

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение
высшего образования
«Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова»

На правах рукописи

СТАНКОВА

Екатерина Петровна

**ОТРАЖЕНИЕ ИНДИВИДУАЛЬНЫХ ОСОБЕННОСТЕЙ
ПРОСТРАНСТВЕННО-ВРЕМЕННОЙ ОРГАНИЗАЦИИ
ЭЛЕКТРОЭНЦЕФАЛОГРАММЫ В УСПЕШНОСТИ
КОГНИТИВНОЙ ДЕЯТЕЛЬНОСТИ**

03.03.01 – физиология

Диссертация на соискание ученой степени
кандидата биологических наук

Научный руководитель:
доктор биологических наук, профессор
И. Ю. Мышкин

Ярославль - 2017

СПИСОК СОКРАЩЕНИЙ

- АКФ – автокорреляционная функция;
- ВР – время реакции;
- ВРВ – время реакции двухальтернативного выбора;
- МИ – максимальный интервал (радиус) автокорреляционной функции;
- КК – коэффициент корреляции;
- КПБ – количество просмотренных букв;
- ОКП – объем кратковременной памяти;
- ППН – первое пересечение нуля нормированной автокорреляционной функцией;
- ЦВ – центральное время;
- ЦНС – центральная нервная система;
- ЭЭГ – электроэнцефалограмма;
- AUC - area under curve, площадь под кривой;
- ERD – event relation desynchronization;
- IQ – intelligence quotient, коэффициент интеллекта;
- PLI – phase locking index;
- ROC - receiver operating characteristic.

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	5
ГЛАВА 1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ.....	13
1.1 Проблема изучения общих способностей. Факторы, определяющие общие способности	13
1.2 Индивидуальные особенности физиологии мозга, которые могут определять различия в степени развития общих способностей	17
1.3 Современные подходы к анализу электроэнцефалограммы	26
1.3.1 Методы обработки ЭЭГ, в основе которых лежит спектральный анализ	27
1.3.2 Применение теории динамических систем для анализа электроэнцефалограммы.....	33
ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	37
2.1 Объект исследования.....	37
2.2 Методика регистрации электроэнцефалограммы	38
2.3 Методы обработки электроэнцефалограммы	38
2.4 Методы психофизиологического обследования.....	44
2.5 Статистическая обработка результатов.....	48
ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ.....	57
3.1 Анализ результатов выполнения испытуемыми психофизиологических тестов.....	57
3.2 Связь индивидуальных особенностей топической организации фоновой ЭЭГ с успешностью когнитивной деятельности.....	63

3.3	Связь уровня согласованности локальных биоэлектрических процессов фоновой ЭЭГ с успешностью когнитивной деятельности	89
3.4	Связь сложности временной динамики фоновой ЭЭГ с успешностью когнитивной деятельности.....	94
3.5	Попытка использования индивидуальных характеристик фоновой ЭЭГ для прогноза успешности выполнения психофизиологических тестов.....	99
ГЛАВА 4 ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ.....		111
4.1	Соотношение исходного уровня возбудимости нервной системы с успешностью когнитивной деятельности.....	111
4.2	Роль пространственной синхронизации электрической активности для обеспечения когнитивной деятельности.....	117
4.3	Функциональная роль сложности сигнала ЭЭГ.....	123
ЗАКЛЮЧЕНИЕ.....		128
ВЫВОДЫ		130
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....		132
ПРИЛОЖЕНИЯ		157

ВВЕДЕНИЕ

Актуальность темы исследования

Успешность осуществления того или иного вида психической деятельности во многом определяется уровнем развития способностей индивида. Способности, в свою очередь, развиваются из задатков – генетически обусловленных анатомо-физиологических особенностей центральной нервной системы. Поэтому изучение физиологических основ психической деятельности человека является одной из закономерных и важнейших проблем физиологии. Исследования, проведённые в последние два десятилетия с использованием методов нейровизуализации, показали, что даже тогда, когда человек находится в состоянии спокойного бодрствования с закрытыми глазами, у него можно наблюдать активацию большого количества церебральных структур. Вероятно, состояние спокойного бодрствования не является пассивным, в это время, продолжает происходить обработка информации, и возможно, происходит подготовка центральной нервной системы к последующему восприятию и анализу стимулов. Все больше исследователей начинают склоняться к тому, что фоновая активность головного мозга должна находить отражения в эффективности психической деятельности [178, 192]. В пользу этой гипотезы свидетельствует существование генетически обусловленных особенностей функциональной организации фоновой активности центральной нервной системы [110, 132, 135, 199, 209]. В то время как методы нейровизуализации по большей части дают информацию об активации тех или иных структур головного мозга, для изучения их функционального взаимодействия по-прежнему широко применяется метод электроэнцефалографии (ЭЭГ). Именно взаимодействие корковых и подкорковых структур лежит в основе формирования структурно-функциональных систем со звеньями различной степени жесткости, которые обеспечивают психические процессы [11]. Кроме

того, метод ЭЭГ обладает высоким временным разрешением, что позволяет использовать его для оценки динамики электрической активности мозга. Поэтому изучение взаимосвязи пространственно-временной организации фоновой биоэлектрической активности мозга с успешностью когнитивной деятельности является актуальной задачей, которая может быть решена с использованием метода электроэнцефалографии.

Степень разработанности темы исследования

В самом конце двадцатого века был проведен ряд выдающихся исследований, которые привели к открытию Маркусом Райхлом [186] сети пассивного режима работы мозга (default mode network). Изначально функционирование этой системы связывали с обеспечением внутренних репрезентативных процессов, однако в последнее время появляются данные о ее участии в процессах восприятия и обеспечении внимания [187]. Критический анализ результатов нейрофизиологических исследований показал, что помимо сети пассивного режима работы мозга существуют другие сети покоя (intrinsic connectivity network), модуляция активности которых связана с обеспечением когнитивных процессов [78, 179, 180, 192]. Эти сведения о координации деятельности «сетей покоя» дают основания по-новому оценивать информативность различных параметров ЭЭГ и значение фоновой активности для оптимизации когнитивной деятельности [178, 192]. Традиционным методом изучения фоновой ЭЭГ является спектральный анализ. Было показано, что, изучая особенности электрической активности мозга в различных частотных диапазонах, можно подойти к поиску тех условий, которые позволяют дистантно разобщи́нным полям согласовать в пространстве и во времени свою деятельность [213]. Это подтверждается исследованиями, в которых одновременно были использованы методы фМРТ и ЭЭГ [161, 169, 192, 193 и др.]. Однако даже самое тщательное исследование электроэнцефалограммы с использованием различных

приемов оценок спектральных характеристик ЭЭГ не обеспечивает достаточно полного извлечения информации из сигнала. Спектральные показатели не позволяют оценить временную динамику и сложность организации биоэлектрической активности. Возникает необходимость поиска новых инструментов для оценки системных проявлений деятельности мозга. Перспективным подходом может стать изучение пространственно-временных отношений ЭЭГ, в том числе с использованием математического аппарата нелинейной динамики [68, 189].

Цель и задачи работы

В шестидесятых годах прошлого века Г. Уолтером была высказана достаточно революционная идея о том, что паттерн фоновой ЭЭГ подобен отпечаткам пальцев, в связи с этим представляется возможным связать индивидуальные параметры сигнала ЭЭГ с особенностями психической деятельности [98]. Эта гипотеза подтвердилась психогенетическими исследованиями и во многом не утратила актуальности по сей день. Показано, что спектральные характеристики фоновой электрической активности мозга [5, 62, 110, 197, 209], степень исходного уровня синхронизации активности различных структур мозга [132, 135] и корреляционная размерность ЭЭГ [110] имеют высокую наследуемость. Успешность осуществления когнитивных процессов также отчасти генетическую обусловлена [5, 53, 141]. Поэтому можно предположить наличие взаимосвязи между индивидуальными характеристиками фоновой электрической активности мозга и успешностью выполнения когнитивных тестов.

Целью настоящей работы является анализ связи индивидуальных особенностей фоновой электрической активности головного мозга с успешностью осуществления когнитивной деятельности.

Для достижения цели были поставлены следующие **задачи**:

1. Оценить показатели произвольного внимания, объем кратковременной памяти, скорость психомоторных реакций, а также уровень развития общих способностей в группе здоровых молодых взрослых. Выявить взаимоотношения между уровнем развития общих способностей и способностей к отдельным видам познавательной деятельности.

2. Изучить особенности топической организации ЭЭГ методами спектрального и автокорреляционного анализа. Оценить уровень корреляционной связи между этими параметрами и успешностью осуществления когнитивной деятельности.

3. Оценить уровень согласованности локальных биоэлектрических процессов фоновой ЭЭГ методом «объемов», а также определить связь этих показателей с успешностью выполнения тестов внимания, памяти, скорости реакции и общих способностей.

4. Оценить особенности временной динамики фоновой ЭЭГ с помощью расчета корреляционной размерности восстановленного аттрактора сигнала, определить взаимоотношения между величиной корреляционной размерности и уровнем развития когнитивных способностей.

Научная новизна работы

Получены новые данные о связи особенностей фоновой ЭЭГ в височных областях коры в альфа- и тета-диапазонах частот с успешностью выполнения тестов произвольного внимания. Предложена новая гипотеза, объясняющая относительно высокий уровень корреляционной связи между особенностями фоновой ЭЭГ в средневисочных областях и успешностью выполнения буквенного варианта корректурного теста на основе активации связей зрительных полей, расположенных в средневисочных отделах мозга, с другими корковыми полями.

Продемонстрирована информативность использования корреляционной размерности фоновой ЭЭГ в качестве потенциального биомаркера объема внимания и кратковременной памяти индивида.

Разработаны новые регрессионные модели для оценки уровня развития некоторых когнитивных способностей на основе индивидуальных характеристик фоновой ЭЭГ.

Впервые продемонстрировано, что связь общих познавательных способностей с объемом кратковременной памяти и особенностями произвольного внимания можно проследить на нейрофизиологическом уровне.

Теоретическая и практическая значимость работы

Полученные данные позволяют приблизиться к раскрытию механизмов функционирования мозга, лежащих в основе обеспечения когнитивных процессов.

Результаты работы могут быть использованы для разработки тренинга на основе биологической обратной связи, направленного на улучшение когнитивных способностей.

Полученные данные, наряду с психологическим тестированием, могут быть использованы для оценки потенциально достижимого уровня развития внимания, памяти, скорости принятия решений и общих невербальных способностей индивида в целях профессионального отбора лиц на должности, требующие высокого уровня развития определенных когнитивных функций.

Данные о роли электрической активности мозга в обеспечении когнитивных процессов могут быть использованы в ходе теоретических и практических занятий по курсам «Высшая нервная деятельность», «Нейрофизиология» и «Психофизиология».

Методология и методы исследования

Для описания индивидуальных особенностей фоновой электрической активности головного мозга было использовано несколько методов обработки электроэнцефалограммы. Произведена оценка особенности ЭЭГ сигналов от 16 стандартных отведений с помощью спектрального и автокорреляционного анализа. Помимо этого, исследована степень синхронизации этих локальных ЭЭГ процессов с помощью метода объемов. Поскольку психическая деятельность индивида протекает во времени, мы сочли необходимым оценить временную динамику биоэлектрической активности мозга, для чего были использованы методы нелинейной динамики, в частности - расчет корреляционной размерности восстановленного аттрактора ЭЭГ.

Положения, выносимые на защиту

1. Комплексный анализ индивидуальных особенностей пространственно-временной организации фоновой ЭЭГ позволяет подойти к поиску оптимальных условий для формирования временных функциональных объединений церебральных структур, обеспечивающих высокую эффективность определенных видов когнитивной деятельности.

2. Установлено, что наибольшую концентрацию зрительного внимания показывают те испытуемые, у которых в средневисочных отведениях фоновой ЭЭГ регистрируется более высокий альфа-индекс и у которых наблюдается более высокая степень синхронизации электрической активности, зарегистрированной от левого средневисочного отведения, с сигналами, зарегистрированными от других корковых полей.

3. Обнаружено, что уменьшение альфа-индекса, наряду с увеличением мощности тета-активности фоновой ЭЭГ в средневисочном отведении левого

полушария сопровождается снижением концентрации зрительного внимания у испытуемых.

4. Выявлено, что увеличение разнообразия независимых генераторов фоновой ЭЭГ, оцениваемого по величине корреляционной размерности, сопровождается увеличением объема внимания и кратковременной памяти.

Апробация результатов

Материалы диссертации были представлены на:

XV Всероссийском совещании с международным участием и VIII школе по эволюционной физиологии, посвященных памяти академика Л.А. Орбели и 60-летию ИЭФБ РАН (Санкт-Петербург, 2016 г.).

Международных междисциплинарных конгрессах "Нейронаука для медицины и психологии" (Судак, 2014 и 2016 г.).

Конференциях с международным участием "Современные проблемы нейробиологии" (Ярославль, 2014 и 2016 г.).

Съездах физиологов СНГ (Сочи-Дагомыс, 2014 и 2016 г.).

XXII съезде Физиологического общества имени И.П. Павлова (Волгоград, 2013).

Публикации

Материалы диссертации представлены в 12 публикациях, из них 4 в журналах из перечня рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук. Разработана программа для ЭВМ «Программа для оценки когнитивных способностей». Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № 2015660908 (2015 г.).

Личный вклад автора

Все экспериментальные данные получены лично автором или при его непосредственном участии. Поиск литературы по теме исследования, обработка электроэнцефалограмм, статистическая обработка результатов, подготовка рукописи были проведены автором работы. Обобщение и анализ результатов, подготовка публикаций по теме исследования выполнялась автором работы, его научным руководителем и научным консультантом.

Объем и структура диссертации

Диссертация изложена на 159 страницах печатного текста, включает 25 рисунков и 17 таблиц. Работа содержит разделы: «Введение», «Обзор литературы», «Материалы и методы», «Результаты», «Обсуждение», «Заключение», «Выводы», «Список литературы», «Приложения».

Список литературы состоит из 223 источников, из них 106 отечественных и 117 зарубежных.

ГЛАВА 1 ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1 Проблема изучения общих способностей. Факторы, определяющие общие способности

Психика – это форма активного отображения индивидом объективной реальности, возникающая в процессе взаимодействия высокоорганизованных живых существ с внешним миром и осуществляющая в их поведении регулятивную функцию. В основе развития человеческой психики лежит овладение индивидом исторически сформировавшимися общественными потребностями и способностями, необходимыми ему для включения в трудовую и общественную жизнь [15]. Способности – это различные психические свойства и данные, необходимые для выполнения определенной деятельности и требований, которые от неё исходят [74]. Способности имеют органические, наследственно закреплённые предпосылки своего развития в виде задатков. Различия между людьми заключаются, прежде всего, в задатках – в прирождённых анатомо-физиологических особенностях их центральной нервной системы. Традиционно психологи выделяют три функции психики: коммуникативную, регуляторную и познавательную. Соответственно, можно выделить коммуникативные, регуляторные и познавательные способности. Познавательные способности – это совокупность качеств мышления, направленных на восприятие и переработку информации [24]. Существуют способности, которые соответствуют отдельным видам познавательной деятельности, и так называемые общие способности, то есть которые проявляются в общих формах внешнего поведения человека. К ним относятся способности к выявлению взаимосвязей, планированию и организации деятельности, способность к овладению новыми знаниями, способности к координации и регуляции различных видов психической деятельности и другие [24]. Общие способности часто обозначают термином «одарённость» и

отожествляют с интеллектом [74]. Показатель наследуемости интеллекта близок к 50% [5, 15, 183].

На сегодняшний день не существует общепринятого определения интеллекта. В большом психологическом словаре приведены следующие определения: интеллект – 1) общая способность к познанию и решению проблем, определяющая успешность любой деятельности и лежащая в основе др. способностей; 2) система всех познавательных (когнитивных) способностей индивида: ощущения, восприятия, памяти, представления, мышления, воображения; 3) способность к решению проблем без проб и ошибок «в уме». Понятие интеллекта как общей умственной способности применяется в качестве обобщения поведенческих характеристик, связанных с успешной адаптацией к новым жизненным задачам [15]. В. Штерн полагал, что интеллект характеризуется как общая способность приспособления к новым жизненным условиям. По Ж. Пиаже развитый интеллект, проявляется в универсальной адаптивности, в достижении «равновесия» индивида со средой [24].

Таким образом, учитывая сложность определения понятия интеллект, и его связи с процессами памяти, внимания и скоростью принятия решений [4, 101, 116, 121, 195], во-первых целесообразно изучать эту общую способность в связи с другими когнитивными функциями, а во-вторых только в сочетании с описанием методики измерения интеллекта.

Для количественной оценки интеллекта в большинстве случаев используют коэффициент интеллекта (intelligence quotient, IQ). В большинстве современных тестов используется показатель IQ, который выражает положение испытуемого в ряду нормативной группы населения того же самого возраста. Для этого служит т.н. стандартный показатель (standard score): вычисляется вычитанием из сырого показателя данного обследуемого среднего значения (нормативной выборки) и деления полученной разности на стандартное отклонение (значения среднего и стандартного отклонения для каждой возрастной и половой категории представлены в нормативных таблицах в руководствах к тесту). Средний IQ

приравнен к 100 единицам; примерно половина тех, на кого рассчитан тест, получают показатели между 90 и 110. Доказано, что IQ-показатели могут изменяться в зависимости от условий тестирования, в связи с чем рекомендуется понимать результат теста не как точное измерение, а как попадание в определенный диапазон (нижний, средний или верхний). Следует учесть, что коэффициент интеллекта – сугубо относительный показатель: он отражает лишь уровень выполнения данного конкретного теста интеллекта и не может безоговорочно служить показателем развития интеллектуальных способностей обследуемого [15].

Модели интеллекта. Проблема генерального фактора

В исследовании структуры интеллекта наибольшее распространение получил факторно-аналитический подход, основоположником которого является английский психолог Ч. Спирмен. Он рассматривал интеллект как общую «умственную энергию», уровень которой определяет успешность выполнения многих задач. Автор предположил, что успешность любого вида интеллектуальной деятельности определяет генеральный фактор – фактор G – который находится на вершине иерархии факторов, определяющих интеллектуальные способности. Конкретные виды мнестической деятельности зависят также от множества специфических факторов (нижний уровень иерархии) [200].

Иерархический подход к структуре интеллекта получил развитие в работах и других психологов, примыкающих к английской психологической школе [17]. Среди этих работ следует упомянуть модель интеллекта Р. Кеттела, в которой фактор G разделён на два фактора: беглый, или текучий, (gf) и кристаллизованный интеллект (gc). Беглый интеллект автор связывает с природно-обусловленными способностями, одаренностью, разницей в

способности к обучению, мышлению и установке взаимосвязей у разных индивидов. Беглый интеллект может быть измерен с помощью так называемых «тестов, свободных от влияния культуры». Кристаллизованный интеллект зависит от индивидуального опыта человека, его социальной среды и связан со способностью использовать этот опыт для решения текущих задач [121].

Другой известный английский психолог Г. Айзенк выделяет три аспекта интеллекта: биологический, психометрический и социальный [4].

Наиболее фундаментальный аспект интеллекта – биологический интеллект – служит физиологической и биохимической основой познавательного поведения, т.е. в основном связан со структурными и функциональными особенностями коры головного мозга. Г. Айзенк полагал, что индивидуальные различия в интеллекте связаны с индивидуальными различиями в физиологии мозговых структур, поэтому в природе биологического интеллекта важную роль играет генетический фактор [4].

Более широким является понятие «психометрический интеллект». Это интеллект, который измеряется с помощью тестов IQ. Успех такого тестирования в основном определяется биологическим интеллектом, но не им одним. Культурные факторы, воспитание в семье, образование и социоэкономический статус также вносят существенный вклад. По приведенным Г. Айзенком оценкам, примерно 70% различий при тестировании связаны с генетическими факторами, а 30% – факторами среды [4].

Самой широкой концепцией интеллекта является социальный интеллект. Полагают, уровень социального интеллекта зависит не только от различий в IQ, но и от многих других параметров, например, от эмоционального интеллекта [105]. Эмоциональный интеллект, в широком смысле, это способность к опознанию, пониманию эмоций и управлению ими [105]. Такие способности могут выступать в качестве одной из ведущих причин достижения людьми высокого уровня социализации.

Таким образом, один из подходов к изучению интеллекта основывается на признании существования генерального фактора интеллекта, объединяющего многообразные способности человека. Этот подход не признается американскими психологами. Ученые американской школы изучения интеллекта сконцентрировали свое внимание на отдельных факторах интеллекта, которые, по их мнению, мало связаны между собой. Наиболее известными мультифакторными моделями интеллекта являются модели Л. Терстоуна и Дж. Гилфорда [24]. Согласно мультифакторной модели интеллекта Л. Терстоуна, существует 7 относительно независимых первичных интеллектуальных способностей. Однако исследования Г. Айзенка показали, что между этими первичными способностями существуют тесные связи и выделяется общий фактор, влияющий на них [15].

Если основываться на модели интеллекта Г. Айзенка, и принять существование биологического интеллекта, следует согласиться, что биологический интеллект обусловлен врожденными индивидуальными особенностями организации головного мозга.

1.2 Индивидуальные особенности физиологии мозга, которые могут определять различия в степени развития общих способностей

Связь особенностей синхронизации различных корковых и подкорковых структур с успешностью когнитивной деятельности

Понятие синхронизации является одним из центральных нейробиологических понятий. Синхронизация – это определенный динамический режим работы головного мозга, при котором наблюдается одновременная активация группы нейронов. Синхронной может быть активность нейронов одной популяции, тогда синхронизация называется локальной. Другой вид синхронизации – между различными популяциями нейронов – в таком

случае можно говорить о глобальной, или дистантной синхронизации. Синхронизация активности нейронов – это базовый процесс, который обеспечивает интегративную деятельность мозга. Впервые реакция усвоения ритма раздражения нервными центрами была обнаружена А.А. Ухтомским [99], он подчеркнул, что это явление лежит в основе системных реакций мозга. Затем, в семидесятих годах 20 века, академик М.Н. Ливанов пришел к выводу о том, что каждый нейронный ансамбль синхронизирует свою работу на определенной частоте, причём совпадение частотных ритмов двух различных структур является необходимым условием для образования связей и обмена информацией между этими структурами [49].

Позднее было показано, локальные нейронные сети осциллируют на большей частоте, чем дистантные [213]. Следовательно, изучая электрическую активность головного мозга в различных частотных диапазонах, можно судить о работе различных нейронных сетей. Это подтверждается тем фактом, что различные частотные составляющие электрической активности головного мозга имеют разные генераторы и разное функциональное значение [194].

Существуют как минимум две экспериментально подтвержденные теории генерации альфа-активности [113]. Первая из них, первоначально сформулированная П. Андерсеном, предполагает наличие пейсмейкеров альфа-ритма в таламусе [108]. Эта гипотеза подтверждается тем, что эффекты внешней стимуляции могут зависеть от того, на какую фазу спонтанной пачечной активности в таламо-кортикальных петлях приходится раздражение [10]. Согласно второй теории, первоначально сформулированной Лопесом де Сильва, альфа-ритм вызван фазовой синхронизацией сетей корковых пирамидных нейронов [165]. В последствии вторая гипотеза получила широкое развитие в работах В. Климеша [159]. Он показал, что альфа-ритм играет ключевую роль в сонастройке, объединении нейронных ансамблей, работающих на разных частотах, для обращения к аппарату памяти и семантической обработки информации [157]. При этом В. Климеш особую роль отводит альфа-тета

взаимодействию. Предполагается, что сохранение информации в памяти связано с колебаниями на тета-частоте в гиппокампально-кортикальных сетях, а воспроизведение информации из долговременной памяти связано с колебаниями на альфа-частоте в таламо-кортикальных сетях [158].

После открытия М. Райхлом в 2001 году сети пассивного режима работы мозга (default mode network) [186] появились публикации, связывающие альфа-ритм с работой этой системы [114, 149]. Однако существуют работы, описывающие другие локальные сети, осциллирующие на частоте альфа-ритма. В частности, было показано, что фазовая синхронизация работы нейронов на частоте альфа-диапазона негативно связана с изменениями в дорзальной сети внимания [169, 170, 192], которая обеспечивает внимание, направленное на определенный объект (selective attention). Таким образом, при активации направленного внимания, когда испытуемому необходимо следить за представленной целью [133], должна наблюдаться десинхронизация альфа-активности. При этом изменения в фазовой синхронизации альфа-колебаний положительно связаны с изменениями уровня насыщения крови кислородом во фронто-париетальной (fronto-parietal) [193] и цингуло-оперкулярной (cingulo-opercular) сетях [170, 192]. По-видимому, функции этих двух сетей различны: цингуло-оперкулярная сеть связана с поддержанием устойчивого контроля при выполнении когнитивных задач [128, 192], а фронто-париетальная сеть обеспечивает активный, адаптивный контроль, с опорой на обратную связь [128]. Соответственно, синхронизация альфа-ритма наблюдается в ситуации предстимульного внимания и удержания информации о целевых стимулах [56, 157], а также при необходимости подавления нерелевантной информации, например, в задачах на рабочую память [176, 218].

Источники активности бета-диапазона обнаружены в правой лобной области в дополнительной моторной коре (supplementary motor cortex) [175]. Дополнительная моторная кора, предположительно, связана с планированием движений [205]. Эти данные подтверждают интересный взгляд на вызванную

бета-активность, представленный в работах А. Engel [130]. Согласно мнению автора, бета-волны играют роль механизма, который возвращает активность головного мозга к исходному состоянию, и тем самым обеспечивает возможность смены деятельности. Так, в процессах, связанных с восприятием, синхронизация на частоте бета-диапазона происходит тогда, когда требуется поддержание определенного когнитивного состояния, например, при слежении за целью. В это время наблюдается усиление нисходящих (top-down) влияний. При изменении деятельности, например, восприятии нового стимула, на смену бета-активности приходит гамма-активность. Затем для возвращения к исходному уровню активности мозга необходима бета-синхронизация, что дает возможность восприятия нового стимула. Этот же эффект наблюдается при совершении движений. Начало движения сопровождается гамма-активностью, а во время монотонных движений наблюдается колебания бета-диапазона. Областью, ответственной за прекращение или начало действия является правая дорсолатеральная фронтальная кора [175].

Таким образом, на основании ряда исследований можно предположить, что электрическая активность головного мозга в разных частотных диапазонах в некоторой степени отражает механизмы обеспечения когнитивных процессов.

Связь особенностей корковой активации с успешностью когнитивной деятельности

В современных исследованиях показано, что при выполнении одних и тех же задач испытуемые с низким IQ демонстрируют диффузную активацию в большинстве корковых отведений, тогда как у испытуемых с высоким уровнем интеллекта эта активация носит более локальный характер [129]. При этом, у испытуемых с низким уровнем интеллекта характер активации головного мозга не меняется в зависимости от сложности задания, тогда как у высокоодаренных лиц в процессе легкой мнестической деятельности задействовано меньшее количество областей коры, чем при выполнении сложных заданий, когда

количество вовлеченных областей увеличивается [155]. Эти взгляды нашли отражение в гипотезе «нейронной эффективности» [173]. Согласно этой гипотезе, высокая успешность решения тестовых заданий у лиц с высоким интеллектом достигается за счет более локальной и специфичной активации нервной системы, что позволяет тратить меньшее количество ресурсов на легкие задачи. М.А. Холодная предположила, что специфичность активации обусловлена тем, что одаренные испытуемые при решении тестов используют готовые концептуальные схемы, тем самым сужая число альтернатив поиска, и затрачивая меньше ментальных усилий. По мнению автора, уровень мозговой активности является показателем когнитивной деятельности и зависит, в частности, от ментальных усилий в процессе переработки информации [100]. Согласно другой точке зрения, представленной в работах О. Дженсена, большая эффективность деятельности обусловлена тормозной активностью, позволяющей выделять только релевантные и подавлять нерелевантные стимулы [152]. В этих процессах активную роль играет альфа-ритма. Он имеет низкую выраженность в зонах непосредственно занятых в обработке сенсорной информации и высокую выраженность в регионах, которые не вовлечены в обработку поступающей информации в данный момент времени [145].

Для оценки эффективности активации предложено использовать показатель ERD (event-related desynchronization), то есть связанную с событиями десинхронизацию. Метод оценки связанной с событием десинхронизации пригоден для раскрытия стойких индивидуальных различий в паттерне активации головного мозга при выполнении когнитивных задач [172]. Несмотря на то, что существует связь между уровнем интеллекта и ERD, следует учесть, что характер активации мозга зависит от типа выполняемой задачи [135] и пола [174]. Например, мужчины и женщины достигают одинаковых результатов в тестах IQ показывая различную топографию активации [174]. Это доказывает, что различные схемы активации мозга, могут обеспечивать одинаковую успешность прохождения когнитивных тестов.

На сегодняшний день нельзя с уверенностью сказать, является ли синхронизация нейронной активности на частоте альфа-ритма «холостым ходом» нервной системы. В частности, получившая широкое признание гипотеза периодизации торможения (inhibition-timing hypothesis) В. Климеша предполагает активную роль альфа-осцилляций в процессе обработки информации [159]. Согласно этой гипотезе, ритмические изменения амплитуды волн альфа-диапазона ЭЭГ при активном бодрствовании отражают ритмические изменения в возбудимости нейронных популяций. Связанная с событием синхронизация ЭЭГ и появление на ней волн альфа-диапазона играют роль тормозного контроля и ассоциируется с нисходящими процессами. В это время возрастает когерентность на частоте альфа-диапазона между областями, которые участвуют в решении когнитивной задачи и непосредственно не задействованы в восприятии стимулов [157]. По мнению В. Климеша это происходит, чтобы обеспечить, в том числе, доступ к аппарату памяти. Связанная с событием десинхронизация ЭЭГ отражает активность восходящих влияний. При этом происходит постепенное высвобождение нейронных сетей из-под процесса торможения, что обеспечивает активацию и готовность к восприятию новой информации [159]. Важно отметить, что в состоянии торможения продолжают происходить нисходящие процессы обработки информации. Гипотеза периодизации торможения хорошо согласуется с представлениями о том, что частота, на которой происходит синхронизация работы нейронов зависит от удаленности нейронных сетей, вовлеченных в совместную деятельность. На частоте альфа- и тета-диапазонов происходит удаленная фронто-париетальная интеграция, необходимая для обработки поступившей информации. В восприятии стимулов участвуют более локальные нейронные сети, работающие на более высокой частоте [213]. Гипотеза периодизации торможения может быть противопоставлена гипотезе холостого хода (cortical idling hypothesis), согласно которой альфа-ритм в активном состоянии возникает лишь в зонах головного мозга, которые не вовлечены в выполнение текущей задачи [182].

Принимая во внимание гипотезу периодизации торможения, можно заключить, что характер вызванной корковой активации отражает не только индивидуальные особенности нервной системы, но и особенности выполняемого задания. Обычно высокая степень связанной с событием десинхронизации альфа-диапазона при восприятии новых стимулов, наблюдается при выполнении заданий, связанных с активацией аппарата памяти. В этом случае перед восприятием новых стимулов имеет место синхронизация электрической активности мозга в альфа-диапазоне. В это время происходит обращение к аппарату памяти, где хранится информация о целевых стимулах. При предъявлении целевого стимула наблюдается десинхронизация, связанная с восприятием поступающей информации. В итоге, разница в мощности колебаний альфа-диапазона между двумя функциональными состояниями становится значительной. В случае если тест задействует другие когнитивные схемы, у одаренных личностей может наблюдаться связанная с событиями синхронизация, или меньший уровень связанной с событиями десинхронизации [160].

Связь особенностей временной динамики электрической активности мозга с успешностью когнитивной деятельности

Известно, что организм человека является целостной саморегулирующейся динамической системой, функционирующей в условиях тесного взаимодействия с окружающей средой. Однако точно предсказать поведение такой системы не представляется возможным, поскольку в ее работе всегда присутствует определенная доля хаоса. Проявления деятельности многих систем человеческого организма, в том числе нервной, представляют собой детерминировано-хаотические процессы [51]. С этих позиций головной мозг человека можно рассматривать как самоорганизующуюся нелинейно-динамическую систему [57, 73, 140]. Самоорганизация проявляется в виде синхронизации или десинхронизации активности элементов системы —

нейронных ансамблей. Возбуждения, приходящие в мозг, могут вызвать качественные перестройки нейронных сетей и привести систему к точке бифуркации, из которой она может перейти к новой области устойчивости [140]. Это состояние, характеризующееся чрезвычайной чувствительностью к внешним условиям и появлением пространственно-временной структуры (функциональной системы). Репертуар поведения такой системы характеризуется ограниченным пространством траекторий – аттрактором. Поведение системы с огромным числом степеней свободы начинает описываться небольшим числом переменных – параметров порядка, характеризующих макроскопическое поведение [29]. Существенным показателем отклонения от нормы может служить неспособность мозга поддерживать требуемый уровень независимости генераторов, как это наблюдается, например, при эпилептиформном припадке [25, 71, 82]. С другой стороны, временное объединение работы нейронных популяций определенной области мозга необходимо для удержания информации в нервной системе. Это лежит в основе формирования кратковременной памяти. Таким образом, рецепцию, обработку и хранение информации мозгом можно рассматривать как фазовые переходы и возникновение новых ступеней устойчивого состояния нейронных сетей [140]. Поскольку взаимодействие между нейронными ансамблями подчиняется нелинейным законам, для изучения функционирования мозга корректно применять методы нелинейной динамики. [29, 66].

Одной из важных характеристик нелинейно-динамической системы является величина корреляционной размерности восстановленного аттрактора ЭЭГ. Этот показатель может быть использован для оценки вариативности деятельности головного мозга. Величина корреляционной размерности ЭЭГ колеблется от 2 до 6, в зависимости от задачи, выполняемой испытуемым, зоны отведения и его индивидуальных особенностей [29]. Установлено, что самой низкой корреляционной размерностью, а, следовательно, и самой малой сложностью обладает система, порождающая активность дельта-диапазона.

Наиболее сложной является система генерации бета-активности [73]. Эти данные свидетельствуют о том, что различные частотные диапазоны ЭЭГ генерируются функциональными системами с различной степенью сложности и упорядоченности. Корреляционная размерность ЭЭГ возрастает по мере созревания головного мозга [58], зависит от уровня бодрствования и может быть использована для определения функционального состояния головного мозга [153, 214]. Повышение уровня функциональной активности мозга приводит к усложнению динамики ЭЭГ и, соответственно, увеличению корреляционной размерности [29, 35]. В частности, этот показатель у здоровых испытуемых возрастает при открывании глаз, что связано с увеличением притока поступающей информации [118]. Корреляционная размерность возрастает также при увеличении трудности предъявляемого задания, что отражает повышение сложности организации электрической активности головного мозга [219].

Поскольку корреляционная размерность ЭЭГ отражает функциональное состояние головного мозга, можно предположить, что существует определенная связь корреляционной размерности с эффективностью познавательной деятельности. На основе моделирования волновых нейронных процессов показана возможность хранения в них информации в виде систем автоколебательных режимов [66, 67]. При этом информационная емкость системы определялась количеством колебательных режимов, которыми она обладает. Следовательно, величина разнообразия периодических режимов в электроэнцефалограмме является индивидуально значимой величиной и может определять объем памяти человека. Существуют единичные работы, в которых показана связь корреляционной размерности ЭЭГ с успешностью осуществления когнитивных процессов. Показано, что испытуемые с большей корреляционной размерностью ЭЭГ обладают большим объемом кратковременной памяти [66, 67]. Была установлена положительная связь корреляционной размерности ЭЭГ с продуктивностью творческого мышления и высказано предположение, что корреляционная размерность ЭЭГ является достаточно чувствительным

инструментом для оценки индивидуальных особенностей организации мышления человека [39].

Таким образом, корреляционная размерность, отражающая сложность сигнала ЭЭГ и разнообразие периодических компонент в его составе, теоретически должна являться показателем успешности осуществления когнитивной деятельности. Однако экспериментальных работ, подтверждающих это положение на данный момент крайне мало. Следовательно, вопрос о связи корреляционной размерности с успешностью прохождения различных когнитивных тестов, а также вопрос о связи корреляционной размерности ЭЭГ с уровнем интеллекта требует детального изучения.

1.3 Современные подходы к анализу электроэнцефалограммы

Электроэнцефалограмма представляет собой запись электрической активности головного мозга. Эта активность превращается в последовательность временных рядов значений амплитуды сигнала. Наделение полученных наборов чисел тем или иным свойством зависит от понимания их физической сущности и от метода анализа данных. Следовательно, перед исследователем встает вопрос, какой метод анализа ЭЭГ использовать для решения поставленных задач. Для того чтобы ответить на него, необходимо выяснить возможности и ограничения каждого метода анализа ЭЭГ и понять, какую информацию о сигнале можно получить при его обработке определенным способом.

Все методы анализа электроэнцефалограммы условно можно разделить на несколько больших групп:

- 1) методы обработки ЭЭГ, в основе которых лежит спектральный анализ ЭЭГ на основе Фурье-преобразования, в том числе методы оценки связи записей ЭЭГ, регистрируемых с разных отведений;
- 2) методы анализа нестационарности ЭЭГ-процесса;
- 3) методы определения локализации источников электрической активности мозга.

В соответствии с темой исследования более подробно охарактеризуем первые две группы методов.

1.3.1 Методы обработки ЭЭГ, в основе которых лежит спектральный анализ

При использовании спектрального анализа, кривую ЭЭГ рассматривают как некий колебательный процесс, основными характеристиками которого являются частота, амплитуда и фаза колебаний. Математической основой спектрального анализа служит преобразование Фурье, исходящее из положения о том, что исследуемые сигналы состоят из определенного числа синусоидальных и/или косинусоидальных составляющих (гармоник) последовательно возрастающего ряда частот [41]. Важно, что преобразование Фурье подразумевает стационарность сигнала ЭЭГ, то есть отсутствие изменений статистических характеристик сигнала на анализируемом участке [81].

На первом этапе обработки ЭЭГ, как правило, оценивают зависимость различных спектральных показателей от частоты, так называемые спектры характеристик. Например, амплитудно-частотный спектр представляет собой зависимость амплитуд спектральных гармоник (по оси Y) от частоты (по оси X). Он является достаточно информативной характеристикой ЭЭГ [41].

На каждом участке записи ЭЭГ встречаются волны различных частот, и смыслом спектрального анализа является выделение отдельных диапазонов электрической активности, для которого определены границы диапазона частот. Традиционно при спектральном анализе ЭЭГ выделяют пять основных диапазонов: дельта (0,5-4 Гц), тета (4-8 Гц), альфа (8-13 Гц), бета (13-35 Гц), гамма (выше 30 Гц). [21, 81].

В выделенных частотных диапазонах можно вычислить обобщенные спектральные показатели. Обычно используют следующие из них: максимальная амплитуда спектра в конкретном диапазоне частот, частота максимальной по амплитуде гармоники, средняя амплитуда спектра в частотном диапазоне,

средневзвешенная частота в каждом частотном диапазоне. Различные ЭЭГ показатели по всему набору зарегистрированных отведений могут выступать исходным материалом для топографического картирования – наглядного представления распределения значений выбранного показателя на скальпе в многоцветной шкале [41].

Поскольку спектральные характеристики ЭЭГ имеют строго индивидуальный характер, их количественные величины можно считать индивидуальными особенностями электроэнцефалограммы человека. В литературе приведено множество данных о том, что некоторые показатели фоновой ритмики коррелируют с типологическими особенностями личности [72, 113, 117, 151 и др.].

Методы оценки связи записей ЭЭГ, регистрируемых с разных отведений

В семидесятых годах XX века А.Р. Лурия разработал теорию системной динамической локализации высших психических функций. Согласно этой теории, психические функции человека состоят из отдельных звеньев. Сама психическая функция не имеет в головном мозге строгой локализации, такую локализацию имеют только составляющие ее звенья. Для выполнения той или иной психической деятельности необходимо установить связь между отдельными компонентами системы. Обнаружение и изучение такой функциональной связи между различными функциональными блоками давно интересует ученых физиологов. Учитывая, что нейронные ансамбли осциллируют на определенной частоте, можно предположить, что в основе объединения нейронных сетей для выполнения общей функции лежит их фазовая или временная синхронизация.

Для оценки связи двух сигналов чаще всего применяют кросс-спектральный анализ (функцию кросскорреляции) и анализ когерентности

(комплексную функцию когерентности). Оба этих показателя дают количественную характеристику линейной связи между спектральными составляющими двух сигналов и, следовательно, представление о том, связаны ли между собой различные корковые зоны при их функциональном взаимодействии [61, 81]. Разница между этими методами заключается в том, что когерентность отражает линейную связь двух процессов в определенной частотной области, а коэффициент кросскорреляции показывает степень линейной взаимосвязи двух процессов во временной области [41].

Корреляционная функция отражает схожесть двух участков сигнала. Если участки относятся к одному сигналу, то функция называется автокорреляционной, если же участки относятся к разным сигналам, то кросскорреляционной. Степень сходства при кросскорреляционном анализе определяется величиной коэффициента кросскорреляции. Ее обычно нормируют от +1 до -1. Высокая положительная корреляция означает синфазность, или синхронность изменения двух сигналов, когда увеличение одного сигнала соответствует увеличению другого сигнала, и наоборот. Высокая отрицательная корреляция означает противофазность двух процессов, когда увеличение одного сигнала способствует уменьшению другого. При асинхронном изменении сигналов кросскорреляция будет близка к нулю. Если есть биологические основания предполагать связь двух процессов, то изучение кроссфазы (как разности фаз двух процессов) может дать косвенную информацию о задержках в передаче взаимодействия [41].

Комплексная функция когерентности позволяет выявить линейные зависимости между двумя сигналами одной частоты [81]. При наличии физиологической связи между двумя отведениями сигнал от одного отведения к другому будет передаваться с достаточно стабильной задержкой во времени (или стабильным фазовым сдвигом), что будет приводить к большому значению когерентности. Значения коэффициентов когерентности варьируют от нуля до единицы. По некоторым данным, по величине когерентности можно объективно

количественно оценить степень функциональной связи сигналов ЭЭГ из разных отведений, то есть, косвенно определить уровень внутримозговой интеграции [61]. Однако показано, что величина когерентности зависит от изначально выбранных условий анализа и флуктуаций амплитуды сигнала. Более надежным индикатором связи ЭЭГ процессов является когерентная мощность. Когерентная мощность отражает ту часть спектральной составляющей, которая синфазно передается от одного процесса к другому и измеряется в тех же единицах (мкВ), что и исходные сигналы [40].

При использовании кроспектральных характеристик и функции когерентности для оценки связи следует учитывать, что реально между исследуемыми отведениями может не существовать никакой причинной связи, а аутентичность их определена влиянием третьего источника электрической активности в другой области головного мозга, анатомически или физиологически связанного с обоими изучаемыми отведениями [41].

Решить эти проблемы позволяет использование мер взаимодействия сигналов, основанных на фазовых соотношениях. Два сигнала и считаются связанными по фазе (phase locked) для некоторой частоты, если на этой частоте разность фаз практически постоянна. В качестве меры постоянства разности фаз используется показатель phase locking index (PLI). Если статистическая связь между сигналами и отсутствует, то величина PLI будет близка к нулю, напротив, для связанных процессов PLI близок к единице [42].

Описанные выше методы изучения кортико-кортикального взаимодействия показывают функциональную связь различных областей коры, но не отражают направление этой связи, то есть не показывают, какая область оказывает влияние, а какая его испытывает. На сегодняшний день разработано несколько методов оценки направления такого влияния, основанных на моделировании причинно-следственных связей. Среди них метод структурных уравнений (Structural Equation Modeling) [146], динамическое моделирование причинно-

следственных связей (Dynamic Causal Modelling) [164] и векторные авторегрессионные модели (VAR-model) [43].

Автокорреляционный анализ ЭЭГ

Автокорреляционный анализ дает возможность оценить исследуемый процесс с точки зрения его периодичности, причем эта сторона процесса не может быть оценена с помощью других используемых в электроэнцефалографии методов. При автокорреляционном анализе составляющие сигнала дифференцируются на периодические и непериодические [37].

Автокорреляционный анализ производится путем сравнения процесса ЭЭГ с самим собой, отставленным во времени, т. е. производится сравнение сигнала на каком-то отрезке времени с другим отрезком сигнала, взятым в более раннее или более позднее время [12]. Таким образом определяются отношения процесса в течение времени или его статистические свойства [34]. Автокорреляционная функция характеризуется такими параметрами, как время затухания, или длительность, размах и коэффициент автокорреляции. Длительность автокорреляционной функции определяется как временной интервал, в течение которого огибающая функции автокорреляции спадает в h раз, где h некоторое заданное значение (как правило, $h=10$). Чем меньше время корреляции, тем быстрее происходит «забывание» предыдущих значений, тем более «хаотичным» является случайный процесс. Известно, что длительность АКФ отражает устойчивость периодики ЭЭГ сигнала, чем она меньше, тем быстрее автокорреляционная функция «затухает», тем больше процесс отличается от истинно периодического [75]. Время затухания автокорреляционной функции зависит также от ширины спектра исследуемого сигнала. Чем шире спектр мощности сигнала, тем меньше интервал автокорреляции. Ограничение ширины спектра увеличивает самоподобие сигнала. Периодические сигналы, например, синусоида, спектр которой очень узкий и представлен линией, имеют

бесконечный интервал автокорреляции [12]. Сигналы разной формы могут иметь сходные АКФ, если имеют близкие спектры мощности [23]. Важной безразмерной характеристикой случайного процесса является коэффициент отношения мощности периодической составляющей к мощности случайной составляющей – коэффициент автокорреляции [34]. Он характеризует периодичность сигнала ЭЭГ и может иметь величину от +1 до 0.

По мнению А.Я. Каплана изменчивость автокорреляционной структуры ЭЭГ может отражать динамику квазистационарных мозговых процессов. Показано, что в пределах нескольких секунд в ЭЭГ происходят неслучайные структурные изменения, амплитуда и временная диаграмма которых, может отражать особенности динамики функциональных состояний головного мозга [30].

Методы анализа ЭЭГ, в основе которых лежит преобразование Фурье, дают представление о том, каково содержание каждой частоты в исследуемом сигнале, о периодичности сигнала, а также о частотной и временной связи сигналов ЭЭГ, регистрируемых от различных отведений. Однако преобразование Фурье подразумевает неизменность сигнала во времени. Соответственно, мы не можем получить информацию о том, в какой момент времени возникла та или иная частотная составляющая, когда она исчезла и как изменялись частотные компоненты сигнала в процессе регистрации. Если такая информация не требуется (например, в медицинской практике), то применение только преобразования Фурье вполне уместно. Однако большинство биологических процессов не являются стационарными, и исследователя интересует временной ход их протекания. Поэтому возникает необходимость прибегнуть к методам, позволяющим оценивать нестационарность сигнала ЭЭГ.

1.3.2 Применение теории динамических систем для анализа электроэнцефалограммы

Нейронные ансамбли головного мозга можно рассматривать как элементы сложной нелинейно-динамической системы, а синхронизацию, или десинхронизацию их активности, как элементы самоорганизации системы. Поведение сложных нелинейно-динамических систем описывает теория детерминированного хаоса. Согласно этой теории, поведение системы можно описать конечным числом дифференциальных уравнений. К параметрам, отражающим сложность и непредсказуемость нелинейно-динамической системы можно отнести [16, 35, 59]:

- 1) корреляционную размерность восстановленного аттрактора системы, которая показывает ее сложность;
- 2) корреляционную энтропию, которая описывает степень предсказуемости и организованности системы;
- 3) показатель Херста, который характеризует отклонение от чисто случайного процесса;
- 4) показатель Ляпунова – мера чувствительности системы к начальным условиям.

Чаще всего для оценки биологических сигналов используют корреляционную размерность восстановленного аттрактора системы. При помощи этой величины можно судить насколько генерализованно протекают процессы в головном мозге, или насколько вариативна его деятельность [59]. Для оценки нелинейной динамики ЭЭГ при функциональных пробах корреляционная энтропия оказалась менее информативным показателем, чем корреляционная размерность [35].

