

Таблица 1

V	$\Delta=0,9$		$\Delta=0,8$		$\Delta=0,7$		$\Delta=0,6$	
	$k=0,3$	$k=0,5$	$k=0,3$	$k=0,5$	$k=0,3$	$k=0,5$	$k=0,3$	$k=0,5$
V_1	0,006	0,004	0,143	0,058	1,437	0,554	0,073	0,054
V_2	0,172	0,122	0,054	0,040	0,536	0,136	0,436	0,480
V_3	0,205	0,142	0,108	0,085	0,415	0,146	0,568	0,561

Таблица 2

V	$\Delta=0,9$		$\Delta=0,8$		$\Delta=0,7$		$\Delta=0,6$	
	$k=0,3$	$k=0,5$	$k=0,3$	$k=0,5$	$k=0,3$	$k=0,5$	$k=0,3$	$k=0,5$
V_1	$8 \cdot 10^{-4}$	$7 \cdot 10^{-4}$	$17 \cdot 10^{-4}$	$13 \cdot 10^{-4}$	$93 \cdot 10^{-4}$	$98 \cdot 10^{-4}$	$35 \cdot 10^{-4}$	$47 \cdot 10^{-4}$
V_2	$31 \cdot 10^{-4}$	$54 \cdot 10^{-4}$	$10 \cdot 10^{-4}$	$15 \cdot 10^{-4}$	$48 \cdot 10^{-4}$	$34 \cdot 10^{-4}$	$66 \cdot 10^{-4}$	$62 \cdot 10^{-4}$
V_3	$43 \cdot 10^{-4}$	$86 \cdot 10^{-4}$	$21 \cdot 10^{-4}$	$48 \cdot 10^{-4}$	$55 \cdot 10^{-4}$	$51 \cdot 10^{-4}$	$56 \cdot 10^{-4}$	$124 \cdot 10^{-4}$

пределах 1—0,6, предлагаемый метод идентификации может дать большую точность, чем метод, использующий оценки вида $X_i = P_i$, $i = 1, \dots, n$.

ЛИТЕРАТУРА

1. Леушина Л. И. Зрительное пространственное восприятие.— Л.: Наука, 1978.
2. Bellman R., Astrom K. J. On structural identifiability.— Mathematical Biosciences, 1970, v. 7, N 314, p. 329—339.

Поступила в редакцию 26 июня 1984 г.

УДК 612.014.42.82 : 578.1

М. Н. ЦИЦЕРОШИН

(Ленинград)

АНАЛИЗ СТАТИСТИЧЕСКОЙ ВЗАИМОСВЯЗИ КОЛЕБАНИЙ БИОПОТЕНЦИАЛОВ МОЗГА В ТРЕХМЕРНОМ ФАКТОРНОМ ПРОСТРАНСТВЕ

Изучение системной деятельности мозга требует одновременного анализа взаимоотношений биоэлектрической активности от большого числа различных зон коры. Автоматический анализ оценок статистической взаимосвязи электроэнцефалограмм (ЭЭГ) зарекомендовал себя эффективным методом исследования нейрофизиологических механизмов [1—3]. Однако при большом числе отведений n количество оцениваемых коэффициентов корреляции ЭЭГ (КК ЭЭГ) достигает, согласно формуле $n(n-1)/2$, десятков [2], а то и сотен значений [3]. Содержательная интерпретация таких больших корреляционных матриц в адекватных нейрофизиологических терминах крайне затруднительна, и исследователям приходится искать различные методы обобщения или группировки КК ЭЭГ при сохранении всей исходной информации. Наиболее предпочтительным способом компрессии информации, содержащейся в корреляционных матрицах ЭЭГ, следует считать зародившийся в среде психологов и подробно разработанный математиками [4—6] факторный анализ (ФА). Имевшиеся попытки применения ФА к изучению ЭЭГ [7—

9] не нашли в свое время большого распространения из-за своей направленности на исследование, главным образом, интеркорреляций между параметрами, характеризующими выраженность различных частот в спектре одиночной ЭЭГ, т. е. в регистрации биопотенциалов мозга от одного отведения.

При увеличении числа одновременно анализируемых ЭЭГ различными авторами были получены интересные и обнадеживающие результаты [10—14]. Однако среди методов, применяемых в электрофизиологических исследованиях деятельности мозга, ФА ЭЭГ еще не занял общепризнанного места.

Кратко остановимся на основных теоретических предпосылках и понятиях многомерной статистики, которые используются в ФА. В основе различных моделей ФА лежит следующая гипотеза: наблюдаемые параметры (в нашем случае ЭЭГ от различных областей коры) являются лишь косвенными характеристиками изучаемого объекта или явления, на самом деле существуют внутренние (скрытые, не наблюдаемые непосредственно) параметры или свойства, число которых мало и которые определяют значения наблюдаемых параметров [5, 6].

Набор параметров можно представить множеством векторов X_1, X_2, \dots, X_n в N -мерном пространстве, размерность которого равна числу объектов N :

$$X_n : (x_{n1}, x_{n2}, \dots, x_{nN}). \quad (1)$$

Под термином «объект» в ФА традиционно понимается некий реальный объект из общей группы N объектов, у которых измеряется набор каких-либо общих свойств — параметров. В нашем случае это моменты одновременного считывания последовательных выборочных значений ЭЭГ во всех n отведениях, по которым затем производится вычисление попарных коэффициентов корреляции (т. е. N обычно составляет несколько сотен).

Коэффициент корреляции между двумя любыми параметрами (между ЭЭГ от двух областей мозга) в N -мерном пространстве объектов равен косинусу угла между векторами этих параметров. Таким образом, при углах, близких нулю, КК между соответствующими ЭЭГ максимален, при углах, составляющих 90° , — равен нулю, а при 180° — -1 и свидетельствует о наличии реципрокных, противофазных (в случае ритмической активности) соотношений колебаний биопотенциалов в двух областях мозга, от которых отводятся оцениваемые ЭЭГ.

Понятно, что какой-либо содержательный анализ взаимного расположения десятков векторов в сотенном пространстве крайне затруднителен. В ФА утверждается, что эти векторы, вообще говоря, лежат в пространстве, размерность которого m меньше числа параметров. Осями координат такого редуцированного пространства являются общие факторы; исходные параметры могут быть линейно выражены через них:

$$x_j = a_{j1}F_1 + a_{j2}F_2 + \dots + a_{jm}F_m + d_jU_j \quad (j = 1, 2, \dots, n). \quad (2)$$

Это основная модель классического ФА. Здесь параметр x_j линейно зависит от m общих факторов F_j (число которых значительно меньше числа параметров и объектов: $m < n < N$) и одного характерного фактора U_j . Общие факторы учитывают корреляции между параметрами. Характерные факторы независимы как между собой, так и по отношению к общим факторам и характеризуют остаточную после учета всех корреляционных взаимоотношений дисперсию параметров. Коэффициенты a_{ji} при факторах называют нагрузками. Задача ФА — оценка $m \times n$ нагрузок общих факторов. Эту задачу можно решить разными способами в зависимости от избранной факторной модели. Задачи ФА являются неопределенными в том смысле, что для заданного набора параметров и КК между ними коэффициенты a_{ji} факторного отображения могут быть вычислены неоднозначно. Иначе говоря, может быть найдено бесконечное число систем ортогональных (независимых) факторов, адекватно описывающих выборочные коэффициенты корреляции [5].

Такая статистическая неоднозначность — одна из основных причин, которая вызвала недоверие нейрофизиологов к методам ФА.

Геометрически факторная неопределенность означает бесконечное число вращений, с помощью которых одна система координат может быть приведена к другой (в частности, приведение N -мерной системы координат (1) к m -мерной (2)). Важно то, что при подобных преобразованиях системы координат множества точек или векторов, характеризующих параметры, и их взаимное пространственное расположение, зависящее от корреляционных взаимоотношений параметров, не изменяются. Формулы, их описывающие, могут существенно измениться, но формируемые ими в многомерном пространстве паттерны векторов относительно такого преобразования инвариантны.

Это важное свойство было положено нами в основу выбора соответствующей модели ФА ЭЭГ данных. Используя метод, «объясняющий» корреляционную матрицу ЭЭГ минимальным количеством факторов, можно попытаться визуализировать все корреляционные связи n параметров (т. е. ЭЭГ от отдельных зон мозга) в двух- или трехмерном факторном пространстве и, изучая их взаимное расположение, дать им однозначную геометрическую интерпретацию. Для этой цели для анализа корреляционных матриц ЭЭГ человека применен центроидный метод, позволяющий достаточно легко из многих систем координат выбирать такую, которая в смысле распределения дисперсий параметров приближается к оптимальной системе [4, 5].

У взрослых испытуемых и детей разного возраста КК ЭЭГ от семи или восьми областей мозга оценивались в течение исследования каждые 10 с автоматическим полярным коррелятором. Все отведения монополярные (относительно мочек ушей). Полученные 8×8 симметрические корреляционные матрицы ЭЭГ усреднялись в пределах каждого исследуемого функционального состояния (число усредняемых матриц в зависимости от продолжительности отдельного состояния колебалось от 20 до 50). Усредненные матрицы отдельно для каждого испытуемого подвергались ФА по центроидному методу, примененному в нашей лаборатории для ЭЦВМ «Электроника 100-25». Стандартные ошибки факторных нагрузок оценивались согласно таблице, приведенной в приложении к [5].

При расстановке электродов цепочкой на одинаковом расстоянии друг от друга вдоль сагиттальной линии головы взрослого испытуемого исходная дисперсия матрицы КК ЭЭГ полностью исчерпывается двумя общими факторами (рис. 1, а). Подобная закономерность сохраняется во всем цикле бодрствование — сон (см. рис. 1, а, А — В). В изучаемых состояниях суммарный вклад обоих общих факторов в исходную дисперсию (или общность по Харману [5]) составлял $100 \pm 2\%$.

В формируемом общими факторами двумерном пространстве исходные параметры (ЭЭГ от отдельных областей коры мозга) представлены в виде точек, соединенных радиусами-векторами с началом координат. Длина вектора равна квадратному корню из значения общности (дисперсии) h_j^2 параметра x_j :

$$N(x_j) = \sqrt{a_{j1}^2 + a_{j2}^2} = h_j. \quad (3)$$

Коэффициент корреляции между двумя параметрами в пространстве общих факторов равен скалярному произведению соответствующих векторов и, таким образом, прямо пропорционален косинусу угла φ_{jk} между ними:

$$r_{jk} = h_j h_k \cos \varphi_{jk}. \quad (4)$$

При равенстве длин векторов x_j и x_k (т. е. при $h_j = h_k$) эта пропорциональность переходит в равенство.

Из рис. 1, а, А видно, что все параметры расположились в факторном пространстве последовательно друг за другом согласно номерам соответствующих отведений ЭЭГ (схема отведений — в верхней части

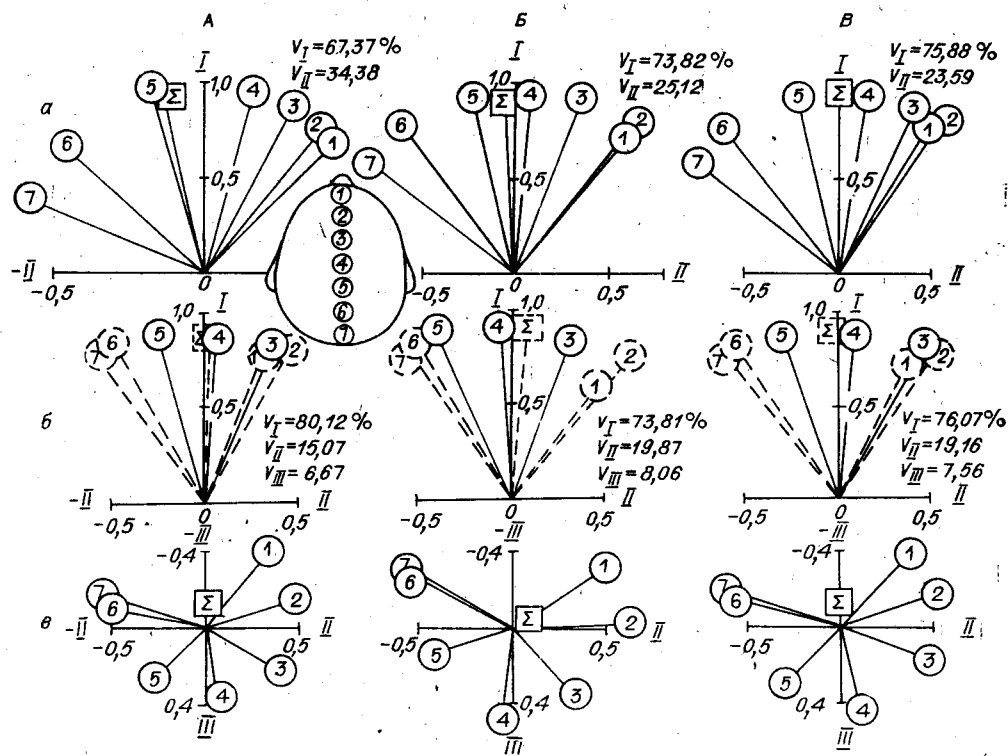


Рис. 1. Геометрическое представление результатов ФА ЭЭГ от цепочки электродов, расположенных в продольном направлении головы (схема вверху слева). Двумерное факторное пространство у взрослого испытуемого (а) переходит в трехмерное у 28-дневного младенца (б, в):

А — состояние бодрствования; Б — медленноволновой сон; В — парадоксальный сон; арабские цифры в кружках — отведения ЭЭГ; значок Σ — средняя сумма ЭЭГ по всем семи отведениям; римские цифры на осях координат — номер фактора; $V_I - V_{III}$ — вклад каждого фактора в исходную дисперсию параметров. Параметры, расположенные за плоскостью листа, изображены светлой штриховкой

рис. 1). Такое распределение отражает фундаментальное свойство пространственной организации биоэлектрической активности коры больших полушарий — градиент КК ЭЭГ, т. е. постепенное уменьшение корреляций между биопотенциалами любых двух точек коры при увеличении расстояния между ними [1—3, 15—17]. Действительно, углы между векторами, характеризующими ЭЭГ от отведения 7 и отведений 6, 5, 4, последовательно возрастают. Такая закономерность выполняется для всех изучаемых отведений ЭЭГ. Исключение у данного испытуемого, казалось бы, составляет лобное отведение ЭЭГ в состоянии парадоксального сна (ПС) и частично в медленноволновой стадии сна (см. рис. 1, а, Б и В). Но здесь вступает в силу формула (4), поскольку оценка общности ЭЭГ от этого отведения и как следствие длина вектора I отличаются от длины других векторов в этих состояниях ($h_1 = 0,87$, $h_2 = 0,95$, $h_3 = 0,95$ в ПС и $h_1 = 0,91$, $h_2 = 0,93$, $h_3 = 0,93$ в медленноволновой стадии сна; различия достоверны при $P = 0,05$).

Э. М. Браверман во вступительной статье к монографии Г. Хармана [5], посвященной проблемам и методам ФА, так формулирует одну из основных целей применения ФА: «Коль скоро удалось коротко описать большой массив чисел, то можно верить, что вскрыта некоторая объективная закономерность, обусловившая возможность короткого описания».

Основная модель классического ФА (2) предполагает линейную зависимость параметров x_j от гипотетических факторов \mathcal{F}_i . Коэффициенты (нагрузки) a_{ji} факторного отображения указывают на корреляции параметров с соответствующими факторами (при ортогональности общих

ляции с рассматриваемыми факторами. С целью максимального уменьшения нагрузок произвольно избранных параметров на один из факторов при одновременном уменьшении нагрузок этих параметров на другие факторы исследователи применяют разнообразные вращения системы координат, что, как указывалось ранее, приводит к неоднозначной интерпретации сходных данных в разных исследованиях. Чтобы уменьшить произвол в последующей интерпретации факторных отображений, разработаны специальные методы многофакторных решений, типа «варимакс» (в ортогональных координатах) или «облимин» (косоугольные координаты), которые не имеют точной математической постановки и опираются на интуитивные представления [5]. Обычно эти преобразования основываются на принципах «простой структуры» Терстоуна, требующих выполнения ряда условий, главным из которых является высокая скоррелированность одних параметров с некоторыми из факторов при их одновременной невязанности с остальными. Ясно, что наилучшая модель, удовлетворяющая условиям Терстоуна, должна быть неизбежно многофакторной. В этом случае содержательность описания идет в ущерб краткости факторного решения, не гарантируя в то же время безусловной однозначности многофакторного преобразования.

Для набора параметров, подобных используемым в психологических исследованиях, когда каждый из них характеризует какое-либо важное свойство нервной системы, такое многофакторное решение с приближением числа факторов к числу параметров или, по крайней мере, к половине этого количества может быть достаточно обоснованным. Однако при анализе корреляционных отношений ЭЭГ все параметры по своим физическим свойствам примерно равноценны, так как отдельные отведения ЭЭГ представляют собой только дискретизацию по пространству единого поля биопотенциалов коры головного мозга. Существенная для нейрофизиологов разница содержится лишь в их локализации. Исходя из этих соображений, мы предпочли остановиться на прямом факторном решении, не прибегая к каким-либо произвольным вращениям, кроме поворотов биополярных факторов на 180° .

Завершая это методологическое отклонение от последовательного изложения фактических данных, отметим, что наблюдение всего лишь двух общих факторов, несомненно, указывает на существование минимального числа гипотетических нейрофизиологических механизмов, влиянием которых на биоэлектрическую активность коры можно исчерпывающе объяснить все попарные корреляции ЭЭГ при расположении электродов цепочкой в продольном направлении мозга. Как видно из рис. 1, *a*, первый из них может быть назван фактором общей скоррелированности ЭЭГ, в то время как второй, разделяя параметры на две группы отведений, обусловлен, очевидно, различиями в пространственной организации ЭЭГ передних и задних областей коры мозга. Еще раз подчеркнем условность этой интерпретации, поскольку достаточно повернуть оси нашей системы координат примерно на 45° против часовой стрелки и *I* фактор можно будет попытаться трактовать как проявление неких «окципитальных», в то время как второй — «фронтальных» влияний. Существенно, что при таких манипуляциях с осями координат взаимное расположение самих параметров в пространстве общих факторов остается неизменным.

В рассматриваемой системе координат ближе всего к *I* фактору проходит радиус-вектор параметра Σ , характеризующего усредненную по всем семи отведениям ЭЭГ. Нагрузки этого параметра на второй фактор близки к нулю, особенно при оценках ЭЭГ в стадиях сна. Отсюда следует еще одна возможная интерпретация значения *I* фактора как ха-

рактизирующего среднюю, присутствующую во всех отведениях составляющую биоэлектрической активности мозга. Наличием такой общей составляющей, возможно, и объясняется высокая взаимная скоррелированность ЭЭГ в различных точках биопотенциального поля.

Наблюдаемые в двумерном факторном пространстве закономерности распределения параметров по принципу градиента КК ЭЭГ и наличия общей скоррелированности ЭЭГ можно было бы считать тривиальными, поскольку они легко обнаруживаются при внимательном изучении самой матрицы КК ЭЭГ и подробно описывались в приводимых выше работах. Такого вывода не позволяет, однако, сделать тот факт, что подобная двумерность при расстановке электродов в продольном направлении мозга, будучи типичной для взрослых испытуемых (двумерность факторного пространства сохраняется и при постановке цепочки электродов со сдвигом от средней линии в сторону правого или левого полушария), не наблюдается у детей.

В частности, при анализе ЭЭГ у младенцев для объяснения взаимных корреляций параметров двух общих факторов уже недостаточно. Существует еще третий фактор, который, хотя и принимает на себя только от 6 до 8% факторной дисперсии, но выражено изменяет картину распределения ЭЭГ в факторном пространстве во всем континууме бодрствование — сон (рис. 1, б, в, А — В). Здесь пространство общих факторов трехмерно и распределения ЭЭГ на плоскостях I и II факторов на рис. 1, а и б обладают только внешним сходством. На рис. 1, б в плоскости I, II не лежит ни один из параметров: присутствуют только их проекции из трехмерного пространства. Параметры 1, 2, 6, 7 и Σ находятся за плоскостью листа, в то время как параметры 3—5 — перед ней. Это видно из рассмотрения проекций параметров на плоскость II и III факторов. Корреляции между отдельными параметрами (ЭЭГ) соответствуют углам между векторами в декартовой системе трех координат (общие факторы при центроидном методе анализа взаимно ортогональны — не коррелированы между собой).

Трехфакторная интерпретация матриц КК необходима и для ЭЭГ взрослых при расположении цепочки электродов в направлении от левого полушария к правому в любых фронтальных сечениях (рис. 2) при различных функциональных состояниях (рис. 3). Второй фактор в этой системе координат четко делит параметры на лево- и правополушарные; таким образом, его можно считать фактором, объясняющим межполушарные различия в пространственной организации биопотенциалов. Наибольшую корреляцию с III фактором проявляет параметр 4 (см. рис. 2), соответствующий ЭЭГ от отведения, расположенного на сагитальной линии. Биоэлектрическая активность, регистрируемая под этим электродом, представляет собой сумму биопотенциалов, приходящих от активных зон коры левого и правого полушарий. Из расположения этого параметра в факторном пространстве можно сделать обоснованный вывод о том, что в состоянии бодрствования во всех фронтальных сечениях (кроме крайних лобных зон) доля биоэлектрической активности правого полушария в ЭЭГ, регистрируемых от средней линии, больше, чем вклад биопотенциалов от левого полушария. Это совпадает с известными наблюдениями, показывающими, что амплитуда альфа-ритма у испытуемых-правшей несколько выше в правом полушарии. По углам, которые образуют радиус-вектор параметра 4 с остальными параметрами, можно количественно оценить соотношение интенсивностей ЭЭГ в гомологичных зонах обоих полушарий. Эти углы удобнее анализировать не в трехмерном пространстве, а по проекциям параметров на плоскость II и III факторов. Здесь необходимо сделать несколько замечаний.

ФА тесно связан с понятиями множественной и частной корреляции. Так, общность параметра (его исходная факторная дисперсия) равна квадрату коэффициента множественной корреляции между параметрами и общими факторами [5]. Расположение проекций параметров в

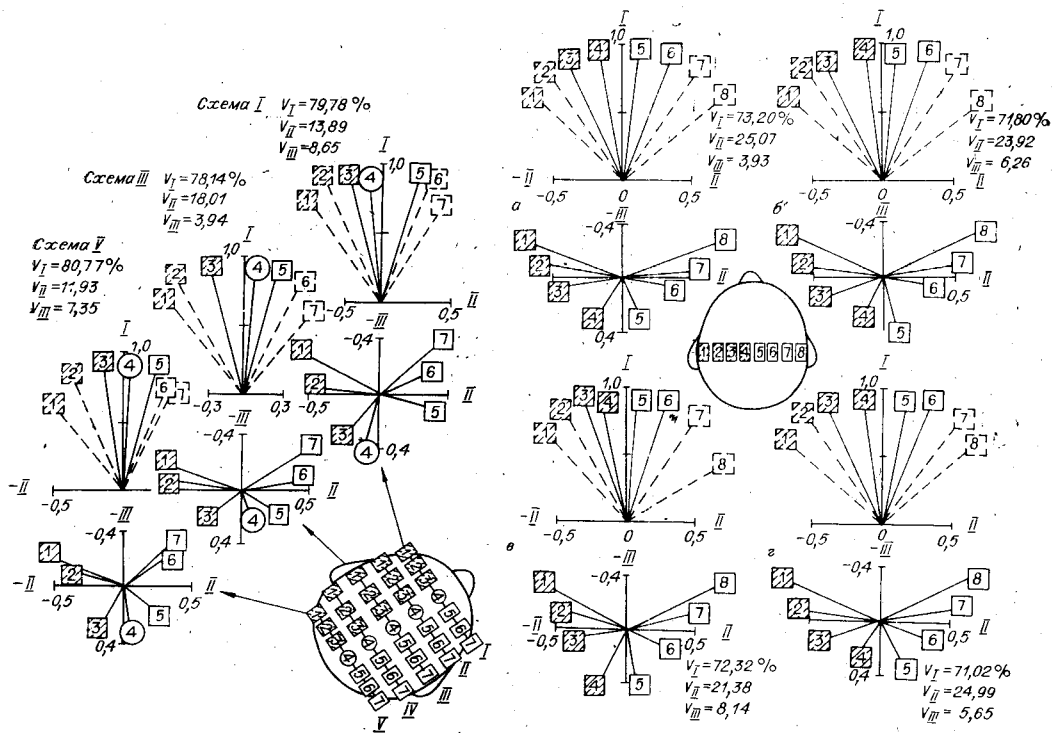


Рис. 2. Анализ ЭЭГ от цепочек электродов, расположенных в различных фронтальных сечениях (схемы I—V), приводит к трехмерному отображению ЭЭГ в факторном пространстве. Взрослый испытуемый Н. А., состояние бодрствования с закрытыми глазами (альфа-ритм). Представлены проекции ЭЭГ на факторные плоскости только для схем I, III и V:

арабские цифры в заштрихованных квадратах — ЭЭГ от левого полушария, в светлых — от правого, в кружках — отведения ЭЭГ от средней линии. Остальные обозначения — как на рис. 1

Рис. 3. Трехмерное факторное отображение ЭЭГ от цепочки электродов во фронтальном сечении мозга (устойчиво сохраняется при различных функциональных состояниях испытуемого В. Ф):

а — состояние бодрствования с закрытыми глазами (на ЭЭГ — альфа-ритм); б — бодрствование с открытыми глазами (десинхронизированная ЭЭГ); в — медленноволновой сон; г — парадоксальный сон. Остальные обозначения — как на рис. 1 и 2

плоскости II и III факторов можно рассматривать как результат частных (остаточных) корреляций параметров при исключении влияния I фактора. В этом случае выявляются отличия структуры взаимодействий биоэлектрических активностей различно локализованных пар гомологичных зон обоих полушарий, обычно маскируемые влиянием некоего механизма (I фактор), обуславливающего общую высокую скоррелированность колебаний поля биопотенциалов. Так, из рис. 2 (плоскости II и III факторов) видно, что те составляющие локальных активностей, которые не являются общими для гомологичных зон коры, не находятся в хаотичных и случайных соотношениях, а подчинены ярко выраженному организующему влиянию. Радиус-вектор параметра 1 (ЭЭГ от крайнего левого электрода на всех схемах отведений) зеркально симметричен вектору 7 (ЭЭГ от крайнего электрода в правом полушарии), а вектор 2 — вектору 6. Вектор параметра 4 (ЭЭГ от электрода на сагиттальной линии) почти перпендикулярен линиям, соединяющим параметры 2, 6 и 1, 7 и образует острые углы с линиями векторов 3, 5. Можно говорить об условной статистической независимости биопотенциалов на средней линии от активности наиболее далеко отстоящих в обоих полушариях областей и о большем вкладе в эту суммарную активность электрических полей, генерируемых в коре правого полушария, под электродами 5 и 6, чем в гомологичных зонах 3 и 2 левого полушария. Напомним, что остаточные корреляции согласно формуле (4)

также равны скалярным произведениям пар остаточных векторов в пространстве ($m-1$) измерений и пропорциональны углам между ними.

Представленные на рис. 3 данные анализа матриц КК ЭЭГ от восьми электродов (по четыре в каждом полушарии) показывают, что частные различия биопотенциалов отдельных пар гомологичных зон обоих полушарий сохраняются при самых разных волновых формах колебаний ЭЭГ: в состоянии бодрствования при закрытых и открытых глазах испытуемых и в стадиях медленноволнового и быстрого сна. Здесь зоны коры, близкие к средней линии (параметры 4 и 5), также проявляют условную статистическую независимость своей активности с биоэлектрической активностью далеко отстоящих вправо и влево областей (электроды 1 и 8). Остальные пары векторов гомологичных зон, оставаясь в реципрокных соотношениях друг с другом, занимают промежуточные угловые позиции между векторами пар крайних и средних отведений.

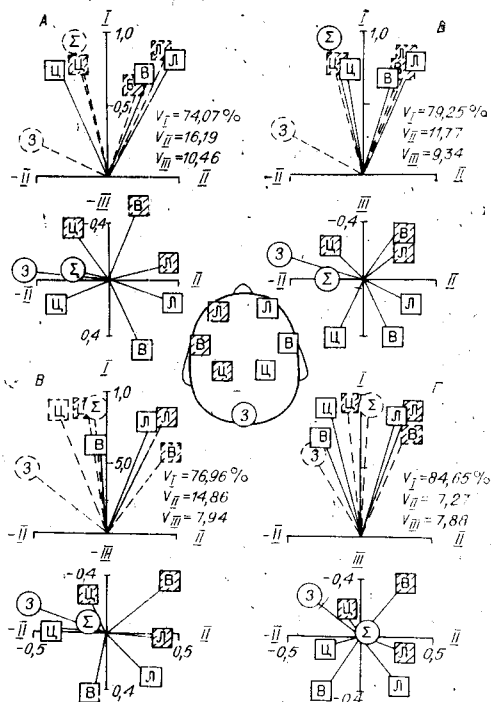
Следовательно, рассуждая в терминах множественной и частной корреляций, можно понять роль III фактора как «механизма», вносящего локальную неоднородность биоэлектрической активности кортикальных полей в поперечном сечении больших полушарий, причем эти локальные составляющие колебаний биопотенциалов обладают строгой билатеральной организованностью с поддержанием в наиболее удаленных гомологичных зонах полушарий реципрокных соотношений. Активность этого локально-структурирующего механизма, обуславливающего частные различия билатеральных ЭЭГ, неодинакова в разных состояниях испытуемого (см. рис. 3) и при различных фронтальных сечениях в одном и том же состоянии (см. рис. 2) и может быть оценена по вкладу III фактора в исходную дисперсию параметров. Так, она максимальна в медленноволновой стадии сна (8,14%) и минимальна при альфаритме на ЭЭГ в состоянии бодрствования испытуемого (3,93%) (рис. 3, а, е). В этом же состоянии она увеличивается при сечениях, проводимых ближе к фронтальному (8,65%) и окципитальному (7,35%) полюсам мозга (см. рис. 2).

Заметно, что при уменьшении локальной неоднородности биопотенциалов отдельных пар областей коры радиусы-векторы параметров на плоскости II и III факторов как бы притягиваются к оси координат, соответствующей II фактору, и при ее полном отсутствии векторы должны слиться с осью. Факторное пространство в таком случае будет двумерным. Такие соотношения наблюдались при анализе КК ЭЭГ у взрослых испытуемых в продольных сечениях мозга (см. рис. 1, а). Теперь становится ясным, что появление третьего фактора у младенцев при анализе КК ЭЭГ, зарегистрированных от продольной схемы отведений (см. рис. 1, б, в), можно объяснить типичной для незрелой ЭЭГ полиморфностью пространственной организации биоэлектрических процессов коры.

У детей, помимо больших локальных особенностей биопотенциалов разных зон коры в продольном направлении мозга, наблюдаются отличия от взрослых в организации статистической взаимосвязи ЭЭГ левого и правого полушарий. ФА матриц КК ЭЭГ при произвольной расстановке электродов показал, что если для детского мозга характерна зеркальная симметрия частных корреляционных соотношений ЭЭГ обоих полушарий относительно оси II фактора (в плоскости II и III факторов, рис. 4, А, В), то у взрослых испытуемых центр тяжести распределения радиуса-вектора ЭЭГ больших полушарий выражено смещен в этой же плоскости в сторону положительных корреляций с III фактором как ЭЭГ правого полушария, так и ЭЭГ от левой лобной области (рис. 4, В, Г; 5, а, б; 6, а, б). Это смещение происходит в основном за счет перестройки корреляционных отношений ЭЭГ центральной и височной областей правого полушария. На рис. 4, А, В из квадранта II и III у детей радиус-вектор ЭЭГ правой височной области переходит у взрослых в квадрант —II и III, сближаясь с вектором, характеризующим ЭЭГ правой центральной области, который, в свою очередь, претерпевает

Рис. 4. Возрастные особенности факторного представления ЭЭГ:

А — ребенок 5,5 лет; Б — 9 лет; В и Г — взрослый испытуемый В. Н.; интервалы между регистрациями ЭЭГ 1 мес. Буквы в заштрихованных квадратах — ЭЭГ от левого полушария, в светлых — от правого; Л — лобное, В — височное, Ц — центральное отведения ЭЭГ. В кружках: ЭЭГ — от затылочного отведения, Σ — средняя сумма ЭЭГ от всех отведений. Остальные обозначения — как на рис. 1



сдвиг в сторону параметра (ЭЭГ) затылочной зоны (см. рис. 4, В, Г; 5, а, б; 6, а, б). Однако делать вывод только о локальных изменениях, происходящих внутри правого полушария при созревании мозга ребенка, будет неправомерно, поскольку положение любого из радиусов-векторов в многофакторном пространстве обусловлено всей суммой взаимодействий и влияний, оказываемых на соответствующий параметр остальными $n - 1$ параметрами и m факторами.

При фиксированном функциональном состоянии испытуемых радиусы-векторы ЭЭГ от обоих полушарий в трехмерном пространстве в целом устойчиво сохраняют взаимное расположение как у разных лиц (см. рис. 5, а и б, а), так и у одного и того же испытуемого при регистрациях, разнесенных во времени, в частности на один месяц (см. рис. 4, В и Г). Это подчеркивает такие положительные свойства геометрической интерпретации факторных отображений ЭЭГ, как наглядность в определении однозначных распределений параметров, несмотря на возможные различия отдельных факторных нагрузок.

При изменении функционального состояния даже в пределах одного исследования происходят выраженные сдвиги в факторном отображении ЭЭГ. Так, при засыпании уже в начальных стадиях сна А и В (рис. 5, в, г) у взрослых испытуемых паттерны межполушарных соотношений КК ЭЭГ из асимметричных (по отношению к оси II фактора) переходят в симметричные, подобные тем, которые наблюдаются в детском возрасте. Следует отметить, что как по спектральному составу, так и по внешнему виду регистраций ЭЭГ отличить фрагмент начальной стадии сна А от ЭЭГ в состоянии бодрствования испытуемого с открытыми глазами довольно трудно даже опытному специалисту. Однако анализ ЭЭГ в факторном пространстве указывает на существенные различия механизмов пространственной организации поля биопотенциалов больших полушарий в этих состояниях (см. рис. 5, б, в). Действительно, при функциональных состояниях, которым присущи единые принципы организации корреляционных соотношений ЭЭГ (состояния бодрствования с закрытыми и открытыми глазами), наблюдаем сходные распределения параметров в факторном пространстве (см. рис. 5, а, б; 6, а, б), несмотря на хорошо известные различия этих состояний по выраженности альфа-ритма на ЭЭГ. Данные различия отражаются только в перемене места расположения параметров, соответствующих затылочной и усредненной ЭЭГ (на рис. 5, а; 6, а параметр З находится за плоскостью II и III факторов, в то время как на рис. 5, б; 6, б — перед этой плоскостью), так как при депрессии альфа-ритма, сопровождающей открывание глаз испытуемыми, происходит уменьшение сдвига по фазе альфа-колебаний в затылочных и фронтальных зонах.

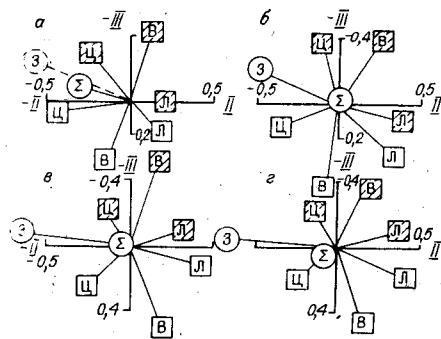


Рис. 5. Перестройки факторного отображения ЭЭГ от гомологичных зон коры обоих полушарий при засыпании взрослого испытуемого В. Ж. Представлены только проекции на плоскость II и III факторов: а — бодрствование с закрытыми глазами (альфа-ритм на ЭЭГ); б — бодрствование с открытыми глазами (десинхронизированная ЭЭГ); в — дремота, стадия А; г — начальная стадия сна В. Схема отведений и обозначения параметров — как на рис. 4. Остальные обозначения — как на рис. 1

Такие изменения функционального состояния испытуемых, как ожидание стимулов, требующих латерализованных реакций (рис. 6, в, г), также приводят к переменам паттернов факторного отображения, отличным от отображений, типичных для состояний бодрствования с закрытыми и открытыми глазами (см. рис. 6, а, б). В зависимости от реакций на стимул-вспышку испытуемыми правой или левой рукой паттерны, формируемые радиусами-векторами параметров в факторном пространстве, различны и в этих состояниях. Во всех случаях у взрослых во время бодрствования сохраняется смещение центра тяжести распределений ЭЭГ в факторном пространстве:

Естественен вопрос, не возникают ли у праворуких индивидуумов при ожидании стимулов в левое поле зрения и при ответных реакциях левой рукой, т. е. при направленной активации правого полушария, паттерны КК ЭЭГ, схожие с теми, которые наблюдаются в фоне у испытуемых-левшей. Мы специально проанализировали этот вопрос и обнаружили у левшей особую, несхожую ни с одной, представленной ранее пространственной картиной организацию корреляционных взаимоотношений ЭЭГ правого и левого полушарий (рис. 6, д). В отличие от фоновых паттернов КК ЭЭГ, характерных для испытуемых-правшей, у левшей в состоянии бодрствования наблюдается асимметричность организации частных векторов ЭЭГ правого и левого полушарий в плоскости II и III факторов. Причем особо важным фактом для понимания процесса формирования латерализации функций в центральной нервной системе следует, по-видимому, считать отсутствие принципиальных различий в факторном отображении ЭЭГ у левшей детей и взрослых (см. рис. 6, д, е).

Как следует из приведенных выше результатов, при геометрическом представлении в факторном пространстве корреляционных взаимоотношений ЭЭГ происходит значительная компрессия исходной информации (данных, требующих сложного количественного описания). Следовательно эта информация представляется в простом и наглядном изображении, доступном для последующей содержательной интерпретации. Как было показано, такое представление удобно для тщательного анализа взаимоотношений активности отдельных нервных центров при

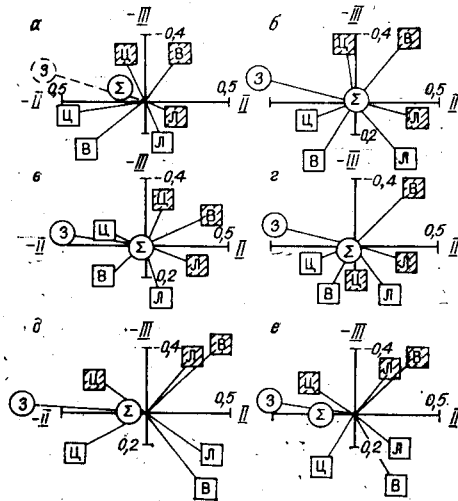


Рис. 6. Сравнение распределений ЭЭГ от гомологичных зон правого и левого полушарий на плоскости II и III факторов у испытуемого правши в фоне (а, б) и при латерализованных нагрузках (в, г) и в фоне у левшей (д, е):

а — бодрствование с закрытыми глазами (правша С. Д.); б — бодрствование с открытыми глазами; в — режим ожидания стимулов-вспышек в правое поле зрения, требующих ответных реакций правой рукой; г — режим ожидания вспышек в левое поле зрения с ответной реакцией левой рукой; д — левша-взрослый С. С.; е — левша-ребенок, 9 лет, В. Е. Схема отведений и обозначения параметров — как на рис. 4. Остальные обозначения — как на рис. 1

одновременной оценке всей совокупности сложных взаимодействий биопотенциалов больших полушарий. Обычно это наиболее трудоемкий этап ФА при традиционном представлении факторных нагрузок в цифровом или табличном отображении.

Геометрическая интерпретация факторного отображения повышает также адекватность важных выводов о возможном числе и роли неких скрытых, внутренних нейрофизиологических механизмов, обеспечивающих закономерную организацию наблюдаемых корреляционных соотношений активных зон поля биопотенциалов.

В заключение отметим, что центроидный метод, несмотря на некоторые недостатки, отмеченные в [5], дает значительную экономию в объеме вычислительных работ, позволяя достаточно точно аппроксимировать систему главных факторов. Если такая экономия не существенна при реализации программы на больших ЭЦВМ, то для дальнейшей автоматизации эксперимента, т. е. получения факторного отображения большого числа ЭЭГ непосредственно в ходе исследования, минимальное время вычислений представляет важный параметр.

Чтобы эффективно следить за изменением функционального состояния испытуемого, необходимое время анализа не должно превышать 10—20 с. Однако только вычисление матрицы КК ЭЭГ размерностью 48×48 занимает время средней машины порядка 2—3 мин [3]. Поиск системы главных факторов для матрицы такого объема также требует нескольких минут машинного времени [5]. Таким образом, результат ФА 10-секундного отрезка регистрации ЭЭГ будет представлен исследователю не менее чем через 10 мин. За этот период состояние испытуемого (оператора) может измениться очень существенно. Поэтому для быстрого ФА в режиме «on line» необходимо идти по пути реализации центроидного алгоритма на микропроцессорных системах, например типа «Электроника К1-20». Использование метода главных факторов или разложения на главные компоненты малоприспособно для микропроцессорных систем из-за требующегося большого объема вычислений.

ЛИТЕРАТУРА

1. Ливанов М. Н. Пространственная организация процессов головного мозга.— М.: Наука, 1972.
2. Шеповальников А. Н., Цицерошин М. Н., Апанасионок В. С. Формирование биопотенциального поля мозга человека.— Л.: Наука, 1979.
3. Свидерская Н. Е. Значение синхронных корковых биоэлектрических процессов для оценки активности мозга в норме и патологии (Топоскопические исследования): Дис. на соиск. учен. степени д-ра биол. наук.— М., 1985.
4. Лоули Д., Максвелл А. Факторный анализ как статистический метод.— М.: Мир, 1967.
5. Харман Г. Современный факторный анализ.— М.: Статистика, 1972.
6. Иберла К. Факторный анализ.— М.: Статистика, 1980.
7. Larsen L. E. An analysis of the intercorrelations among spectral amplitudes of the EEG: a generator study.— IEEE Trans. Bio-Med. Eng., 1969, v. BME-16, p. 23—26.
8. Defayolle M., Dindand J. B. Application de l'analyse factorielle a l'etude de la structure de l'EEG.— Electroenceph. Clin. Neurophysiol., 1974, v. 36, p. 319—322.
9. Бундзен П. В., Василевский Н. Н., Каплуновский А. С., Шабиев В. В. Применение факторного анализа для изучения функциональной организации динамических характеристик биоэлектрической активности головного мозга.— Физиол. журн. СССР, 1971, т. 57, № 7.
10. Русалов В. М., Кошман С. А. Нейрофизиологические факторы вероятностного обучения.— Физиология человека, 1980, т. 6, № 2, с. 242—250.
11. Giannitrapani D. Localization of language and arithmetic functions via EEG factor analysis.— Res. Com. Psychophysiol. and Behav., 1982, v. 7, N 1, p. 39—55.
12. Tucker D. M., Roth D. L. Factoring the coherence matrix: patterning of the frequency-spectre covariance in multichannel EEG.— Psychophysiol., 1984, v. 21, N 2, p. 228—236 (PKS, 1984, v. 10, p. 11391).

13. Гасанов Г. Г., Аллахвердиев А. Р., Багиров Т. К. и др. Оптогенетические особенности структурной организации электрической активности головного мозга детей.— Физиология человека, 1984, т. 10, № 4.
14. Шеповальников А. Н., Цицерошин М. Н. О доминантных и реципрокных отношениях в организации пространственной структуры корреляционных связей биопотенциалов мозга.— Физиол. журн. СССР, 1984, т. 70, № 7.
15. Королькова Т. А., Труш В. Д. К вопросу об организации пространственной синхронизации биопотенциалов коры головного мозга кролика.— ЖВНД, 1970, т. 20, № 8.
16. Цицерошин М. Н. О статистических свойствах случайного поля биопотенциалов мозга человека.— Физиология человека, 1975, т. 1, № 1.
17. Королькова Т. А. Анализ функциональной синхронности фоновых потенциалов неокортекса кролика; Автореф. дис. на соиск. учен. степени д-ра биол. наук.— М.: АН СССР, 1977.

Поступила в редакцию 13 декабря 1985 г.
