

УДК 612.822

СООТНОШЕНИЕ ФАЗИЧЕСКИХ И ТОНИЧЕСКИХ СОСТАВЛЯЮЩИХ СРЕДИННОГО ЛОБНОГО Θ -РИТМА В ТЕСТЕ НА ВНИМАНИЕ

© 2006 г. С. А. Евдокимов*, Ю. Д. Кропотов*, А. Мюллер**, Е. П. Терещенко*

*Институт мозга человека РАН, Санкт-Петербург

**Детский Центр, Кур, Швейцария

Поступила в редакцию 13.04.2005 г.

Исследовали срединный лобный Θ -ритм в GO/NOGO парадигме у группы практически здоровых детей в возрасте от 7 до 13 лет. В качестве показателя фазической составляющей Θ -ритма использовалась вызванная синхронизация, вычисленная в ответ на предъявление стимулов в пробах, а в качестве показателя тонической составляющей использовалась относительное изменение (по сравнению с активностью в состоянии спокойного бодрствования) мощности ЭЭГ в тета диапазоне в ответ на выполнение теста. По показателям тета активности в фоне испытуемые были разбиты на две группы. У группы детей, характеризующихся отсутствием лобного Θ -ритма в фоновой ЭЭГ, обнаружена статистически значимая связь фазической и тонической составляющих Θ -ритма. У группы детей, характеризующихся присутствием выраженного Θ -ритма в фоне, такой связи не обнаружено. Полученные данные свидетельствуют о функциональной разнородности фазических и тонических составляющих срединного Θ -ритма у человека.

Срединный лобный Θ -ритм был впервые описан в начале 50-х годов XX столетия [1–2]. Этот ритм наблюдается как в состоянии спокойного бодрствования, так и во время сна [3]. Он увеличивается при тестах, требующих активного участия оперативной памяти [4–6]. Максимум этого ритма регистрируется в отведении F_z (по международной системе 10–20), а его частота колеблется от 5 до 7.5 Гц у разных испытуемых.

Данные электромагнитной томографии низкого разрешения (LORETA), а также использование методов локализации дипольных источников указывают на участие передней поясной извилины в генерации этого ритма [7, 8]. Такая локализация области генерации ритма указывает на связь срединного лобного Θ -ритма с активностью лимбической системы мозга. В норме этот ритм в состоянии спокойного бодрствования отчетливо наблюдается у 40% молодых взрослых испытуемых, выявляясь в виде коротких всплесков длительностью до 1 с [9].

Целью настоящей работы явилось изучение тонических, не коррелированных со стимулами, и фазических, синхронных с предъявлением стимулов, составляющих реакций ЭЭГ в области Θ -диапазона у группы нормальных детей в состоянии спокойного бодрствования и при выполнении ими тестов на внимание.

МЕТОДИКА

Для участия в исследовании была отобрана группа (81 человек) практически здоровых детей

(46 мальчиков и 35 девочек) в возрасте от 7 до 13 лет. Оценку здоровья детей осуществляли на основании анкеты для родителей. Отбирались дети без хронических заболеваний, не принимающие медицинских препаратов и имеющие хорошую или отличную успеваемость в школе.

Во время исследования испытуемые находились в экранированной комнате, полулежа в удобном кресле перед расположенным на расстоянии 1 м монитором и динамиками.

Регистрацию электроэнцефалограммы (ЭЭГ) производили с помощью 24-канального цифрового электроэнцефалографа “Мицар” (производство ООО “Мицар”, Санкт-Петербург), электродной шапки “ElectroCap” (ElectroCap, Eaton, Ohio, USA) и пакета программного обеспечения WinEEG 1.5 (В.А. Понаморева, Ин-т мозга человека Санкт-Петербург). Использовали 19 хлорсеребряных электродов, расположенных на поверхности головы в соответствии с международной системой 10–20 в отведениях Fp_1 ; Fp_2 ; F_7 ; F_3 ; F_z ; F_4 ; F_8 ; T_3 ; C_3 ; C_z ; T_4 ; T_5 ; P_3 ; P_z ; P_4 ; T_6 ; O_1 ; O_2 . Референтные электроды располагали на мочках ушей, а заземляющий – в отведении Fpz . Сопротивление электродов не превышало 5 кОм. Для контроля над правильностью выполнения теста и измерения времени реакции регистрировали сигнал от нажатия кнопки. Частота оцифровки ЭЭГ составляла 250 Гц. Параметры фильтров высоких частот и фильтров низких частот составляли соответственно 0.3 и 30 Гц, также использовался режекторный фильтр – 50 Гц.