Для описания состояния сложной системы требуется несколько переменных. Эти переменные можно объединить в вектор состояния, который в каждый момент времени принимает значения $q = (q_1; q_2; \dots; q_n)$ Пространство, в

котором находится этот вектор, называется фазовым пространством. Динамика состояния системы описывается этим вектором, как функцией времени $q = q(t)$. Если в каждый момент времени характеризовать состояние системы точкой в фазовом пространстве, а изменение состояний системы рассматривать как движение этой точки, тогда множество точек, являющихся последовательностью состояний образуют фазовую траекторию, или аттрактор системы. Все траектории состояния системы стягиваются к ее аттрактору. Размерность аттрактора не превышает количество переменных в уравнениях, описывающих систему. Фазовые портреты систем, эволюция которых представляет собой детерминированный периодический процесс имеют целочисленную размерность аттрактора. Аттракторы систем, демонстрирующие хаотическое поведение, называются странными аттракторами и имеют нецелочисленную размерность [59]. Сигнал электроэнцефалограммы является временной последовательностью значений одной величины – амплитуды сигнала. Согласно теореме Такенса [203], эволюция этой величины отражает динамику всей системы, поэтому на основе амплитуды сигнала можно построить аттрактор, по метрическим свойствам аналогичный исходному. Множество точек, модулирующих исходный аттрактор называют восстановленным аттрактором. Размерность восстановленного аттрактора – это мера стохастичности процесса, чем она меньше, тем более детерминированным является процесс. Чем больше размерность аттрактора системы, тем более сложным и менее предсказуемым является ее поведение [59]. Показано, что величина размерности ЭЭГ возрастает по мере увеличения количества нейронных сетей, осциллирующей на собственной частоте [167]. Для построения аттрактора строят фазовый портрет системы в некотором фазовом пространстве, которое называется пространством вложения или лаговым пространством. Координаты получают из исходных значений элементов процесса, сдвигая значения относительно себя на необходимый интервал задержки, так называемый лаг. Величина лага является важным параметром анализа ЭЭГ и различается для разных диапазонов частот.

Величины временной задержки для различных частотных составляющих сигнала ЭЭГ в различных отведениях, а также другие результаты расчета нелинейных характеристик ЭЭГ представлены в ряде работ [67, 73].

Показано, что величина корреляционной размерности ЭЭГ генетически обусловлена, поэтому может служить для объяснения межиндивидуальных различий в функциональной организации мозга [110]. В норме, для сложных биологических систем характерно наличие некоторой хаотической компоненты, т.е. показатель степени хаотичности динамики параметра, описывающего систему, должен быть отличен от нуля. Очевидно, корреляционная размерность в норме может принимать любые значения внутри некоторого диапазона, характерного для данной системы. Отклонение этого показателя в любую сторону негативно сказывается на деятельности мозга [201]. Чрезмерное уменьшение приводит к потере способности к адаптации, а увеличение к потере системообразующего фактора, т.е. система перестает функционировать, как единое целое.

В отличие от спектральных методов анализа, нелинейные методы анализа не предполагают стационарности ЭЭГ, поэтому они могут дать количественную оценку динамики и сложности биоэлектрической активности мозга. Эти методы должны быть наиболее адекватными для описания такой сложно функционирующей системы как головной мозг человека. Однако если мы имеем временной ряд значений, а его физическая характеристика предполагает определенный метод анализа, то можно последовательно или сразу понизить эту характеристику вплоть до самого простого, детерминированного варианта. При этом можно применить математические методы анализа сигнала, соответствующие этому варианту. Часто нестационарные процессы исследуют методами стационарных процессов, разделяя их на небольшие отрезки времени, на протяжении которых процессы можно считать стационарными [20].

Таким образом, существуют различные подходы к анализу генеза и функциональной значимости суммарных биопотенциалов мозга человека. Имеется множество математических методов анализа сигнала ЭЭГ, дающих различную информацию об изучаемом процессе. Все они предоставляют возможность выявить отдельные стороны механизмов хранения и обработки информации в головном мозге. Комплексный психофизиологический подход к этим процессам с помощью анализа ЭЭГ, наряду с тестовыми методами изучения интеллекта, памяти, внимания, процессов принятия решений, может дать возможность оценки формирования интеллектуальных способностей индивида, и при необходимости их корректировки.

ГЛАВА 2 МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

Диссертационная работа выполнена на базе Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Ярославский государственный университет им. П.Г. Демидова»

2.1 Объект исследования

В исследовании приняли участие 89 человек в возрасте от 19 до 26 лет, из них 23 юноши и 66 девушек. Все испытуемые были студентами университета. Все участники исследования были правшами. Обследование проводили после предварительно взятого информированного согласия на участие в исследовании в качестве испытуемых.

У всех испытуемых была зарегистрирована электроэнцефалограмма, помимо этого каждый обследуемый выполнял несколько психофизиологических тестов. Результаты прохождения разных тестов одним испытуемым мы сопоставляли друг с другом. Количество человек, принявших участие в каждом из предложенных тестов, отражено в таблице 2.1.

Таблица 2.1 – Количество испытуемых, принявших участие в психофизиологических тестах.

Тест	Количество человек
ВР, ВРВ	84
Корректирующая проба	85
ОКП	84
Тест «Домино»	78

2.2 Методика регистрации электроэнцефалограммы

Исследование проводили в первой половине дня, с 10 до 15 часов, независимо от сезона года и дня недели. ЭЭГ регистрировали в стандартных условиях – в комнате, защищенной от световых и звуковых раздражителей. Испытуемый находился в удобном кресле в положении сидя с закрытыми глазами в состоянии спокойного бодрствования. Запись вели в течение 5 минут. Применяли монополярный способ отведения с референтным усредненным ушным электродом (A1, A2). Восемь пар активных электродов располагали в соответствии с международной системой «10-20», в симметричных переднелобных (Fp1, Fp2), лобных (F3, F4), нижнелобных (F7, F8), центральных (C3, C4), теменных (P3, P4), затылочных (O1, O2), височных (T3, T4) и задневисочных (T5, T6) отведениях. Для регистрации ЭЭГ использовали комплекс «Нейрон-Спектр-4/ВПМ» (Нейрософт, Иваново). Частота опроса составляла 500 раз в секунду, полоса пропускания от 0,5 до 35 Гц. Сопротивление электродов не превышало 20 кОм, при этом как правило было меньше 10 кОм. Ввод в компьютер многоканальной ЭЭГ, фильтрацию, выделение артефактов осуществляли с помощью программного обеспечения «Нейрон-спектр.NET» (Нейрософт, Иваново).

2.3 Методы обработки электроэнцефалограммы

Для описания индивидуальных особенностей фоновой электрической активности головного мозга было использовано несколько методов обработки электроэнцефалограммы. Произведена оценка особенности ЭЭГ сигналов от 16 стандартных отведений с помощью спектрального и автокорреляционного анализа. Помимо этого, исследована степень пространственно-временной синхронизации этих локальных ЭЭГ процессов с помощью метода объемов. Поскольку психическая деятельность индивида протекает во времени, мы сочли

необходимым оценить временную динамику биоэлектрической активности мозга, для чего были использованы методы нелинейной динамики, в частности расчет корреляционной размерности восстановленного аттрактора ЭЭГ. Спектральный и автокорреляционный анализ был реализованы с помощью программного обеспечения «Нейрон-спектр.NET» (Нейрософт, Иваново), корреляционную размерность рассчитывали с помощью программного обеспечения, разработанного в Ярославском государственном университете им. Демидова [80], пространственную синхронизацию электрической активности мозга оценивали с помощью программного обеспечения разработанного в институте эволюционной физиологии и биохимии РАН [9].

Спектральной анализ

Спектральный анализ производили в следующих частотных диапазонах ЭЭГ: тета-диапазон (4-8 Гц); альфа- диапазон (8-13 Гц); низкочастотный бета-диапазон, или бета1 (13-20 Гц); высокочастотный бета- диапазон, или бета2 (20-35 Гц). Дельта- диапазон ЭЭГ не вошел в список исследуемых спектральных диапазонов ЭЭГ, поскольку в норме он не характерен для бодрствующего состояния. Спектральный анализ ЭЭГ выполняли на коротких 4 секундных не перекрывающихся фрагментах записи (эпохах анализа). Для анализа выбирали не менее 20 эпох. Затем производили усреднение спектров мощности ЭЭГ по всем эпохам. Эпохи анализа расставляли на безартефактные участки, начиная со второй минуты обследования, давая испытуемому адаптироваться в течение первой минуты.

Вычисление обобщенных спектральных показателей производили отдельно в каждом частном диапазоне на основании спектра мощности, полученного на основе алгоритма Быстрого Преобразования Фурье (БПФ).

Изучены следующие спектральные показатели:

- 1) максимальная мощность колебаний частотного диапазона (мкВ^2) – экстремум функции (пиковая мощность) в выбранном диапазоне частот;
- 2) средняя мощность колебаний частотного диапазона (мкВ^2);
- 3) полная мощность колебаний частотного диапазона (мкВ^2) – площадь под всем графиком функции мощности в выбранном диапазоне частот;
- 4) доминирующая частота колебаний частотного диапазона (Гц);
- 5) средняя частота колебаний частотного диапазона (Гц);
- 6) индекс ритма – отношение времени, в течение которого регистрируется анализируемый ритм ко всему времени записи ЭЭГ, умноженное на 100%;
- 7) коэффициент межполушарной асимметрии – процентная разница мощности колебаний частотного диапазона между соответствующими отведениями правого и левого полушарий (%).

Автокорреляционный анализ

Автокорреляционный анализ проводили на эпохах продолжительностью 500 мс. Использовали не менее 20 безартефактных эпох, которые расставляли, начиная со второй минуты обследования. Полученные данные усредняли по всем эпохам. Значения автокорреляционной функции (АКФ) были нормированы по мощности сигнала. Изучены следующие автокорреляционные показатели:

- 1) средний размах нормированной АКФ (доли от единицы);
- 2) максимальный размах нормированной АКФ (доли от единицы) (рисунок 2.1);
- 3) среднюю частоту АКФ (Гц);
- 4) коэффициент автокорреляции;
- 5) время первого пересечения нуля нормированной АКФ (ППН) (мс) (рисунок 2.1);
- 6) максимальный интервал АКФ (МИ) (мс) (рисунок 2.1).

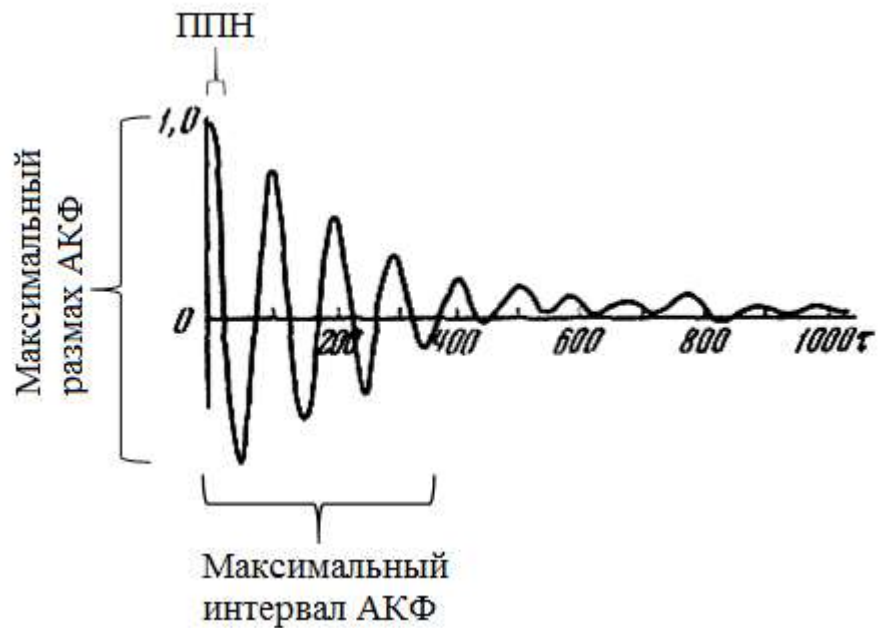


Рисунок 2.1. График нормированной АКФ. На графике по оси абсцисс отложено время.

Средний и максимальный размах автокорреляционной функции характеризуют степень самоподобия процесса в определенные моменты времени. Максимальному размаху автокорреляционной функции соответствует значение в нулевой момент времени. Коэффициент автокорреляции является показателем периодичности процесса. Он рассчитывается как отношение мощности периодической составляющей к мощности случайной составляющей сигнала ЭЭГ [34]. ППН и МР характеризуют время затухания автокорреляционной функции. Максимальный интервал АКФ равен времени, при сдвиге на которое амплитуда периодических колебаний на автокоррелограмме уменьшается до 10% от начальной [34].

Корреляционная размерность ЭЭГ

Для расчета корреляционной размерности (CD) восстановленного аттрактора системы применяли метод Гроссбергера – Прокаччия [137], который достаточно нечувствителен к шумам. Корреляционная размерность

характеризует геометрическую структуру множества паттернов числом, при вычислении которого используется понятие псевдокорреляционной размерности и корреляционного интеграла. Электроэнцефалограмма $\varphi(t)$ представляла собой дискретный сигнал, частота дискретизации составляла 500 Гц. Его можно записать в виде отсчетов сигнала $\varphi_k = \varphi(k\Delta t)$ с шагом $\Delta t = 2$ мсек. При построении вложения в n -мерное фазовое пространство можно рассмотреть набор паттернов длины n , где значения сигнала берутся с временной задержкой $\tau = 8$ (соответствует 16 мсек) $z_k = (\varphi_k, \varphi_{k+\tau}, \dots, \varphi_{k+(n-1)\tau})$. Тогда при рассмотрении N отсчетов сигнала ЭЭГ (в нашем случае 40000 отсчетов сигнала, что соответствовало 1 мин 20 сек записи) получается $m = N - (n - 1)\tau$ паттернов, по которым можно вычислить псевдокорреляционный интеграл (ПКИ):

$$C(l) = \sum_{z_{t_i} \in Z} \left[\sum_{j=n}^{i-v} \theta(l - \rho(z_{t_i}, z_{t_j})) + \sum_{j=i+v}^N \theta(l - \rho(z_{t_i}, z_{t_j})) \right],$$

где $\theta(*)$ - функция Хевисайда, а $v > 0$ - некоторое число (было выбрано значение 5 или 40 мсек). Заметим, что в квадратных скобках получается количество попаданий паттернов в окрестность l паттерна z_{t_i} , при этом «соседние» паттерны не учитываются, поскольку они сильно коррелированы.

Корреляционной размерностью называется такое число, что $C(l) \approx r^{CD}$ или $\log_2(C(l)) \approx CD \log_2(l) + b$. Таким образом, для вычисления CD достаточно рассмотреть функцию $\log_2(C(l))$ и приблизить $\log_2(C(l))$ прямой с аргументом $\log_2(l)$. Вычисление CD производилось для вложения размерности $n = 8$, соответствующая продолжительность паттернов составила 112 мсек. При увеличении n корреляционная размерность сначала возрастает, но затем обычно выходит на постоянный уровень (насыщение). Если же выходной сигнал динамической системы сильно зашумлен, то размерность аттрактора постоянно растет. В нашем случае использовали размерность вложения, равную восьми, поскольку, начиная с этого значения, корреляционная размерность переставала существенно возрастать.

Алгоритм расчета корреляционной размерности подробно изложен и был опробован в работах Мышкина И.Ю. и Майорова В.В. [52, 67]. На основе работ этих авторов в проведенном исследовании была выбрана длина и количество опорных паттернов.

Метод «объемов»

Для сравнительной оценки вклада локальных сигналов ЭЭГ, зарегистрированных от различных отведений в организацию суммарного поля биопотенциалов мозга, был использован так называемый метод «Объемов».

На основе матрицы коэффициентов корреляции каждый ЭЭГ сигнал от конкретного отведения был представлен в виде вектора в евклидовом пространстве, длина которого равна единице, а косинус угла между двумя векторами являлся коэффициентом корреляции между соответствующими сигналами. Чем больше были скоррелированы ЭЭГ процессы, тем меньше были углы между векторами, тем уже был пучок, меньше «рассеяние» ЭЭГ-векторов. В качестве меры синхронизации, точнее – линейной зависимости нескольких ЭЭГ процессов, был выбран объем, занимаемый пучком этих векторов в пространстве. Кроме этого оценивали насколько каждый из сигналов выделяется из совокупности остальных, а также меру синхронизации между ЭЭГ-процессами в отдельных регионах: отдельно в правом или левом полушариях, в передних и задних областях мозга.

Для анализа использовали не менее 20 безартефактных эпох, которые расставляли, начиная со второй минуты обследования. Для каждой 5-секундной эпохи анализа были вычислены следующие показатели:

- 1) VOL ($0 \leq VOL \leq 1$) – число, характеризующее степень синхронизации всех 16 ЭЭГ сигналов - объем рассеяния всего пучка векторов. Если VOL = 0, процессы линейно зависимы, если VOL = 1, процессы максимально линейно независимы (вектора пучка попарно ортогональны)

- 2) $V(i)$ $i = 1, \dots, 16$ ($0\% \leq V(i) \leq 100\%$) – показатель степени отличия i -го сигнала от совокупности остальных («доля объема», приходящаяся на i -й вектор). Чем больше $V(i)$, тем больше i -й в конкретном отведении отличается от остальных. Данный показатель был вычислен для всех 16 отведений.
- 3) RH, LH, FH, OH ($0 \leq RH, LH, FH, OH \leq 1$) – характеристика степени синхронизации сигналов ЭЭГ в каждом из четырех регионов: правом и левом полушариях, передних и задних отделах обоих полушарий соответственно. В качестве передних отведений были выбраны $Fp1, Fp2, F3, F4, F7, F8$; в качестве задних – $P3, P4, O1, O2, T5, T6$.

2.4 Методы психофизиологического обследования

Психофизиологическое тестирование испытуемого включало:

1. Тест на время простой сенсомоторной реакции.
2. Тест на время реакции двухальтернативного выбора.
3. Тест на объем зрительной кратковременной памяти.
4. Тест уровня невербального интеллекта «Домино».

Тест на время простой сенсомоторной реакции

Для оценки скоростных характеристик сенсомоторной деятельности использовали тест на время простой сенсомоторной реакции. В ходе теста компьютерная программа предъявляла испытуемому квадрат красного цвета через случайные интервалы времени. При его предъявлении испытуемый как можно быстрее должен был нажать любую клавишу на клавиатуре. Минимальная задержка перед предъявлением фигуры составляла 1000 мс, максимальная 1900мс, кол-во предъявлений – 30. В конце проведения теста

программа выдавала среднее время реакции (мс) и его среднее квадратичное отклонение (мс).

Тест на время реакции двухальтернативного выбора

Тест на время реакции двухальтернативного выбора моделирует ситуацию, когда испытуемому необходимо принимать решение о цвете квадрата, и реагировать на этот цвет соответствующим образом. Следовательно, тест на время реакции выбора позволяет оценить не только скорость сенсомоторной реакции, но и скорость принятия решения. В ходе теста программа предъявляла квадраты двух цветов: красного и зеленого. После предъявления красного квадрата испытуемому требовалось нажать клавишу «Z», после зеленого - клавишу «M». Минимальная задержка перед предъявлением фигуры составляла 1000 мс, максимальная 4500 мс, количество предъявлений – 30. По результатам теста программа выдавала для правой, левой и для обеих рук в среднем следующие показатели: среднее время реакции (мс), среднее квадратичное отклонение (мс), количество ошибочных нажатий.

В данном исследовании нас интересовало время, которое характеризует скорость обработки информации в коре мозга, мы назвали его **«центральное время»**. Центральное время рассчитывали как разность времени реакции выбора и времени простой сенсомоторной реакции. В тесте реакции выбора время ответа складывается из трех основных компонентов: (1) времени, необходимого для восприятия стимула, (2) времени анализа стимула и принятия решения об ответе, и (3) времени моторного ответа. В тесте простой сенсомоторной реакции время ответа складывается только из первого и третьего компонентов. Поэтому мы предположили, что «центральное время» отражает время, которое испытуемому требуется для анализа стимула и принятия решения, и, следовательно, оно косвенно характеризует скорость обработки внешних стимулов.

Тест на объем зрительной кратковременной памяти

В данной работе тест на объем зрительной кратковременной памяти использовался для определения информационной емкости мозга. Программа предъявляла испытуемому от 4 до 10 цифр. Время предъявления 2000 мс. Испытуемому требовалось запомнить цифры и их последовательность, для того чтобы ввести по требованию программы. Время на ввод цифр не было ограничено. Количество предъявлений строки цифр – 20. По результатам теста программа вычисляла среднюю длину правильно воспроизведенного ряда цифр и среднее квадратичное отклонение этого параметра.

Корректурная проба Бурдона-Анфимова

Тест «корректурная проба» применялся для определения точности и продуктивности внимания. Поскольку тест позволяет отследить скорость и точность обработки информации, иногда его интерпретируют как тест оценки умственной работоспособности.

В работе использовали компьютерную модификацию корректурной пробы. В задачу испытуемого входило построчно, слева направо просматривать на экране монитора бланк, на котором расположены ряды букв. Используя правую и левую клавиши мыши, необходимо было выбирать заранее указанные буквы. Тест длился 10 минут, при этом через каждую минуту испытуемый должен был менять режим работы. В первую минуту испытуемый должен был левой кнопкой мыши кликать по букве «К», а правой по букве «И». Через минуту, по звуковому сигналу компьютера, следовало поменять способ работы на противоположный, то есть левой кнопкой мыши щелкать по букве «И», а правой по букве «К». На третьей минуте испытуемый должен был вернуться к старому способу работы – как в первую минуту и т.д. Испытуемый был предупрежден, что оценивается как скорость, так и правильность работы.

Выходными данными теста являлись следующие показатели, которые определялись за 10 минут:

- количество просмотренных букв (КПБ);
- количество правильно выбранных букв;
- количество неправильно выбранных букв;
- количество ошибочно пропущенных букв;
- общее количество допущенных ошибок.

По результатам теста автоматически рассчитывались следующие показатели:

- показатель точности выполнения задания $T = \frac{M - O}{M + P}$, где М – количество правильно выбранных букв, О – количество ошибочно выбранных букв, Р – количество ошибочно пропущенных букв [1];
- коэффициент умственной продуктивности $E = N * T$, где N – количество просмотренных символов, Т – показатель точности выполнения задания [1].

Тест «Домино»

Тест «Домино» был создан А. Энстеем в 1943 г. и предназначался для измерения невербальных интеллектуальных способностей у лиц старше 12 лет. Этот тест уровня интеллекта обладает всеми преимуществами невербальных тестов [83]. Мы использовали методику в адаптации И.Г. Сенина и В.И. Чиркова [96]. Тест «Домино» состоял из 44 основных заданий и 4 примеров. Задания были расположены в порядке возрастающей трудности, установленной при конструировании методики. Основным элементом всех тестовых заданий являлось изображение фишек домино, расположение которых было подчинено определенной закономерности (рисунок 2.2). Последняя в фишка в ряду была «пустой» и обозначалась пунктирным контуром. Количество фишек в заданиях

было различным (от 4 до 14) и возрастало по мере перехода от задания к заданию. Испытуемый должен был выявить принцип, согласно которому выстроены фишки, и определить ту фишку, которую следует поставить на место, обозначенное пунктиром. Первичные оценки переводили в показатели IQ согласно инструкции по обработке теста [96].

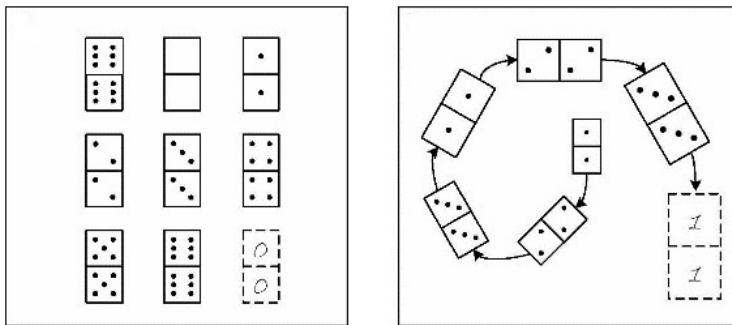


Рисунок 2.2. Пример заданий в тесте «Домино»

Согласно данным литературы, принципы решения теста «Домино» весьма разнообразны, несмотря на то, что во всех заданиях используется один и тот же стимульный материал. Отмечено, что решение теста не требует математических знаний или арифметических способностей, хотя испытуемый и работает с числами. Показано, этот тест высоко насыщен фактором G, о котором упоминалось на стр. 15, и считается одним из наиболее «чистых» по отношению к измерению этого фактора. Знания и опыт, приобретенные индивидом - кристаллизованные способности - влияют на результаты теста в меньшей степени, чем текущие способности (fluid abilities) [83].

2.5 Статистическая обработка результатов

Статистический анализ результатов проводился в пакете программ Statistica 10.0.

Анализ распределения данных

Проверку соответствия распределения данных нормальному распределению проводили с использованием критерия Шапиро-Уилка. Этот тест проверяет нулевую гипотезу об отсутствии различий между наблюдаемым распределением признака и теоретически ожидаемым нормальным распределением. Следовательно, при $p > 0,05$ делали заключение о том, что анализируемое распределение не отличается от нормального [55].

Факторный анализ данных

Основная идея факторного анализа была сформулирована основоположником психологии индивидуальных различий Ф.Гальтоном: если несколько признаков, измеренных у группы индивидов изменяются согласованно, то можно предположить существование причины этой совместной изменчивости – фактора как скрытой, недоступной для непосредственного измерения переменной [70]. В настоящее время факторный анализ используется или как метод сокращения данных или как метод классификации [202]. Мы применили факторный анализ для редукции количества характеристик ЭЭГ, а также для изучения их структуры.

Выделение главных факторов и редукцию данных проводили два раза. Сначала в исходную матрицу включали параметры, полученные в ходе определенного вида анализа электроэнцефалограммы в каждом конкретном отведении. Например, исходной матрицей служили спектральные характеристики ЭЭГ в отведении О1. Второй раз исходной матрицей для факторного анализа служили переменные всех отведений, полученные в ходе определенного вида анализа ЭЭГ, которые остались после первой процедуры редукции. Таким образом первый раз редукцию данных проводили по каждому отведению, а второй раз по всему частотному диапазону.

Для анализа связи изучаемой переменной с фактором оценивали факторные нагрузки. Факторные нагрузки переменных – аналоги коэффициентов корреляции: чем больше абсолютная величина факторной нагрузки, тем сильнее связь переменной с фактором, тем больше данная переменная обусловлена действием соответствующего фактора [70]. Переменную считали связанной с данным фактором, если ее факторная нагрузка была больше 0,70. Фактор называется генеральным, если все его нагрузки значительно отличаются от нуля. Хорошо известный пример общего фактора – фактор G, обнаруженный Ч. Спирменом в ходе факторного анализа различных тестов интеллекта (стр. 15). Фактор G – это скрытая переменная, которая обуславливает положительную корреляцию результатов различных тестов способностей, то, что в обиходе называют одаренностью, или смышленостью [97]. После психометрической изоляции фактора G можно определить, какие методы измерения более всего пригодны для его оценки, т.е. вычислить нагрузки этого фактора по различным тестам. Оказывается, что существуют тесты, достаточно высоко коррелирующие с фактором G, в том числе тест «Домино», который использовали в работе мы. Генеральный фактор является частным случаем общих факторов. Фактор называется общим, если хотя бы две его нагрузки значительно отличаются от нуля [97]. В данном исследовании мы выделяли общие факторы. Для получения факторов, которые имеют высокие факторные нагрузки для одних переменных, и низкие для других, использовали вращение, минимизирующее дисперсию – веримакс-вращение.

Для каждого фактора можно выделить три важных параметра: «собственное значение», «объясненная дисперсия» и «доля общей дисперсии», на основе которых была проведена редукция данных. Объясненная дисперсия, характеризует дисперсию, выделяемую данным фактором. Если объясненную дисперсию разделить на общую дисперсию, получим долю общей дисперсии. Собственное значение фактора также зависит от доли общей дисперсии, определяемой данным фактором. В ходе факторного анализа старались выделить

максимально возможное количество факторов, однако для последующего корреляционного анализа оставляли только те переменные, которые были связаны с первыми двумя факторами, в случае, если факторы в сумме объясняли не менее 66% общей дисперсии и каждый из них соответствовал критерию Кайзера (имел собственное значение больше единицы, то есть выделял дисперсию, эквивалентную по крайней мере дисперсии одной переменной).

Оценка связи между изучаемыми параметрами

Связь между параметрами оценивали по коэффициенту корреляции Пирсона. Одновременно с расчетом коэффициента, оценивали его статистическую значимость, т.е. проверяли нулевую гипотезу об отсутствии связи между исследуемыми параметрами. Коэффициенты корреляции считали значимыми при $p < 0,05$. Надежность полученных результатов дополнительно контролировали с помощью расчета коэффициентов корреляции в двух выборках меньшего объема, полученных путем случайного разбиения исходной исследуемой выборки на две части. В главе результаты исследования представлены только те коэффициенты связи, которые воспроизводились в обеих выборках хотя бы на уровне тенденции.

Оценка достоверности различий

Для оценки достоверности различий между двумя изучаемыми выборками рассчитывали t-критерий Стьюдента. Одновременно с расчетом коэффициента, оценивали его статистическую значимость, т.е. проверяли нулевую гипотезу об отсутствии различий между исследуемыми параметрами. Коэффициенты корреляции считали значимыми при $p < 0,05$.

Регрессионный анализ

Общее назначение множественной регрессии состоит в анализе связи между несколькими независимыми переменными (называемыми также регрессорами или предикторами) и зависимой переменной. Эту связь описывает уравнение:

$$Y = a + b_1 * X_1 + b_2 * X_2 + \dots + b_n * X_n$$

Зависимая переменная Y может быть выражена через константу (a) и угловые коэффициенты ($b_1, b_2 \dots b_n$), умноженные на независимые переменные ($X_1, X_2 \dots X_n$). Константу иногда называют также свободным членом, а угловые коэффициенты – В-коэффициентами [202].

Уравнение множественной регрессии характеризуется несколькими важными параметрами, среди которых необходимо остановиться на коэффициенте детерминации (R^2). Коэффициент детерминации изменяется от нуля до единицы и отражает «качество» рассчитанной регрессии, показывая долю (%) общего разброса выборочных значений, которая «объясняется» построенной регрессией. Например, при $R^2=0,85$, следует сделать вывод о том, что 85% дисперсии зависимой переменной (Y) объясняется вариацией независимых переменных ($X_1, X_2 \dots X_n$) [55].

Степень связи двух или более предикторов (X) с зависимой переменной (Y) выражается с помощью коэффициента множественной корреляции R . По определению он равен корню квадратному из коэффициента детерминации. Это величина также принимает значения от нуля до единицы. Для интерпретации направления связи между переменными смотрят на знаки В-коэффициентов. Если В-коэффициент положителен, то связь этой переменной с зависимой переменной прямая; если В-коэффициент отрицателен, то и связь носит обратный характер [202].

При составлении исходных матриц для регрессионного анализа, сначала проводилась редукция исходных данных ЭЭГ с помощью факторного анализа,

как было описано выше. Затем из оставшихся данных отбирали те, которые были связаны с зависимой переменной при $p < 0,1$.

Для выведения уравнения регрессии применяли множественный регрессионный анализ методом последовательного исключения переменных. Суть метода состоит в том, что на первом этапе в анализ включаются все имеющиеся независимые переменные. Для каждой из них вычисляется частный F-критерий. Отбирается та переменная, для которой значение частной F-статистики будет наименьшим. Решается вопрос о целесообразности включения данной переменной в модель. Если переменная не значима, то есть существенно не влияет на качество модели, она исключается из нее, и процедура повторяется. Алгоритм останавливается, когда переменная оказывается значимой. Данный проводился автоматически с помощью программного продукта STATISTICA 10.

Для уравнения, полученного таким образом, оценивали значимость B-коэффициентов. Если B-коэффициент равен 0, связь между переменными отсутствует. Поэтому для проверки нулевой гипотезы о равенстве коэффициентов уравнения нулю нами был использован t-критерий Стьюдента. Коэффициенты уравнения считали значимыми при $p < 0,05$. Если $p > 0,05$, данную переменную исключали из уравнения, и всю процедуру повторяли еще раз, но уже с меньшим количеством переменных.

Для оценки статистической значимости модели применяли F-тест [55]. При $p < 0,05$ делали заключение о том, что полученное регрессионное уравнение удовлетворительно описывает связь между наблюдаемыми признаками.

В итоге методом последовательного исключения переменных получали уравнение, в котором B-коэффициенты всех независимых переменных были значимыми.

ROC-анализ

Регрессионный анализ является достаточно распространенным инструментом психофизиологических исследований, позволяющим

спрогнозировать значение зависимой переменной исходя из значений нескольких независимых предикторов. Однако следует понимать, что на основе данных электроэнцефалограммы корректно рассчитать точную величину определенной психофизиологической характеристики вряд ли возможно. Вместо этого, правильнее говорить о попадании характеристики в определенный диапазон (например, нижний, средний или верхний). Существуют статистические методы, которые позволяют проверить качество регрессионной модели с точки зрения возможности качественной классификации зависимой переменной. В последнее время для решения подобных задач все чаще используется метод, получивший название «ROC-анализ» (Receiver Operator Characteristic – операционная характеристика приёмника) [13, 14, 22]. Длительное время ROC-анализ применялся в теории обнаружения сигналов для описания соотношений между верно обнаруженными сигналами и ложными срабатываниями. Затем этот метод стал широко использоваться в теории принятия решений, кредитном скрининге. В медицине данный вид анализа используется для проверки качества различных тест-систем, разделяющих пациентов на больных и здоровых [13, 14, 22]. В области дифференциальной психофизиологии ROC-анализ целесообразно использовать для отбора испытуемых с высоким уровнем развития определенных когнитивных функций. Цель ROC-анализа – проверить качество бинарной классификаций, то есть качество разделения элементов выборки с помощью модели на два класса: положительный и отрицательный, например, одаренные индивиды, и все остальные. Существует четыре возможных исхода [13]:

Истинно положительный – «положительный» объект классифицирован как положительный (true positive, TP);

Ложноотрицательный – «положительный» объект классифицирован как «отрицательный» (пропуск сигнала, false negative, FN);

Истинно отрицательный – «отрицательный» объект классифицирован как «отрицательный» (true negative, TN);

Ложноположительный – «отрицательный» объект классифицирован как «положительный» (ложная тревога, false positive, FP).

Зная количество каждого из четырех исходов в данной выборке, можно рассчитать два параметра регрессионной модели: чувствительность (Se) и специфичность (Sp): $Se = \frac{Tp}{Tp+Fn}$, $Sp = \frac{TN}{TN+FN}$ [13].

Модель с высокой чувствительностью может давать ложноположительные результаты (ложные тревоги), т.е. может относить к группе одаренных не только тех испытуемых, которые ими реально являются, но также и людей со средними способностями. Модель с высокой специфичностью может давать ложноотрицательные результаты (пропуски сигнала), то есть может не включить одаренных людей в группу таковых, несмотря на то, что они имеют высокий уровень развития способности. При повышении одного из параметров чувствительности или специфичности модели, автоматически понижается другой. В зависимости от задач исследования необходимо найти определенный баланс чувствительности и специфичности. Его характеризует точка отсечения. Точка отсечения – то предсказанное значение признака, начиная с которого испытуемого следует относить к определенному классу, например, к группе одаренных. Точку отсечения можно выбрать несколькими способами [77]:

- так, чтобы сумма чувствительности и специфичности была наибольшей;
- так, чтобы значения чувствительности и специфичности были примерно равны друг другу;
- иным способом, исходя из задач модели.

Зная количественные значения чувствительности и специфичности, можно построить ROC-кривую. Этот график позволял оценить точность бинарной классификации. Он демонстрирует зависимость числа верно классифицированных истинно положительных примеров от числа ложноотрицательных примеров [13, 22] для каждого значения точки отсечения.

Для оценки качества модели используется характеристика площади под ROC-кривой – AUC (Area Under Curve). С большими допущениями можно

считать, что чем больше показатель AUC, тем лучшей прогностической силой обладает модель. Вся площадь в рамках осей графика равна единице, а площадь под кривой измеряется в долях единицы [22]. Чем ближе кривая к левому верхнему углу графика, то есть к точке с координатами (0;100), тем больше площадь под кривой и тем лучшим качеством обладает модель [13, 223]. Качественную оценку модели, исходя из площади под ROC-кривой, давали на основе таблицы 2.2 [22, 77].

Таблица 2.2 – Характеристика качества модели на основе площади под ROC-кривой.

AUC	Качество модели
0.9-1.0	Отличное
0.8-0.9	Очень хорошее
0.7-0.8	Хорошее
0.6-0.7	Среднее
0.5-0.6	Неудовлетворительное

Таким образом, ROC-анализ позволяет оценить ряд важных характеристик регрессионной модели, а именно: качество разделения испытуемых на классы, выбрать пороговое значение для классификации, провести сравнительный анализ нескольких регрессионных моделей на основе площади по ROC-кривыми. Следовательно, использование этого метода на заключительном этапе исследования весьма целесообразно.

В данной работе построение ROC-кривых, вычисление площади под ними, вычисление чувствительности и специфичности моделей производили с помощью программы MedCalc Statistical.

ГЛАВА 3 РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1 Анализ результатов выполнения испытуемыми психофизиологических тестов

Процедура психофизиологического обследования подразумевала выполнение испытуемыми четырех видов тестовой деятельности: буквенного варианта корректурной пробы, теста объема кратковременной памяти, теста скорости сенсомоторной реакции и теста общих способностей «Домино».

Тест «корректурная проба Бурдона» был использован для оценки параметров внимания, выходными данными теста являлись следующие показатели:

- количество просмотренных букв – общее количество букв в обработанной части бланка;
- количество правильно выбранных букв;
- количество неправильно выбранных букв – например, нецелевой буквы «П» вместо целевой буквы «И»;
- количество ошибочно пропущенных букв – пропуск целевой буквы;
- общее количество допущенных ошибок;
- коэффициент правильности – интегральный показатель точности выполнения задания
- коэффициент продуктивности – интегральный показатель, зависящий и от точности выполнения задания, и от количества просмотренных букв.

Для выявления связей между измеренными показателями внимания результаты выполнения теста всеми испытуемыми были подвергнуты факторному анализу (таблица 3.1). Исходная анализируемая матрица содержала семь переменных, они представлены в строках 1-7 таблицы 3.1. Для каждого из этих параметров указаны максимальное, минимальное и среднее выборочные значения. В последних двух столбцах указана факторная нагрузка,

характеризующая силу связи данной характеристики с каждым из изучаемых факторов. Если факторная нагрузка превышала 0,70, переменную считали связанной с данным фактором. В последних двух строках таблицы указаны объясненная данным фактором дисперсия, то есть дисперсия данных, выделяемая каждым фактором, а также доля выделяемой им общей дисперсии.

Таблица 3.1 – Факторные нагрузки параметров внимания.

№ строки	Параметр внимания	Минимальное значение	Среднее значение	Максимальное значение	Факторная нагрузка	
					фактор 1	фактор 2
1	Количество просмотренных букв	1003	2244	3362	0,52	0,83*
2	Количество правильно выбранных букв	66	113	178	0,00	0,97*
3	Количество ошибочно выбранных букв	0	4	16	0,46	0,07
4	Количество пропущенных букв	0	26	83	0,92*	0,23
5	Суммарное количество ошибок	0	29	86	0,96*	0,21
6	Коэффициент правильности	0,55	0,79	0,99	-0,83*	0,40
7	Коэффициент продуктивности	977	1755	2637	0,02	0,99*
8	Объясненная дисперсия	–	–	–	2,92	2,87
9	Доля общей дисперсии	–	–	–	0,48	0,41

* Отмечены факторные нагрузки $>0,70$.

В ходе анализа удалось выделить два общих фактора, влияющих на результаты корректурной пробы. Анализ факторных нагрузок, приведенных в таблице 1, позволил установить, что «количество пропущенных букв» и

«коэффициент правильности» были связаны с действием единого фактора (фактор 1 в таблице 3.1), назовем его фактором точности, или правильности выполнения задания. При этом «коэффициент правильности» связан с «количеством пропущенных букв» обратной зависимостью. В то же время, параметр «количество ошибочно выбранных букв» не обнаружил значительной связи с первым фактором, возможно, это было связано с тем, что испытуемые допускали мало ошибок этого рода. Можно предположить, что фактор точности отражает концентрацию внимания, т.е. интенсивность сосредоточения внимания на целевом объекте. На такие характеристики как «количество просмотренных букв», «количество правильно выбранных букв» и «коэффициент продуктивности» оказывает влияние другой фактор (фактор 2 в таблице 3.1), условно назовем его фактором скорости работы. Несмотря на то, что «коэффициент продуктивности» рассчитывается на основании произведения «количества просмотренных букв» и «коэффициента правильности», анализ полученных данных показал, что продуктивность в большей степени отражает скорость работы. Можно предположить, что второй фактор может быть связан с объемом внимания, т.е. с количеством одновременно охватываемых вниманием объектов.

Тест объема зрительной кратковременной памяти позволил оценить максимальное количество цифр, которые могут быть безошибочно воспроизведены через несколько секунд после предъявления. В результате его выполнения были получены «средняя длина запоминаемого ряда» и среднее квадратичное отклонение этого параметра. Как правило, среднеквадратичное отклонение характеризует стабильность результатов, продемонстрированных при нескольких повторных прохождениях одного и того же теста. Можно предположить, что этот параметр в некоторой степени характеризует устойчивость внимания испытуемого при выполнении теста кратковременной памяти. Анализ результатов выполнения теста объема кратковременной памяти позволил установить, что средняя длина запоминаемого ряда в исследуемой

выборке изменялась от 4,5 до 7,7 символов, и в среднем составляла $6,1 \pm 0,6$ символа. Среднеквадратичное отклонение объема кратковременной памяти колебалось от 0,5 до 1,8 символа и в среднем составила 0,9 символа.

Для оценки скорости обработки информации были использованы два теста: «времени реакции двухальтернативного выбора» (ВРВ) и «времени простой сенсомоторной реакции» (ВР). Разность этих двух величин, условно названная «центральным временем», по нашему предположению, характеризует скорость обработки информации в коре мозга. Кроме того, мы оценивали среднее квадратичное отклонение времени всех видов реакции и количество допущенных ошибок. Эти показатели, могут отражать устойчивость внимания испытуемого при решении теста. Поскольку в случае реакции выбора испытуемый реагировал на один стимул правой рукой, а на второй – левой, то мы имели возможность оценить не только среднее ВРВ, но и скорости реакции для обеих рук. Максимальное, минимальное и средневыборочное значение для каждого из описанных параметров психомоторной реакции представлено в таблице 3.2.

Таблица 3.2 - Выборочные значения показателей скорости психомоторной реакции (мсек).

Параметр психомоторной реакции	Максимальное значение	Среднее значение	Минимальное значение
ВР	432,8	287,6	204,9
Среднее квадратичное отклонение ВР	175,4	66,4	19,9
Средне ВРВ	672,9	326,3	472,1
Среднее квадратичное отклонение среднего ВРВ	268,5	109,2	39,0
ВРВ для правой руки	660,5	465,4	346,8
Среднее квадратичное отклонение ВРВ для правой руки	245,1	94,5	32,6
ВРВ для левой руки	743,9	480,5	310,6
Среднее квадратичное отклонение ВРВ для левой руки	399,2	113,3	35,6
Количество ошибочных реакций в тесте ВРВ	8,0	1,7	0,0

Центральное время	367,7	184,5	40,1
-------------------	-------	-------	------

Анализ таблицы 3.2 демонстрирует, что время простой сенсомоторной реакции как правило оказывается значительно меньше среднего времени реакции двухальтернативного выбора. Разница между этими показателями составляет в среднем 184,5 мсек. Время реакции правой рукой было немного меньше, чем левой рукой, что вполне объяснимо, учитывая, что все испытуемые по данным предварительно проведенного опроса являлись правшами.

Тест «Домино» является одной из методик оценки уровня невербальных интеллектуальных способностей индивида, поэтому количество правильно выполненных заданий переводится в коэффициент невербального интеллекта (IQ). Из 78 обследованных нами испытуемых 15 человек показали результат выше среднего (>110 баллов по тесту Домино), 62 средний результат (90-110 баллов) и 1 человек обладал невербальным интеллектом ниже среднего (<90 баллов), результаты его обследования были исключены из дальнейшей обработки.

Поскольку тест «Домино» является тестом общих способностей, то мы предполагали, что его результаты будут связаны и с параметрами внимания, и с объемом кратковременной памяти, и со скоростью принятия решений. Проведенные исследования подтвердили это предположение о связи результатов теста «Домино» с оценками внимания, коэффициенты корреляции Пирсона (КК) между этими показателями приведены в таблице 3.3. Оказалось, что «количество правильно выбранных букв», «коэффициент правильности» и «коэффициент продуктивности» достоверно ($p < 0.05$) коррелируют с успешностью прохождения теста общих способностей, при этом наиболее сильная связь обнаружена с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы ($p < 0.01$).

Таблица 3.3 – Коэффициенты корреляции между результатами теста «Домино» и параметрами внимания.

	Количество просмотренных букв	Количество правильно выбранных букв	Количество неправильно выбранных букв	Количество ошибочно пропущенных букв	Суммарное количество ошибок	Коэффициент правильности	Коэффициент продуктивности
Результаты теста «Домино»	0,18	0,23*	0,12	0,00	0,00	0,29**	0,26*

* коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.05$, ** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.01$

В соответствии с рабочей гипотезой исследования объем кратковременной памяти (ОКП) должен быть связан с результатами теста общих способностей «Домино». Идея о связи памяти и интеллекта была рассмотрена в классических работах по изучению структуры интеллекта А. Бине [116], Р. Кеттела [121] и Г. Айзенка [4]. Механическое запоминание в условиях ограниченного количества времени требует умения правильно разбивать информацию на отдельные блоки, так называемые чанки, которые позволяют более эффективно работать с материалом. В этой связи, изучение параметров кратковременной памяти может помочь пониманию механизмов интеллектуальной деятельности. Данные настоящего исследования подтверждают гипотезу о связи уровня интеллекта с объемом кратковременной памяти, КК между этими параметрами составил 0,25 и был значим при $p < 0,05$. По данным литературы, тест невербального интеллекта «Прогрессивные матрицы Равена» также оказался связан с объемом зрительной невербальной кратковременной памяти [217]. Коэффициент корреляции был равен 0,23, т.е. сопоставим с коэффициентом корреляции, полученными нами.

Скорости протекания нервных процессов, как фактору, обеспечивающему эффективность умственной деятельности, в настоящее время также придается довольно большое значение [5, 36 54, 88, 93, 143, 207] Г. Айзенк объяснял этот

феномен тем, что скорость реакции ограничивает число операций, осуществляемых с поступающей информацией в единицу времени [4, 131]. Н.И. Чуприкова, развивая концепцию связи скорости реакции и интеллекта, показала, что различия во времени реакции – это не просто результат различий в скорости элементарных мозговых операций, это результат различий в сложной интегративной деятельности мозга по дискриминации вызываемых стимулами ансамблей возбуждений [101, 102]. Поскольку тест общих способностей «Домино» был лимитирован по времени, мы думали, что его результаты могут коррелировать с временем реакции испытуемых. Однако анализ полученных нами данных обнаружил, что ни один из вышеописанных параметров скорости реакции не был значимо связан с успешностью прохождения теста «Домино». Интересно, что С. Киселевым было показано, что IQ и скорость реакции могут быть не связаны в текущий период развития, однако скорость реакции влияет на возможности развития интеллекта. Так, скорость реакции выбора, измеренная у детей в пять лет, была связана с их интеллектом в семь лет [156].

Таким образом, Успешность выполнения теста общих способностей «Домино» здоровыми молодыми взрослыми испытуемыми положительно связана с оценками правильности и продуктивности выполнения корректурной пробы (буквенный тест Бурдона), а также объемом кратковременной памяти.

3.2 Связь индивидуальных особенностей топической организации фоновой ЭЭГ с успешностью когнитивной деятельности

Факторный анализ спектральных и автокорреляционных характеристик фоновой электроэнцефалограммы

Факторный анализ параметров ЭЭГ был проведен с целью редукции части электроэнцефалографических характеристик и изучения их структуры. Знание

структуры данных может помочь грамотно интерпретировать значение индивидуальных характеристик фоновой электроэнцефалограммы. Как известно, если несколько показателей, измеренных у группы испытуемых, изменяются согласованно, то можно предположить существование недоступной для непосредственного измерения причины этой согласованной изменчивости. Факторный анализ и редукцию данных проводили последовательно два раза. В первый раз исходной матрицей для анализа выступили индивидуальные характеристики ЭЭГ в каждом конкретном отведении. Во второй раз факторному анализу подвергались параметры электроэнцефалограммы всех 16 исследуемых отведений, которые остались после первой редукции.

При анализе спектральных характеристик ЭЭГ в каждом конкретном отведении достаточно отчетливо выделялись два или три фактора. Это видно на так называемых графиках «каменистой осыпи», представленных на рисунке 3.1.

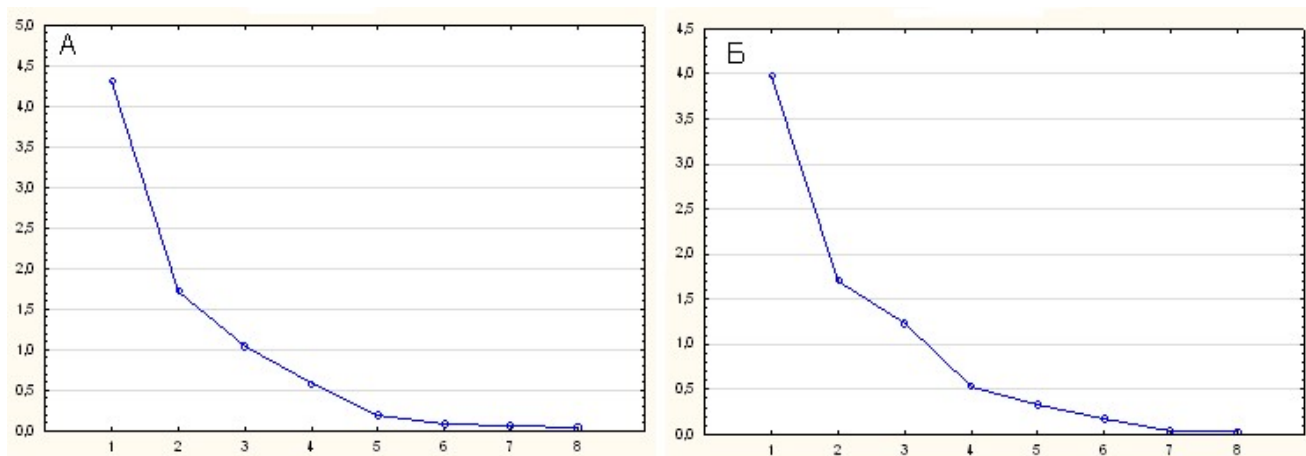


Рисунок 3.1 – График «каменистой осыпи», полученный в результате факторного анализа спектральных характеристик ЭЭГ: А – исходной матрицей служили спектральные параметры альфа-диапазона в отведении О2; Б – исходной матрицей служили спектральные параметры высокочастотного бета-диапазона в отведении Fp1. Обозначения: по оси абсцисс указан номер фактора, по оси ординат собственное значение каждого фактора.

На рисунке 3.1 представлены результаты, полученные при факторном анализе ЭЭГ характеристик альфа-диапазона в отведении О2 и высокочастотного бета-диапазона в отведении Fp1. Указанные отведения были выбраны потому, что в них, согласно литературе [21], изучаемые частотные составляющие сигнала ЭЭГ хорошо выражены. По оси абсцисс указан номер выделяемого фактора, по оси ординат – его собственное значение. Собственное значение фактора зависит от доли общей дисперсии, которую он определяет. Видно, что первый фактор, имел собственное значение около четырех, этот фактор объяснял около 50% общей дисперсии. Собственное значение второго фактора в обоих случаях было уже значительно меньшим, чем первого, от одного до двух, в зависимости от отведения и спектрального диапазона. Собственные значения третьего фактора было примерно равно единице – то есть третий фактор выделял дисперсию, примерно эквивалентную дисперсии одной спектральной характеристики в данном частотном диапазоне в данном отведении. В некоторых отведениях собственное значение третьего фактора не достигало единицы. Для того чтобы установить количество факторов, которые необходимо оставить для анализа, существует несколько подходов. Один из них – критерий Кайзера – гласит, что для дальнейшего анализа можно отбирать только те факторы, собственное значение которых превышает единицу. Другой критерий – критерий каменистой осыпи – основан на том, что для отбора основных факторов необходимо на графике «каменистой осыпи» найти точку, после которой убывание собственных значений факторов максимально замедляется [202]. Помимо этих двух критериев мы руководствовались также тем, какое количество дисперсии данных объясняют факторы, выделенные для дальнейшего анализа. В двух приведенных примерах первые два фактора в сумме объясняют более 70% общей дисперсии. Эта тенденция наблюдалась в большинстве других исследованных отведений. Поэтому для последующего анализа были оставлены переменные, связанные с только первыми двумя факторами.

Для того чтобы определить, какие изучаемые спектральные особенности ЭЭГ характеризуются первыми двумя факторами, были проанализированы количественные показатели связи переменной с фактором – факторные нагрузки. Они отражены в таблице 3.4.

Таблица 3. 4 – Факторные нагрузки спектральных параметров ЭЭГ.

Параметр	Спектральные параметры альфа-диапазона в отведении О2		Спектральные параметры высокочастотного бета-диапазона в отведении Fp1	
	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 1	Фактор 2
Максимальная мощность	0,96*	0,09	0,95*	-0,07
Средняя мощность	0,93*	0,04	0,97*	0,07
Полная мощность	0,96*	0,13	0,98*	0,09
Доминирующая частота	-0,12	-0,92*	0,29	0,78*
Средняя частота	-0,17	-0,96*	-0,08	0,66
Индекс	0,74*	0,31	0,91*	0,06
Асимметрия	0,12	-0,13	0,38	0,31
Максимальная частота	-0,56	-0,69	-0,03	0,78*
Объясненная дисперсия	3,64	2,39	3,90	1,79
Доля объясненной дисперсии	0,45	0,30	0,49	0,22

* Отмечены факторные нагрузки $>0,70$

Обратимся к рассмотрению первого (главного) фактора (второй и четвертый столбцы в таблице 3.4). Не зависимо от того, какой частотный диапазон был исследован, первый фактор имел существенную связь с характеристиками спектральной мощности и индекса изучаемого частотного диапазона. Можно предположить, что мощность и индекс определяются действием одного общего фактора, назовем его выраженностью данного диапазона на ЭЭГ. При анализе других частотных составляющих ЭЭГ сигнала и других отведений первый фактор мог иметь более слабую связь с индексом (факторная нагрузка меньше 0,70), но никогда не был связан с его частотными

характеристиками. Частотные характеристики ЭЭГ имели связь со вторым фактором. Если обратиться к параметрам альфа-активности (третий столбец в таблице 3.4), видно, что со вторым фактором связаны средняя и доминирующая частоты. Максимальную частоту нельзя отнести ко второму фактору, однако факторная нагрузка этого параметра достаточно большая (-0,69). Результаты факторного анализа спектральных характеристик высокочастотного бета-диапазона для отведения Fp1 (последний столбец таблицы 3.4) показывают связь со вторым фактором доминирующей и максимальной частоты. При этом параметр «средняя частота» имеет также достаточно высокую факторную нагрузку (0,66). При анализе других диапазонов ЭЭГ сигнала и других отведений второй фактор всегда включать в себя какие-то из трех частотных характеристик сигнала. Исключение составили лишь префронтальные, фронтальные и центральные отведения тета-диапазона. В этих случаях первый фактор помимо спектральной мощности мог включать в себя среднюю частоту и асимметрию колебаний. Вторым фактор включал доминирующую, максимальную частоты, и в некоторых случаях межполушарную асимметрию мощности колебаний данного диапазона.

В последней строке таблицы 3.4 отражена доля общей дисперсии для каждого фактора. Из приведенных в ней данных следует, что два фактора в обоих изученных отведениях в сумме объясняли более 70% всей дисперсии данных. Такая картина наблюдалась и в большинстве других отведений. Если первые два фактора в сумме объясняли меньше 66% общей дисперсии, то параметры данного диапазона для данного отведения исключались из последующего анализа.

При анализе спектральных характеристик определенного частотного диапазона ЭЭГ сразу во всех исследуемых отведениях были получены результаты, схожие с теми, которые получены при анализе отдельных отведений. Отчетливо выделялись два главных фактора: первый был связан со спектральной мощностью и индексом данного частотного диапазона ЭЭГ в

различных отведениях, второй был связан с частотой колебаний. Даже в случае тета-диапазона это правило всегда выполнялось.

В результате проведения факторного анализа спектральных параметров ЭЭГ, количество анализируемых данных было сокращено в несколько раз, однако оставшиеся характеристики описывали около 60% общей дисперсии данных. Доля общей дисперсии данных, которая отражена в переменных, оставшихся после второй процедуры редукции данных, составила для тета-диапазона 60,32%, для альфа-диапазона 64,50%, для низкочастотного бета-диапазона 63,38% и для высокочастотного бета-диапазона 58,71%.

Факторный анализ автокорреляционных характеристик ЭЭГ также позволил выделить два основных фактора. Графически они представлены на графике «каменистой осыпи» для отведений Р3 и Р4 на рисунке 3.2. Анализ графика мы проводили так же, как и в случае спектральных характеристик ЭЭГ, то есть оценивали собственное значение фактора, которое отложено на графике по оси ординат. Также, как и в случае спектральных характеристик ЭЭГ, первый фактор имеет гораздо большее собственное значение, а, следовательно, объясняет большее количество общей дисперсии.

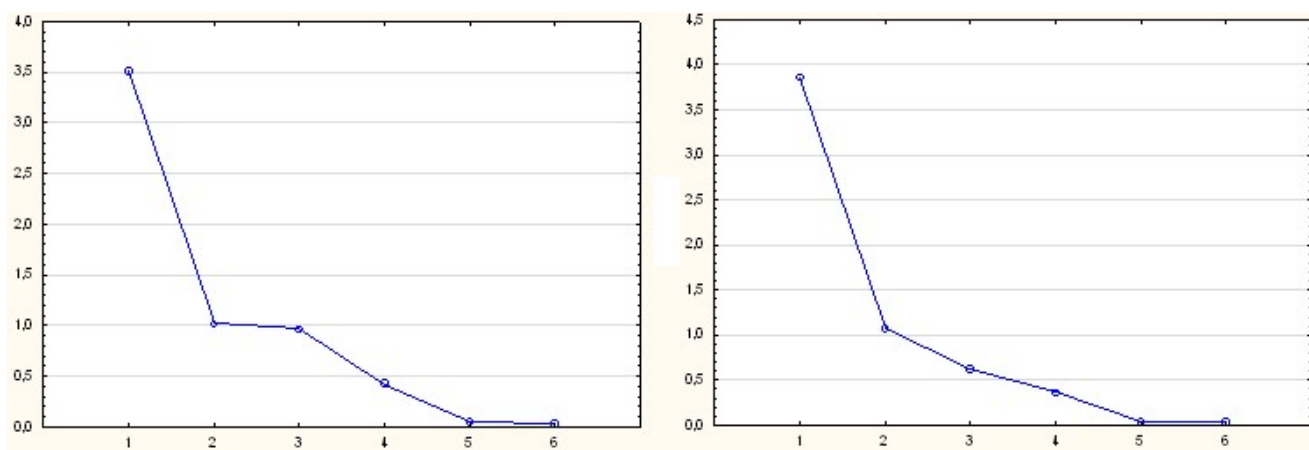


Рисунок 3.2 – График «каменистой осыпи», полученный в результате факторного анализа параметров автокорреляционной функции ЭЭГ в отведениях: А – Р3; Б – Р4. Обозначения как на рисунке 3.1

Анализ связи параметров автокорреляционной функции (АКФ) с двумя главными факторами производился на основе факторных нагрузок. Если факторная нагрузка переменной была больше 0,70, изучаемую характеристику считали связанной с данным фактором. Факторные нагрузки параметров автокорреляционной функции для первых двух факторов представлены в таблице 3.5.

Таблица 3.5 – Факторные нагрузки параметров автокорреляционной функции ЭЭГ.

Параметр	Отведение Р3		Отведение Р4	
	Фактор 1	Фактор 2	Фактор 1	Фактор 2
Средняя частота АКФ	0,07	0,45	-0,13	0,73
Первое пересечение нуля	-0,30	0,91	-0,32	0,90
Максимальный интервал	-0,31	0,90	-0,32	0,89
Максимальный размах	0,91	-0,26	0,94	-0,19
Средний размах	0,93	-0,22	0,95	-0,23
Коэффициент автокорреляции	0,72	-0,37	0,71	-0,45
Объясненная дисперсия	2,42	2,11	2,52	2,42
Доля объясненной дисперсии	0,40	0,35	0,42	0,40

* Отмечены факторные нагрузки $>0,70$

Первый (главный) фактор представлен для разных отведений вторым и четвертым столбцами в таблице 3.5. В отведениях Р3 и Р4, а также в большинстве других отведений, первый фактор имел наибольшую связь со средним и максимальным размахом автокорреляционной функции, а также с коэффициентом автокорреляции. В некоторых отведениях коэффициент автокорреляции имел более слабую связь с первым фактором (факторная нагрузка меньше 0,70). Второй фактор представлен для разных отведений третьим и пятым столбцами в таблице 3.5. Второй фактор имел наибольшую связь с такими параметрами, как первое пересечение нуля и максимальный интервал функции автокорреляции. В некоторых отведениях, например, в отведении Р4, связь между частотой АКФ и вторым фактором также была достаточно сильной (факторная нагрузка больше 0,70). Последняя строка

таблицы 3.5 демонстрирует процент общей дисперсии, выделяемой каждым фактором. Как и при анализе спектральных характеристик ЭЭГ, это значение оказалось достаточно большим, в сумме два фактора объясняли около 80% дисперсии.

Таким образом, при факторном анализе автокорреляционных характеристик ЭЭГ отчетливо выделялись два фактора. Первый, связанный с амплитудой и периодичностью сигнала, и второй, связанный с частотными характеристиками и скоростью затухания АКФ. Эта тенденция четко прослеживалась и при одновременном анализе всех 16 ЭЭГ отведений. При таком анализе наибольшую связь с первыми двумя факторами показали данные во фронтальных, центральных, теменных и височных отведениях. Они были оставлены для последующего анализа и обнаруживали 43,49% выборочной дисперсии.

В результате применения факторного анализа удалось значительно сократить количество анализируемых данных, при этом потеряв минимальное количество информации. Кроме того, факторный анализ позволил сформировать представление о структуре изученных ЭЭГ характеристик.

Связь параметров внимания с индивидуальными характеристиками фоновой ЭЭГ

Для каждого из 16 отведений оценивалась статическая связь спектральных характеристик биоэлектрической активности в четырех частотных диапазонах с результатами выполнения корректурной пробы Бурдона. Значимые при $p < 0.05$ коэффициенты корреляции ($КК > 0.22$ для объема выборки 85 человек) были выявлены только для особенностей электрической активности в тета- и альфа-диапазонах. В ходе дальнейшего изложения сначала обсудим связь индивидуально-типологических характеристик фоновой ЭЭГ с показателями

правильности выполнения корректурной пробы, а затем с характеристиками скорости работы.

Результаты корреляционного анализа продемонстрировали, что индекс электрической активности в альфа-диапазоне ЭЭГ связан с параметрами, отражающими точность выполнения корректурной пробы, такими как количество пропущенных букв, суммарное количество ошибок и коэффициент правильности. В исследованной выборке студентов, увеличение альфа-индекса в левом полушарии сопровождалось снижением количества ошибок и возрастанием коэффициента правильности (таблица 3.6). Значимые при $p < 0.05$ КК были обнаружены для нижнелобных, центральных и височных областей левого полушария. КК между количеством пропущенных букв и альфа-индексом в левом височном отведении составил $-0,30$ и был значимым при $p < 0.01$. Таким образом, наибольшую достоверность демонстрирует статистическая связь между индексом активности альфа-диапазона в левом височном отведении и количеством допущенных в ходе выполнения теста ошибок.

Таблица 3.6 – Коэффициенты корреляции между индексом альфа-ритма и параметрами внимания.

Отведение	Количество пропущенных букв	Суммарное количество ошибок	Коэффициент правильности
С3	-0,25*	-0,26*	–
F7	-0,27*	-0,30**	0,24*
T3	-0,30**	-0,30**	0,23*

* коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.05$, ** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.01$.

Для проверки влияния величины альфа-индекса в левом средневисочном отведении на точность выполнения корректурной пробы исследуемая выборка была разделена на две группы: в первую вошли испытуемые, имеющие альфа-индекс в отведении T3 ниже среднего ($n=47$), во вторую – имеющие альфа-индекс в отведении T3 выше среднего ($n=38$). Анализ результатов выполнения

теста в обеих группах позволил установить, что испытуемые, у которых альфа-индекс в левом средневисочном отведении был выше среднего (группа 2) совершали достоверно меньшее количество ошибок (значение t-критерия = 2,68, $p = 0,01$), и показывали достоверно больший коэффициент правильности выполнения корректурной пробы (значение t-критерия = -2,55, $p = 0,01$) (рисунок 3.3). Интересно отметить, что у 10 из 12 испытуемых, показавших высокую правильность выполнения корректурной пробы (коэффициент правильности больше 0,9), альфа-индекс в левом средневисочном отведении был выше среднего (больше 32 %).

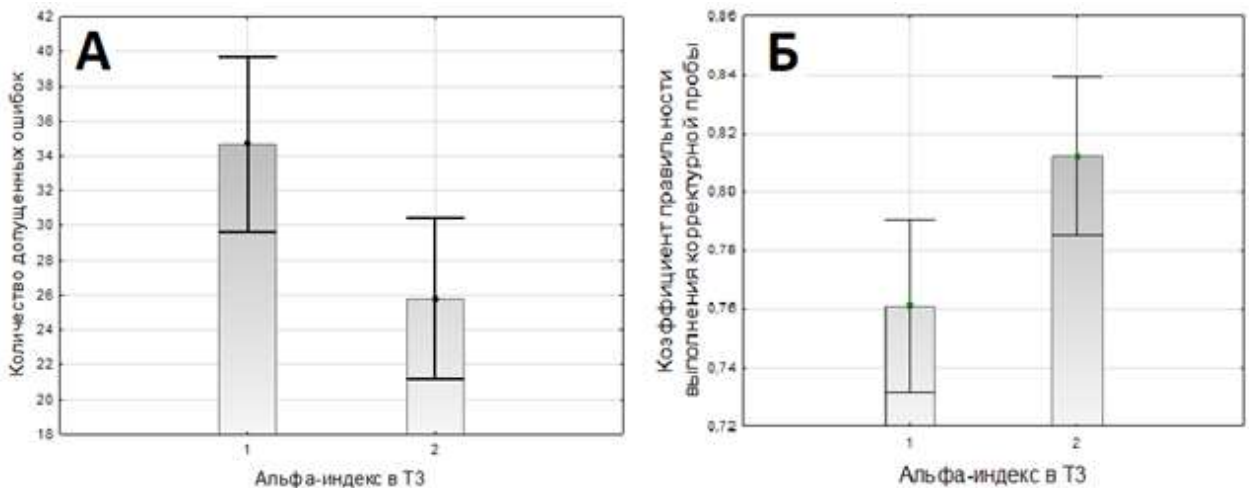


Рисунок 3.3 – Различия в количестве ошибочно пропущенных букв (А) и коэффициенте правильности выполнения корректурной пробы (Б) в группах испытуемых с альфа-индексом в отведении Т3 ниже среднего (группа 1) и выше среднего (группа 2). Столбцы показывают среднее значение изучаемого параметра, отрезками отмечен 95% доверительный интервал.

Анализ статистической связи мощности тета-диапазона с параметрами корректурной пробы позволил выявить следующую тенденцию: при увеличении спектральной мощности колебаний тета-диапазона количество пропущенных букв возрастает, а коэффициент правильности выполнения корректурной пробы снижается (таблица 3.7). Интересно, что эта тенденция наблюдалась практически для тех же областей коры, для которых была установлена связь между

параметрами внимания и индексом колебаний альфа-диапазона, т.е. для лобных, нижнелобных и височных отведений. При этом наибольшую достоверность демонстрирует статистическая связь между индексом активности тета-диапазона в левом височном отведении и количеством ошибок ($p < 0.01$).

Таблица 3.7 – Коэффициенты корреляции между максимальной мощностью колебаний тета-диапазона и параметрами внимания, отражающими правильность работы.

Отведение	Количество пропущенных букв	Суммарное количество ошибок	Коэффициент правильности
F7	0,25*	0,22*	-0,24*
T3	0,28**	0,25*	-0,25*

* коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.05$, ** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.01$.

Разделение выборки на две группы на основе среднего значения спектральной мощности тета-диапазона в отведении T3 позволило установить, что испытуемые, у которых мощность тета-диапазона ЭЭГ в левом средневисочном отведении была выше среднего ($n = 32$), допускали в ходе выполнения корректурной пробы Бурдона достоверно большее количество ошибок (значение t-критерия = $-2,08$, $p = 0,04$), чем студенты ($n = 53$), имеющие значение спектральной мощности колебаний тета-диапазона ниже среднего значения.

Таким образом, можно предположить, что выраженность альфа- и тета-диапазонов в левой височной области фоновой ЭЭГ связаны реципрокными взаимоотношениями: при увеличении выраженности альфа-активности снижается количество допущенных ошибок и возрастает коэффициент правильности выполнения корректурной пробы, при увеличении выраженности тета-активности количество ошибок возрастает, а коэффициент правильности снижается. Коэффициент связи количества пропущенных букв (зависимая

переменная) одновременно с двумя показателями, такими как альфа-индекс и спектральная мощность тета-диапазона в отведении Т3 (независимые переменные), составил 0,40. Коэффициент связи этих же параметров ЭЭГ с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы составил +0,34.

Межполушарная асимметрия мощности тета- и альфа-волн ЭЭГ также оказалась статистически связанной с точностью выполнения корректурной пробы. Для оценки межполушарной асимметрии был использован коэффициент асимметрии, который показывал процентную разницу спектральной мощности между соответствующими отведениями левого и правого полушарий. Коэффициент асимметрии мощности тета-диапазона между отведениями Т3 и Т4 был положительно связан с числом ошибок. Коэффициенты корреляции этого параметра с количеством пропущенных букв и суммарным количеством ошибок составили соответственно +0,27 и +0,24 ($p < 0.05$). Межполушарная асимметрия альфа-активности демонстрирует противоположную тенденцию – асимметрия мощности колебаний альфа-диапазона между отведениями Р3 и Р4 отрицательно связана с количеством пропущенных (КК = -0.23, $p < 0.05$).

Помимо спектральных характеристик мы оценивали периодичность сигнала ЭЭГ с помощью коэффициента автокорреляции. Чем выше коэффициент автокорреляции, тем более периодичной была электрическая активность мозга в исследуемом отведении. Имея в виду, что частота автокорреляционной функции в большинстве случаев совпадала с частотой альфа-ритма, можно утверждать, что с помощью автокорреляционного анализа можно судить периодичности альфа-активности на фоновой ЭЭГ. Установлено, что коэффициент автокорреляции в отведении С4 демонстрирует отрицательную статистическую связь с количеством пропущенных букв и суммарным количеством ошибок. Коэффициенты корреляции Пирсона составили соответственно -0,24 и -0,25 ($p < 0.05$). В отведении С3 наблюдалась сходная тенденция, однако коэффициенты корреляции не достигали пятипроцентного уровня значимости. Таким образом, чем более периодическим был сигнал ЭЭГ в сенсомоторных

областях коры, тем меньше ошибок допуская испытуемый при выполнении корректурной пробы Бурдона.

Вторым фактором, влияющим на результаты выполнения корректурной пробы, была скорость работы. Согласно данным факторного анализа, скорость работы отражали такие показатели, как количество просмотренных букв, количество правильно выбранных букв и коэффициент продуктивности. Оказалось, что максимальная мощность волн альфа-диапазона в префронтальных и нижнелобных отведениях отрицательно связана с общим количеством букв в обработанной части бланка корректурной пробы (таблица 3.8).

Таблица 3.8 – Коэффициенты корреляции между мощностью колебаний альфа-диапазона и параметрами внимания, отражающими скорость работы.

Отведение	Количество просмотренных букв
Fp1	-0,26*
Fp2	-0,23*
F7	-0,27*
F8	-0,22*

* коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.05$.

Согласно полученным данным, выраженность альфа-активности лишь в передних отведениях, для которых этот феномен в норме не характерен, ограничивает скорость обработки информации. В префронтальных и нижнелобных отведениях высокая мощность колебаний альфа-диапазон наблюдается только в случае гиперсинхронной ЭЭГ [26], поэтому можно предположить, что именно такой тип фоновой электрической активности мозга будет замедлять обработку информации. Интересен тот факт, что мощность альфа-ритма в этих отведениях не демонстрирует значимой связи с количеством правильно выбранных букв и коэффициентом продуктивности. Вероятно, это связано с тем, что на эти два параметра также оказывает влияние точность

работы, а она, как было продемонстрировано выше, положительно связана с выраженностью активности альфа-диапазона.

Межполушарная асимметрия мощности тета- и альфа-волн ЭЭГ также оказалась статистически связанной со скоростью выполнения корректурной пробы. Межполушарная асимметрия альфа-активности между отведениями P3 и P4 отрицательно связана с количеством просмотренных букв ($KK = -0,30$, $p < 0.01$). В исследованной выборке увеличение межполушарной асимметрии электрической активности альфа-диапазона, сопровождалось снижением количества обработанных в ходе корректурной пробы символов не зависимо от того, в каком полушарии была выше мощность этой спектральной составляющей (рисунок 3.4).

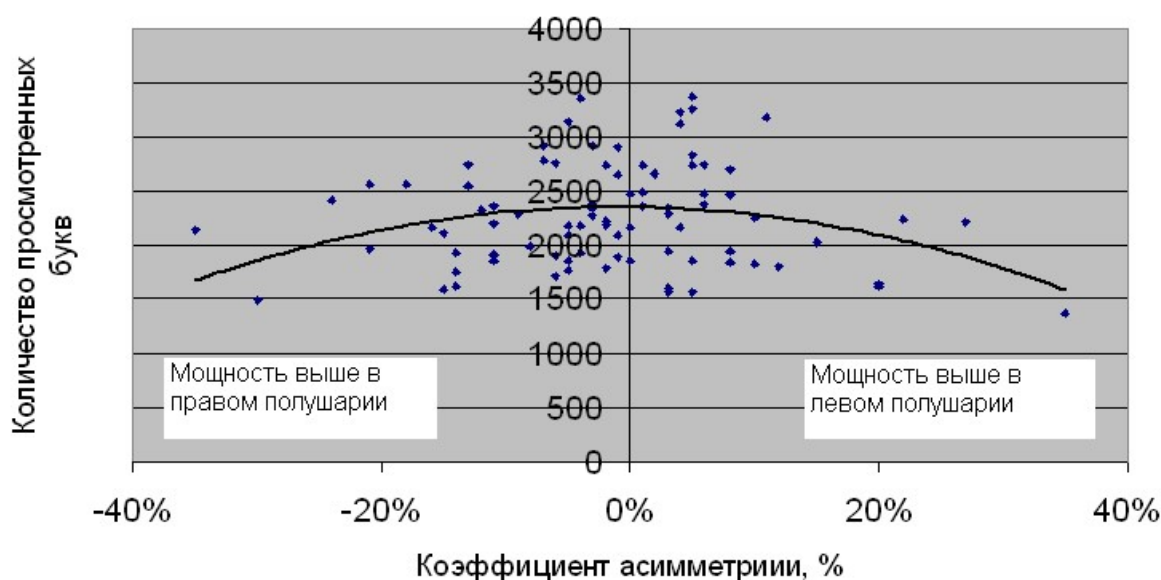


Рисунок 3.4 – Связь межполушарной асимметрии мощности колебаний альфа-диапазона между теменными отведениями с количеством просмотренных букв. По абсциссе отложены значения коэффициента асимметрии (в %). Положительные значения коэффициента асимметрии указывают на преобладание мощности в левом полушарии, отрицательные на преобладание мощности в правом полушарии. По ординате отложено количество просмотренных букв. Точками показаны значения этих двух параметров для каждого испытуемого. На диаграмме проведена линия тренда.

Увеличение межполушарной асимметрии тета-активности между средневисочными отведениями сопровождалось возрастанием скорости выполнения корректурной пробы. КК показателя межполушарной асимметрии тета-активности с количеством просмотренных букв составил $+0,24$ ($p < 0.05$). Коэффициенты межполушарной асимметрии мощности альфа- и тета-диапазонов, также как мощность активности альфа-диапазона, не демонстрируют значимость статистической связи с количеством правильно выбранных букв и коэффициентом продуктивности. Вероятно, это обусловлено противоположным направлением связи межполушарной асимметрии в этих же отведениях с точностью работы.

Исходя из описанных связей спектральных характеристик со скоростью и точностью работы можно заключить, что в большинстве случаев одновременно быстро и правильно обрабатывать информацию нельзя. Это подтверждает тот факт, что такие показатели, как «количество просмотренных букв» и «количество правильно выбранных букв» оказались отрицательно связаны с параметром «коэффициент правильности». В обоих случаях КК Пирсона равнялся $-0,29$ ($p < 0.01$).

Для каждого из 16 отведений оценивалась статическая связь объема кратковременной памяти со спектральными характеристиками биоэлектрической активности в четырех частотных диапазонах. Значимая связь обнаружена только с показателями межполушарной асимметрии спектральной мощности электрической активности мозга в тета- и бета-диапазонах. Коэффициенты межполушарной асимметрии мощности тета-активности между височными отведениями был значимо связан с объемом кратковременной памяти, КК составил $+0,34$ ($p < 0,01$). Таким образом, анализ выборки молодых взрослых показал, что чем больше у испытуемого межполушарная асимметрия колебаний тета-диапазона, тем выше объем кратковременной памяти (рисунок 3.5).

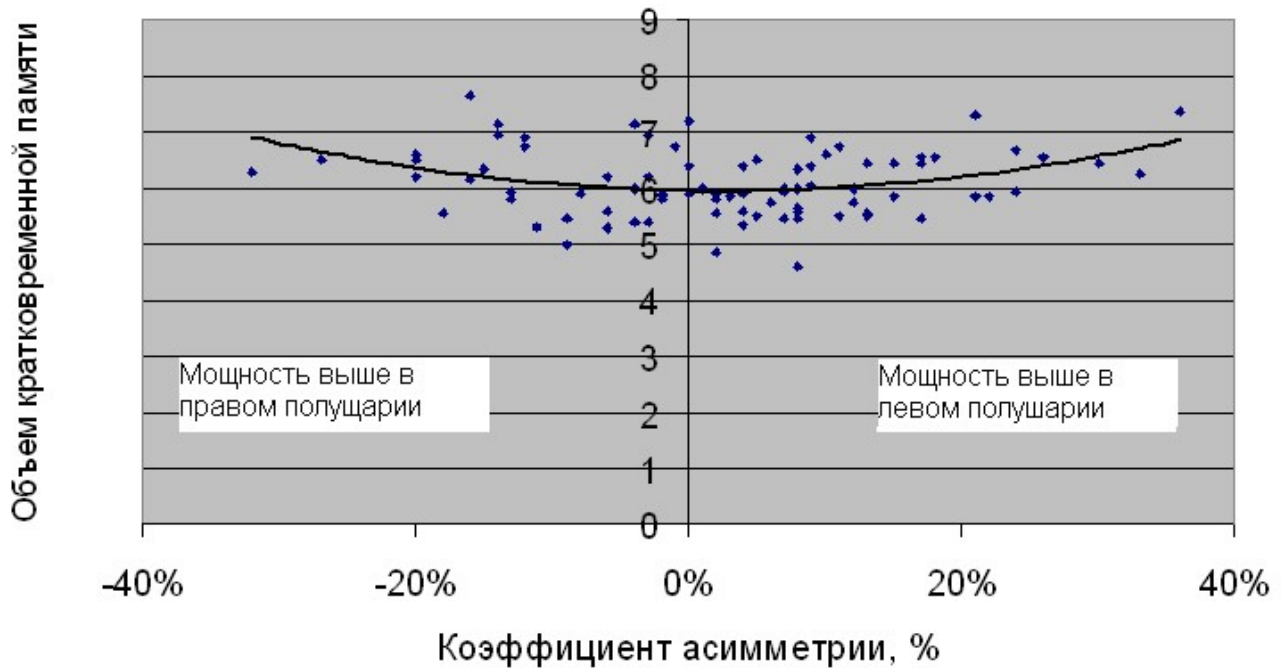


Рисунок 3.5 – Связь объема кратковременной памяти с межполушарной асимметрией спектральной мощности волн тета-диапазона между височными отведениями. Обозначения как на рисунке 3.3.

Коэффициент межполушарной асимметрии мощности высокочастотного бета-диапазона (бета2) между префронтальными областями левого и правого полушарий отрицательно связан с объемом памяти, КК составил $-0,29$ ($p < 0,01$), т.е. чем симметричнее регистрируется бета-активность в префронтальных областях левого и правого полушарий, тем выше объем кратковременной памяти.

В дополнение к спектральному анализу ