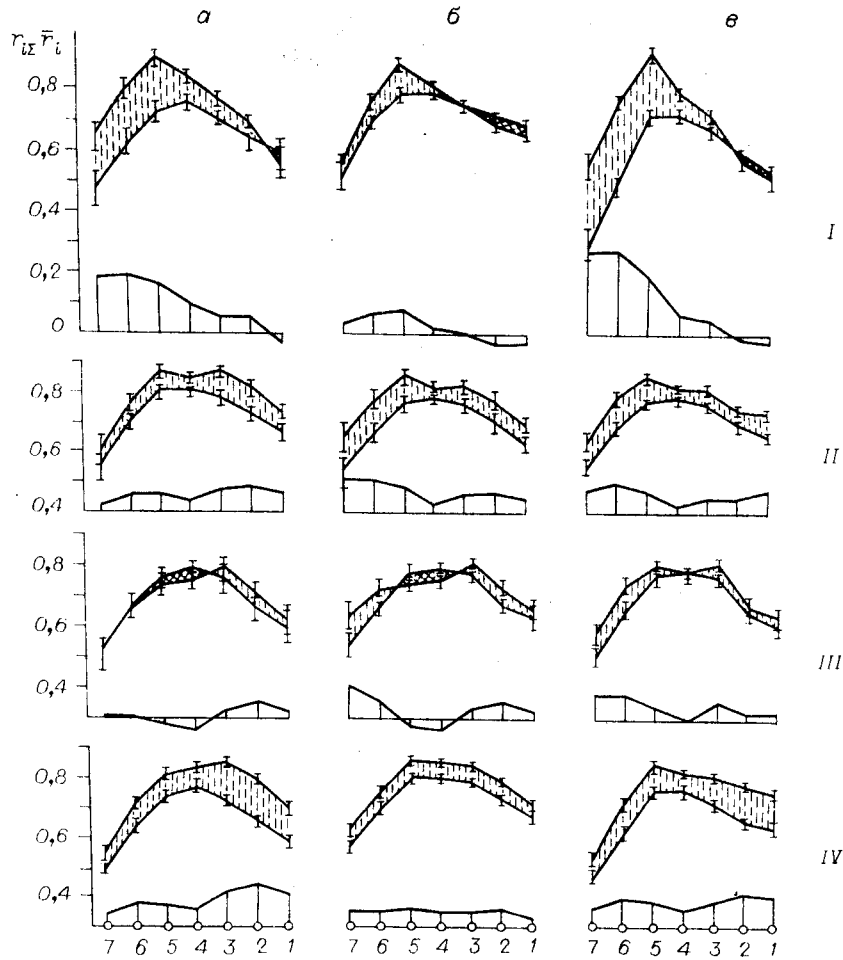


Рис. 2. Сопоставление пространственных распределений  $r_{i\Sigma}$  и  $\bar{r}_i$  при различных состояниях трех испытуемых (а, б, в).

Превышение величин  $r_{i\Sigma}$  над соответствующими значениями  $\bar{r}_i$  отмечено вертикальной штриховкой, обратные соотношения — перекрестной. Нижняя кривая под каждым графиком — разность величин  $r_{i\Sigma}$  и  $\bar{r}_i$ : I — состояние бодрствования с закрытыми глазами, II — стадия сна II, III — стадия сна III, IV — парадоксальная стадия сна. (По горизонтали — отведения ЭЭГ; схема отведений — как на рис. 1).

носительных интенсивностей поля биопотенциалов, поскольку разность формул (2) и (7) не приводит к полному сокращению величин  $r_{ij}$ . Результирующая кривая продолжает содержать информацию не только об интенсивностях локальных процессов, но и об их взаимокорреляционных отношениях. Как видно из рис. 2, в некоторых случаях величины  $\bar{r}_i$  превышают соответствующие значения СКК (отрицательные значения результирующей кривой). Это с высокой вероятностью может свидетельствовать о том, что электрическая активность данной области обладает относительно низкой интенсивностью.