В данной работе был использован монополярный монтаж “взвешенный средний по Лемосу”. В случае такого монтажа используется взвешенный средний референт, потенциал которого равен сумме потенциалов (относительно референта) соседних электродов, умноженных на стандартные коэффициенты (коэффициент исходного электрода равен единице). При этом коэффициенты для дальних электродов малы. Использование этого монтажа уменьшает влияние общего референта на исходные сигналы ЭЭГ, а также локализует ЭЭГ сигнал и возможные артефакты только в каналах, в которых регистрируется соответственно сигнал или артефакт. Коэффициенты для расчета монтажа взяты из работы [10].

Для удаления артефактов глазных движений использовался метод пространственной фильтрации. Пространственный фильтр артефактов глазных движений находился методом независимых компонент [11].

Далее, для вычисления спектров и вызванной десинхронизации автоматически удалялись фрагменты ЭЭГ, которые содержали медленные волны (в диапазоне 0–1 Гц с амплитудой 50 мкВ и выше) и быстрые волны (в диапазоне 20–35 Гц с амплитудой 35 мкВ и выше).

В работе использовали двустимульный тест, являющийся модификацией тестов *GO/NOGO* парадигмы. Тест состоял из 400 проб. В качестве стимулов использовались изображения животных, растений, человека (по 20 различных вариантов изображений в каждой категории стимулов). Пробами являлись пары зрительных стимулов: животное-животное (проба *Go*), животное-растение (проба *NoGo*), растение-растение (проба *Ignore*), растение-человек (проба *Novel*), следующих в квазислучайном порядке с вероятностью 25%.

Длительность пробы составляла 3000 мс, длительность предъявления каждого стимула – 100 мс, длительность интервала между двумя стимулами в паре – 1100 мс, интервал между парами стимулов – 2000 мс. Испытуемому необходимо было нажимать на кнопку как можно быстрее и точнее в случае предъявления пары “животное-животное”, и не нажимать на предъявление других проб.

Кроме этого регистрировалась ЭЭГ в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами в течении 3 мин (“фоновая” ЭЭГ).

Проводили анализ спектров мощности. Спектры вычислялись по эпохам в 4 с с перекрытием эпох 50%. Перед расчетом спектра производилось сглаживание ЭЭГ временным окном Ханна. Вычисление спектра производилось с помощью алгоритма быстрого преобразования Фурье.

Усиление Θ -ритма на ЭЭГ в отведении *Fz* выражается в виде пика на спектре мощности. Мощ-

ность спектра ЭЭГ в низкочастотном диапазоне в лобных отведениях уменьшается с возрастом (см. рис. 1,А). Для оценки мощности ритмической составляющей Θ -активности вычислялся интеграл спектральной кривой в диапазоне 5.5–7.5 Гц методом трапеций, а затем от нее отнималась площадь трапеции с вершинами в границах диапазона. В результате получали площадь только пика Θ -ритма (рис. 1,Б). Далее в тексте этот параметр обозначается как $d\Theta$. Это параметр не зависит от меняющегося с возрастом уровня мощности спектра, так как отсчитывается от этого уровня.

Вызванная синхронизация ЭЭГ (*ERS – Event-Related Synchronization*) вычислялась по методике Пфуртшеллера [12] следующим образом: 1) производилась полосовая фильтрация ЭЭГ в диапазоне 5.5–7.5 Гц; 2) для уменьшения влияния гармоник от компонент вызванных потенциалов на вызванную синхронизацию из исходной ЭЭГ вычитались усредненные вызванные потенциалы; 3) значения для каждого временного отсчета вводились в квадрат и усреднялись по совокупности проб, чтобы получить оценку динамики мощности сигналов ЭЭГ в заданном диапазоне частот; 4) для уменьшения дисперсии данных, полученная динамика мощности сигналов ЭЭГ сглаживалась скользящим средним с шириной эпохи усреднения 100 мс; 5) *ERS* вычислялась как процентное изменение мощности сигналов для каждой временной точки по отношению к средней мощности в предстимульном интервале (*R*) в соответствии с формулой