Действительно, результат вычитания формул (2) и (7) представляет собой

$$\frac{1}{N} \left[ \left( \frac{\sigma_i}{\sigma_\Sigma} - 1 \right) + \sum_{j=1}^{N-1} r_{ij} \left( \frac{\sigma_j}{\sigma_\Sigma} - 1 \right) \right].$$

При всех положительных и малоразличающихся  $r_{ij}$  правая часть суммы близка к нулю, поскольку число  $\sigma_i/\sigma_{\Sigma} < 1$  примерно равно числу  $\sigma_j/\sigma_{\Sigma} > 1$ . В этом случае знак разности формул (2) и (7) будет определяться соотношениями  $\sigma_i$  и  $\sigma_{\Sigma}$ , т. е. отношением интенсивности процесса непосредственно в самой исследуемой точке к средней интенсивности колебания поля. При больших различиях или появлении некоторого числа отрицательных  $r_{ij}$  соответствующие рассуждения усложняются, но сохраняется указанная тенденция. Следовательно, по виду результирующей кривой можно с высокой степенью приближения судить о пространственном распределении относительных интенсивностей процессов в отдельных точках поля биопотенциалов.

Увеличение числа  $N$  теоретически будет уменьшать влияние интенсивности процесса в исследуемой точке на величину соответствующего СКК, но поскольку поле биопотенциалов мозга человека и животных ограничено по пространству и не обладает крутыми градиентами амплитуды колебаний биопотенциалов, то увеличение числа  $N$  в реальном случае приведет только к уменьшению шага дискретизации поля по пространству и увеличению числа процессов, сходных с исследуемым. В результате общий вид графиков СКК останется практически неизменным, а дополнительная дискретизация приведет к уточнению локализации экстремальных значений.

Итак, мы приходим к выводу, что формирование пиков на пространственных распределениях СКК обусловлено в первую очередь вкладом интенсивности ЭЭГ соответствующего отведения, в то время как средний уровень всего распределения, типичный для данного функционального состояния, определяется кросс-корреляционными отношениями ЭЭГ.

Следующий пример позволяет показать, что по виду пространственных распределений СКК можно не только судить о местонахождении областей с экстремальными характеристиками электрической активности, но и извлекать информацию о доминантных соотношениях различных пар нервных центров, в частности о соотношениях активностей гомологичных зон правого и левого полушарий. В последнее время этот вопрос приобретает особую актуальность в связи с возросшим интересом нейрофизиологов к оценке функциональной специализации и доминирующей роли каждого из больших полушарий мозга человека.

Как видно из рис. 3, а, 1 и б, 1, в состоянии бодрствования у здоровых испытуемых обоего пола пространственные распределения СКК ЭЭГ мало отличаются в правом и левом полушариях. Достоверных различий величин СКК в гомологичных точках полушарий испытуемых не наблюдается, максимальные значения характерны для ЭЭГ центральных областей (электроды 5 и 6), а минимальные — для затылочных и височных.

Рис. 3, в, 1 иллюстрирует появление выраженной межполушарной асимметрии величин СКК, особенно в передних височных областях (электроды 3 и 4), у женщины, больной токсикозом второй половины беременности (нефронатия беременных). Однако уже на восьмой день после родов (см. рис. 3, 2) заметно достоверное уменьшение различий между величинами СКК ЭЭГ обоих полушарий, совпадающее с нормализацией состояния больной, отмеченное по клиническим показателям.

Сопоставление графиков СКК ЭЭГ отдельно для каждого из полушарий с пространственными распределениями средних значений коэффициентов корреляции ЭЭГ ( $\bar{r}_{ij}$ ) позволяет предположить, что возникновение выраженной межполушарной асимметрии величин СКК в этом клиническом случае было следствием резкого увеличения статистической зависимости электрической активности височной области правого полушария от биопотенциалов остальных областей, наряду с одновременным уменьшением корреляционных связей ЭЭГ височных зон левого полу-



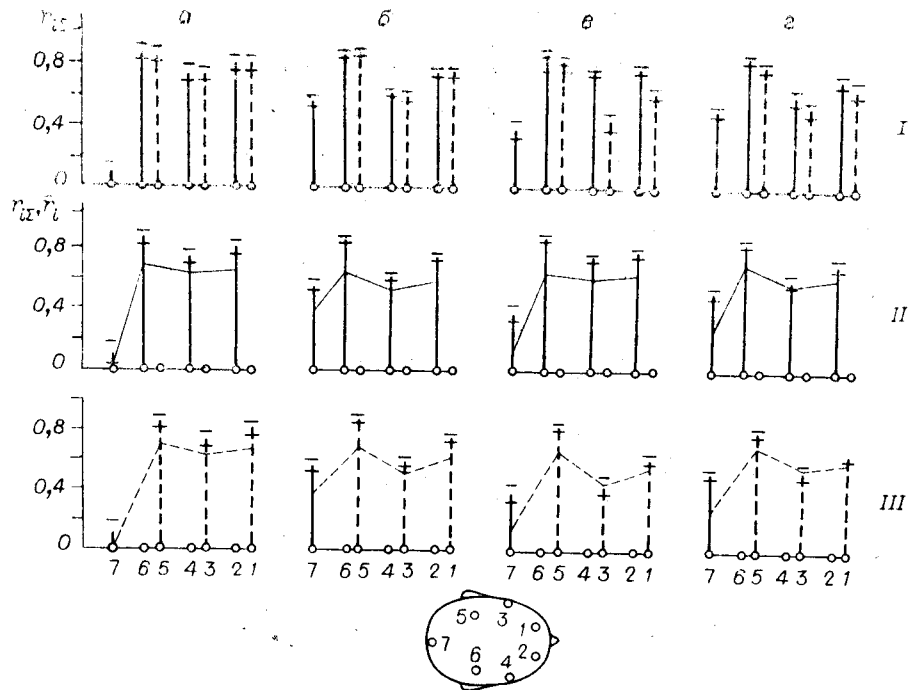


Рис. 3. Типичные случаи межполушарных соотношений величины СКК ЭЭГ (I) в норме у мужчины и женщины (а и б) и при патологии у больной токсемиком в конце беременности (в) и в процессе выздоровления после родов (г):

II и III — сравнение значений  $r_{i\Sigma}$  (вертикальные столбики) с величинами  $r_i$  (соединены линиями) отдельно для правого (сплошные линии) и левого (штриховые) полушарий. (По вертикали — значения  $r_{i\Sigma}$  и  $r_i$ , по горизонтали — отведения ЭЭГ).

шарня (см. рис. 3, II и III). Как показали исследования\*, у здоровых женщин контрольной группы не наблюдалось таких мощных межполушарных асимметрий величин СКК ЭЭГ как во время беременности, так и в послеродовом периоде.

Итак, использование понятия о проекции случайного поля на ось времени позволяет в результате применения стандартных операций корреляционного анализа получать не обычные коэффициенты кросс-корреляции, характеризующие степень мгновенной статистической связи пар случайных процессов, а принципиально новые показатели, отражающие отношения колебаний биопотенциалов в каждой исследуемой точке поля к общей активности поля биопотенциалов мозга. Оценка включает две статистические характеристики этих отношений: сходство флуктуации потенциалов на протяжении эпохи анализа и относительную интенсивность локальных случайных процессов. Метод позволяет проводить раздельное изучение вклада каждой из указанных характеристик в величину СКК в результате сопоставления пространственных распределений СКК с распределениями величин средней суммы коэффициентов корреляции активности данного отведения ЭЭГ с активностью остальных.

\* Эти исследования были проведены совместно с канд. мед. наук Г. К. Палинга — ассистентом кафедры акушерства и гинекологии 1 ЛМИ (зав. кафедрой чл.-кор. АМН СССР Ю. И. Новиков).

## ЛИТЕРАТУРА

1. Коняев К. В. Спектральный анализ случайных процессов и полей. М.: Наука, 1973.
2. Цицерошин М. Н. О статистических свойствах случайного поля биопотенциалов мозга человека.— Физиол. человека, 1975, т. 1, № 1, с. 118.
3. Шеповальников А. Н., Цицерошин М. Н., Анапастов В. С. Формирование биопотенциального поля мозга человека. Л.: Наука, 1979.
4. Шнейдеров В. С. Прибор для определения коэффициентов корреляции биопотенциалов мозга.— Мед. техника, 1970, № 5, с. 28.
5. Joseph J. P. et al. The Alpha Average. II. Quantitative Study and the Proposition of a Theoretical Model.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1969, vol. 26, p. 350.
6. Rémond A. et al. The Alpha Average. I. Methodology and Description.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1969, vol. 26, p. 245.
7. Brazier M. A. B. The Electrical Fields at the Surface of the Head During Sleep.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1949, vol. 1, p. 195.
8. Liberson W. T. Differentiation of V and F Sleep Waves.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1963, vol. 15, p. 151.
9. Lehmann D. et al. Multichannel EEG Field Analysis: Sleep and Wakefulness in Humans.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1971, vol. 30, p. 271.
10. Naitoh P. et al. Brain Wave «Generating» Processes During Waking and Sleeping.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1971, vol. 31, p. 294.

*Поступила в редакцию 22 декабря 1980 г.*

---