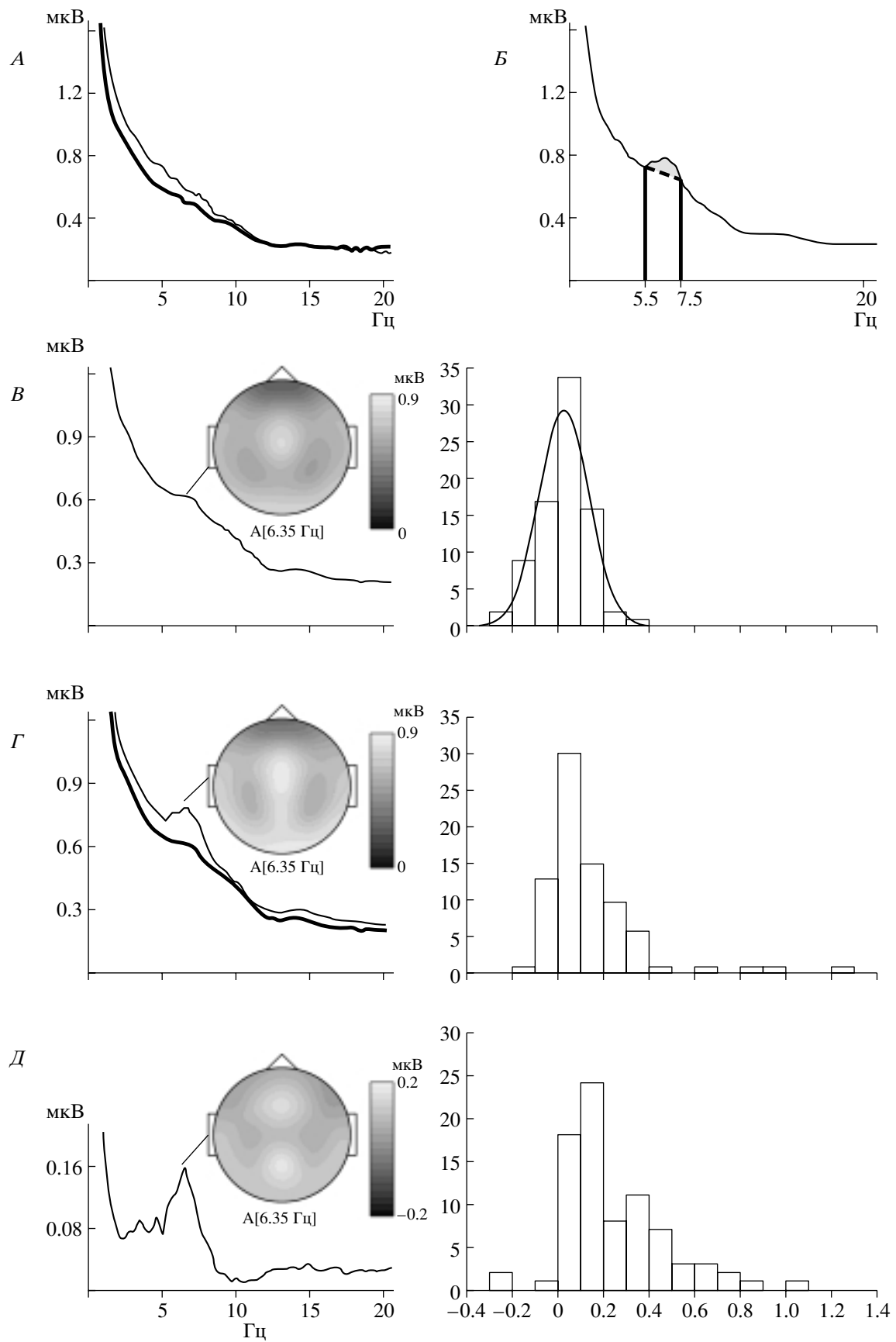
$$ERS = ((P(i) - R)/R) \times 100.$$

Далее полученные сигналы усреднялись для пар зрительных стимулов по условиям: “*a-a Go*” – оба стимула изображения – животное; “*a-p NoGo*” – первый стимул – животное, второй – растение; “+” – первый стимул – животное (“*Go*” и “*NoGo*”); “–” – первый стимул – растение (“*p-p*” и “*p-h*”).

Для каждого испытуемого подсчитывалось количество пропусков значимых (*Go* проба) пар стимулов (ошибки невнимательности), количество ложных нажатий на кнопку при предъявлении незначимых (*NoGo* проба) пар (ошибки, связанные с импульсивностью). Для измерения скорости сенсорных и когнитивных процессов подсчитывалось среднее время реакции при правильном ответе на *Go* пару.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Амплитудные спектры. Амплитудный спектр ЭЭГ, вычисленный в состоянии спокойного бодрствования (фоновая ЭЭГ) с открытыми глазами в отведении *Fz* и усредненный по всем испытуемым, представлен на рис. 1,В. Как видно из рисунка, в области 5.5–7.5 Гц на спектрограмме имеет-



ся слабо выраженный пик. Топограмма в максимуме этого пика указывает на лобно-центральное распределение этой активности. Указанный пик ($d\Theta$, см. раздел “Методика”) характеризует “фоновый” срединный лобный Θ -ритм у группы здоровых испытуемых. В дальнейшем для краткости будем также называть его Θ -ритмом.

На рис. 1, В представлено распределение амплитуды Θ -ритма по всем испытуемым. Видно, что распределение смещено в сторону положительных значений. Вместе с тем, достаточно большой процент испытуемых не имеет отчетливого пика Θ -ритма на спектрограммах, т.е. значения $d\Theta$ для этих испытуемых меньше нуля. Таким образом, испытуемых можно условно разбить на две группы: 1) испытуемые с Θ -ритмом в фоновой ЭЭГ (со значениями $d\Theta$, большими среднего для всех испытуемых), 2) испытуемые без Θ -ритма в фоновой ЭЭГ (со значениями $d\Theta$ меньшими, среднего для всех испытуемых).

Выполнение испытуемыми *GO/NOGO* теста приводит к значительному усилению самого Θ -ритма, а также активности в Θ - и Δ -диапазонах (рис. 1, Г и Д слева). Диапазон Θ -активности при этом значительно шире, чем собственно лобного Θ -ритма в ЭЭГ в отведении *Fz*, и составляет 3 – 8 Гц. Иными словами, увеличивается амплитуда не только Θ -ритма, но и Δ -активности в более широком частотном диапазоне.

На рис. 1, Г справа представлено распределение амплитуды Θ -ритма. Видно, что оно смещается (по сравнению с фоновым фрагментом) в область положительных значений, а распределение разницы амплитуд (из амплитуды Θ -ритма в тесте вычисляется амплитуда Θ -ритма в фоновом фрагменте) имеет вид логнормального распределения (рис. 1, Д).

Соотношение тонической и фазической составляющих Θ -активности. Тоническую составляющую Θ -ритма в тесте можно оценить в виде разности амплитуды ЭЭГ в Θ -диапазоне в тесте (Θ_T) и в состоянии спокойного бодрствования (фона) (Θ_F). На рис. 2, А представлена диаграмма рассеяния логарифма, вызванного тестом изменения Θ -ритма (отложено по оси ординат, $\lg[(\Theta_T - \Theta_F)]$) и амплитуды Θ -ритма в фоновой ЭЭГ ($d\Theta_F$). Корреляци-

онная зависимость между этими величинами не является статистически значимой ($r = 0.18$, $p = 0.122$).

Фазическую составляющую Θ -ритма в тесте оценивали с помощью усредненного по всем стимулам параметра вызванной синхронизации в Θ -диапазоне (*ERS*). На рис. 2, Б представлена диаграмма рассеяния этого параметра (отложено по оси ординат) и логарифма относительного увеличения этого ритма в тесте ($\lg[(\Theta_T - \Theta_F)/\Theta_F]$). Логарифмирование производили для “нормализации” распределения. Хотя корреляция между рассматриваемыми параметрами является статистически значимой на уровне ($p < 0.03$), само значение коэффициента корреляции сравнительно мало ($r = 0.25$).

На рис. 3 представлены эти же диаграммы рассеяния, но вычисленные для двух групп испытуемых (слева и справа на рисунке). Видно наличие значимой ($p < 0.01$) и достаточно высокой ($r = 0.44$) корреляции между тонической и фазической составляющими Θ -ритма для группы испытуемых без выраженного Θ -ритма в фоновой ЭЭГ. В то же время корреляция между тоническими и фазическими составляющими отсутствует ($p < 0.55$, $r = 0.11$) в группе испытуемых с наличием Θ -ритма в фоновой ЭЭГ. У обеих групп вызванная синхронизация выявляет отрицательную корреляцию со временем реакции на *GO* стимулы.

ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Θ -ритм в состоянии спокойного бодрствования. Исследования срединного лобного Θ -ритма имеют запутанную историю. Долгое время существование этого ритма не признавалось в научных кругах [13]. Объясняется это тем, что в норме Θ -ритм у человека возникает эпизодически с интервалом в несколько десятков секунд в виде коротких (до 1 секунды) всплесков. Такая картина принципиально отличается от гиппокампального Θ -ритма, наблюдаемого у животных. У животных, особенно у грызунов, Θ -ритм наблюдается в виде длительных непрерывающихся колебаний. Кроме того, только треть взрослых испытуемых имеет этот ритм в состоянии спокойного бодрствования. Нетрудно понять, что визуально такие кратковременные всплески Θ -активности, проявляющиеся исключительно в лобных отведениях, легко просмотреть. И только с широким внедре-

Рис. 1. Изменения амплитудных спектров ЭЭГ с возрастом и при выполнении теста на внимание. а – амплитудные спектры в отведении *Fz* в состоянии спокойного бодрствования у группы детей 8–9 лет (19 человек) – тонкая линия, у группы детей 12–13 лет (23 человека) – толстая линия. б – иллюстрация подсчета амплитуды Θ -ритма $d\Theta_T$. Θ -ритм определен в диапазоне 5.5–7.5 Гц. в – амплитудный спектр, топограмма и распределение амплитуды срединного Θ -ритма по всем испытуемым в состоянии спокойного бодрствования. г – амплитудный спектр, топограмма и распределение амплитуды срединного Θ -ритма по всем испытуемым при выполнении теста на внимание (для сравнения спектр в состоянии спокойного бодрствования представлен тонкой линией). д – разностные (тест–фон) спектр, топограмма и распределение амплитуды срединного Θ -ритма.

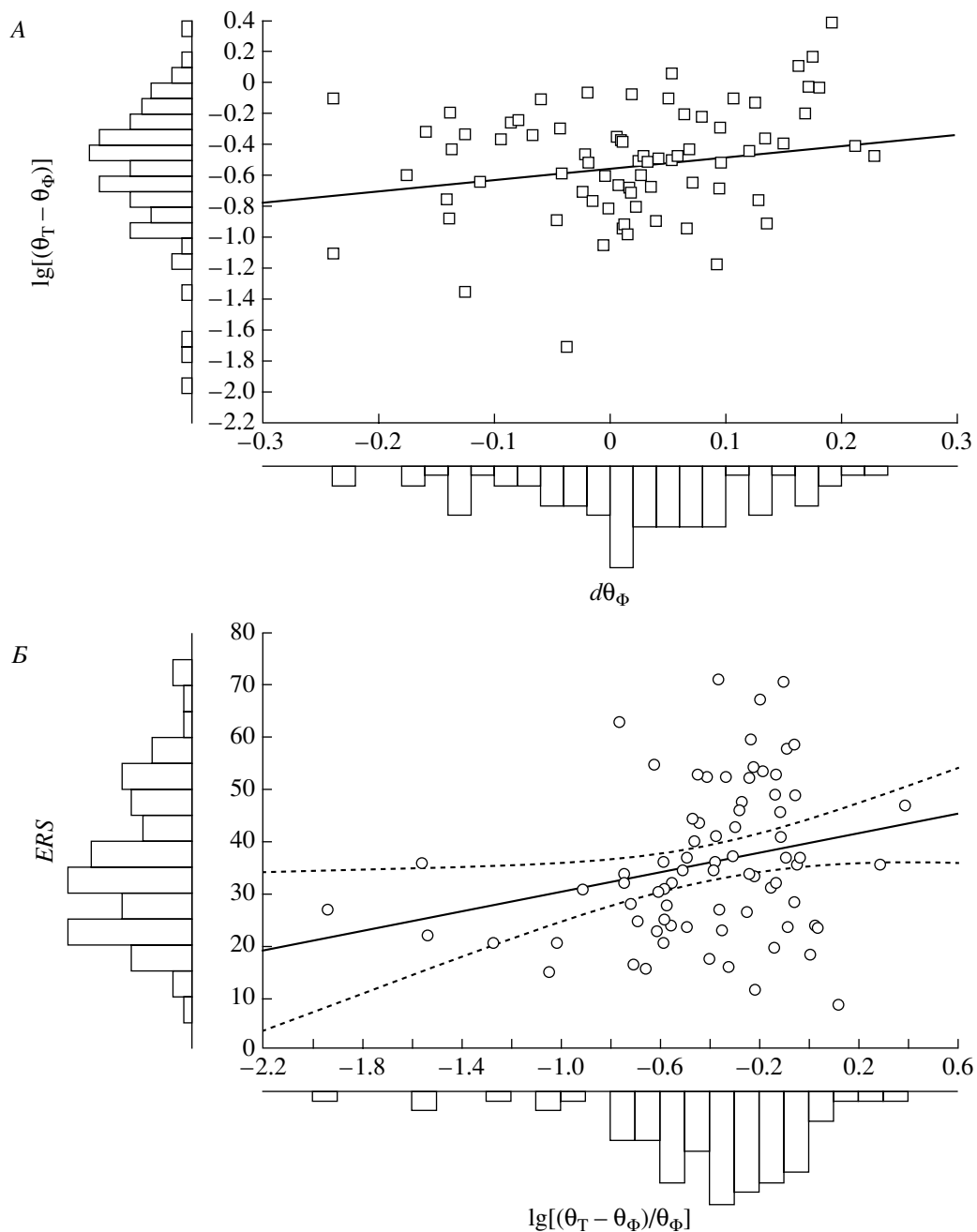


Рис. 2. Диаграммы рассеяния фазических и тонических составляющих Θ -ритма.

А. По горизонтали – амплитуда Θ -ритма в состоянии спокойного бодрствования (фон) – $d\theta_\phi$. По вертикали – изменения Θ -ритма, вызванные тестом, в логарифмическом масштабе. Б. По горизонтали – относительные изменения Θ -ритма в тесте, в логарифмическом масштабе. По вертикали – суммарная вызванная синхронизация (ERS) на стимулы.

нием методов спектрального анализа, исследования срединного лобного Θ -приобрели другое качество. На спектральных кривых этот ритм проявляется в виде пика в диапазоне 5.5–7.5 Гц в отведении Fz.

Следует подчеркнуть, что Θ -ритм проявляется в ЭЭГ на фоне нерегулярной активности в Θ -диапазоне. Эта активность на амплитудных спектрах

имеет вид степенной функции. В первом приближении в интервале 5.5–7.5 Гц эту функцию можно аппроксимировать прямой линией. Естественно предположить, что площадь над этой прямой будет соответствовать мощности Θ -ритма. Поэтому первый методический шаг в нашем исследовании был посвящен вычленению мощности собственно Θ -ритма из Θ -активности.

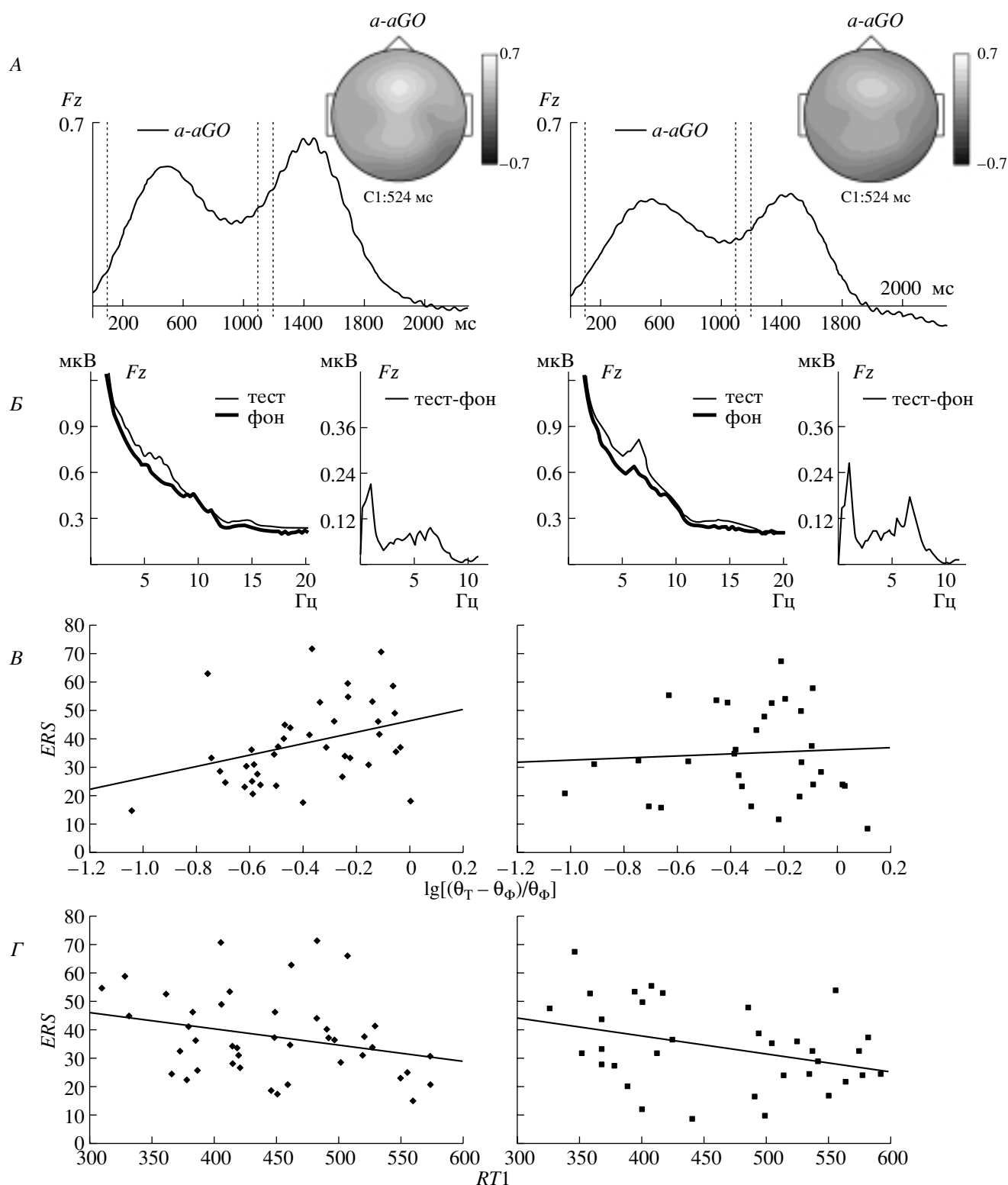


Рис. 3. Вызванная синхронизация и изменения Θ -ритма, вызванные тестом на внимание, для двух групп испытуемых: без срединного лобного Θ -ритма в фоновой ЭЭГ (слева) и с Θ -ритмом в фоновой ЭЭГ (справа).

А – вызванная синхронизация в ответ на GO стимулы. По вертикали – ERS, по горизонтали – время. Справа сверху – топограммы ERS в точке максимума – 524 мс после предъявления первого стимула. Б – амплитудные спектры в тесте (тонкая линия) и в состоянии спокойного бодрствования – фон (жирная линия) и разностная кривая. В – зависимость вызванной Θ -синхронизации (по вертикали) от относительного изменения Θ -ритма в тесте (по горизонтали). Г – зависимость Θ -синхронизации от времени реакции на GO стимулы.

Здесь следует подчеркнуть различие этих двух понятий: Θ -ритма и Θ -активности. Тета активность – это более широкое понятие, подразумевающее любую активность в диапазоне 4 – 9 Гц. Тета ритм ($d\Theta$) – это Θ -активность, выраженная в виде пика на спектральных кривых.

На усредненных спектрах мощности в состоянии спокойного бодрствования с открытыми глазами пик Θ -ритма едва виден, а распределение этой активности в диапазоне 5.5–7.5 Гц распределено по нормальному закону с незначительным (всего 0.03 мкВ) сдвигом в положительную область. Эти данные подтверждают предыдущие исследования о небольшой частоте встречаемости этого ритма в нормальной популяции и о слабой выраженности этого ритма в спокойном состоянии [8, 13].

Θ -ритм в *GO/NOGO* тесте. Выполнение испытуемыми теста вызывает увеличение активности в Θ -диапазоне. На разностных кривых (тест-фон) это проявляется в виде широкого пика в интервале от 2 до 9 Гц (см. рис. 3). Этот “широкий” пик существенно отличается от “узкого” пика, характеризующего Θ -ритм в тесте. Следует подчеркнуть, что Θ -ритм в состоянии спокойного бодрствования обнаруживается только у части испытуемых, в то время как увеличения Θ -активности в широком диапазоне 2–9 Гц наблюдаются практически у всех испытуемых. Кроме того, изменения Θ -активности наблюдается не только в лобных отведениях, но и теменной области, в то время как срединный Θ -ритм имеет исключительно лобное распределение. Все это позволяет предположить разное физиологическое значение Θ -ритма и вызванной Θ -активности. Это предположение подтверждается последующим анализом.

Θ -синхронизация. Спектры мощности, вычисленные для определенного периода анализа, дают представления о тонической составляющей Θ -активности в соответствующем временном интервале. Представление о фазической составляющей Θ -активности, Θ -ритме, индуцированном предъявлением стимулов, дают кривые вызванной синхронизации. Также, как и на разностных спектральных кривых, на них отчетливо выявляются две пространственные области, генерирующие фазическую Θ -активность (рис. 3). Одна область соответствует лобной коре, другая – теменной.

Наши данные хорошо соответствуют наблюдениям динамики Θ -ритма с вживленных электродов, выполненным на больных эпилепсией [14]. В этих исследованиях обнаруживалось увеличение Θ -активности, связанное с периодами удержания информации в оперативной памяти. Это явление получило название Θ -стробирование (*theta gating*). Для нашего обсуждения важно отметить, что электроды, в которых наблюдалось

это явление, находились как в лобных отделах коры, так и в теменных ее отделах.

Соотношение тонической и фазической составляющих Θ -активности. Итак, Θ -ритм и Θ -активность, вызванная тестом, различаются между собой как по частотному диапазону (узкий диапазон для Θ -ритма и широкий диапазон для Θ -активности), так и по пространственному распределению (Θ -ритм имеет исключительно лобное отведение, а Θ -активность распределена в лобно-теменных областях). В случае отсутствия Θ -ритма в фоновой ЭЭГ изменения в спектральной плотности ЭЭГ в Θ -диапазоне отчетливо коррелируют с Θ -синхронизацией (рис. 3, слева). В случае присутствия Θ -ритма в фоновой ЭЭГ этот Θ -ритм не синхронизировано с моментами предъявления стимулов, что проявляется в разрушении указанной корреляционной зависимости (рис. 3, справа).

Важно отметить, что Θ -синхронизация коррелирует с поведенческими показателями: чем она выше, тем быстрее выполняется тест. Такая зависимость со скоростью когнитивных процессов указывает на возможную связь Θ -синхронизации с процессами внимания.

Природа Θ -ритма. Как мы видим, активность ЭЭГ в Θ -диапазоне представляется неоднородным явлением. Во-первых, следует разделять ритмическую составляющую Θ -активности (собственно Θ -ритм), проявляющуюся в виде острого пика на спектрограммах, и Θ -активность, представленную на спектрограммах в виде широкого пика. Во-вторых, изменения ритмической составляющей не синхронизируются с моментами предъявления стимулов и могут рассматриваться как тонические компоненты. Изменения Θ -активности, напротив, вызываются стимулами и являются, таким образом, фазическими компонентами.

Таким образом, говоря о природе Θ -активности, необходимо иметь в виду ее гетерогенность. У низших животных Θ -ритм связывается с работой гиппокампа. Он имеет отчетливо выраженный характер и появляется или исчезает в зависимости от поведения животного. Наличие Θ -ритма облегчает посттетаническую потенциацию и предположительно обеспечивает консолидацию памяти [15]. Все основные работы о механизмах генерации Θ -ритма и его участия в консолидации памяти были выполнены на крысах. У высших животных и у человека Θ -ритм в гиппокампе не является доминирующим и генерируется в виде коротких пачек. Прямой связи между гиппокампальным Θ -ритмом у крыс и пачками Θ -ритма у человека не доказано и возможны лишь предположения об их одинаковом функциональном значении.

ВЫВОДЫ

1. Примерно у половины здоровых испытуемых в возрасте от 7 до 13 лет в состоянии спокойного бодрствования на амплитудных спектрах ЭЭГ в лобных отделах отмечается пик в диапазоне от 5.5 до 7.5 Гц, соответствующий срединному лобному Θ -ритму.

2. Выполнение теста на внимание приводит к увеличению амплитуды Θ -ритма и наряду с этим к синхронизации Θ -ритма с предъявляемыми стимулами для всех испытуемых.

3. У группы детей, характеризующихся отсутствием лобного Θ -ритма в фоновой ЭЭГ, обнаружена статистически значимая корреляция фазической и тонической составляющих Θ -ритма, в то время как у группы детей, характеризующихся присутствием выраженного пика Θ -ритма в фоне, такой связи не обнаружено.

4. Полученные данные свидетельствуют о функциональной разнородности механизмов генерации срединного Θ -ритма у человека при решении задач на внимание.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Mundy-Castle A.C. Theta and beta rhythm in the electroencephalograms of normal adults // EEG and Clin. Neurophysiol. 1951. V. 3. P. 477.
2. Brazier M.A.B., Casby J.U. Crosscorrelation and autocorrelation studies of electroencephalographic potentials // EEG and Clin. Neurophysiol. 1952. V. 4. P. 201.
3. Hayashi H., Iijima S., Sugita Y. et al. Appearance of frontal mid-line theta rhythm during sleep and its relation to mental activity // EEG and Clin. Neurophysiol. 1987. V. 66. P. 66.
4. Inanaga, K. Frontal midline theta rhythm and mental activity // Psychiatry Clin. Neurosci. 1998. V. 52. № (6). P. 555.
5. Jensen O., Tesche C.D. Frontal theta activity in humans increases with memory load in a working memory task // Eur. J. Neurosci. 2002. V. 15. P. 1395.
6. Klimesch W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis // Brain Res. Rev. 1999. V. 29. P. 169.
7. Gevins A., Smith M.E., McEvoy L., Yu D. High-resolution EEG mapping of cortical activation related to working memory: effects of task difficulty, type of processing, and practice // Cereb. Cortex. 1997. V. 7. P. 374.
8. Asada H., Fukuda Y., Tsunoda S. et al. Frontal midline theta rhythms reflect alternative activation of prefrontal cortex and anterior cingulate cortex in humans // Neurosci. Lett. 1999. V. 274. P. 29.
9. Yamaguchi Y., Ishihara T. Evaluation of frontal midline theta rhythm in association with intellectual functions // Neurosciences. 1990. V. 16. P. 582.
10. Lemos M.S., Fisch B.J. The weighted average reference montage // EEG and Clin. Neurophysiol. 1991. V. 79. № 5. P. 36.
11. Ille N., Berg P., Scherg M. Artifact correction of the ongoing EEG using spatial filters based on artifact and brain signal topographies // J. Clin. Neurophysiol. 2002. V. 19. № 2. P. 113.
12. Kalcher J., Pfurtscheller G. Discrimination between phase-locked and non-phase-locked event-related EEG activity // EEG and Clin. Neurophysiol. 1995. V. 94. P. 381.
13. Niedermeyer E. The Normal EEG of the waking adult, in electroencephalography/4th ed. Williams & Wilkins, 1993. P. 131.
14. Raghavachari, S., Kahana, M., Rizzuto, D.S. Gating of human theta oscillations by a working memory task // J. Neurosci. 2001. V. 21. № 9. P. 3175.
15. Виноградова О.С. Гиппокамп и память. М.: Наука, 1975.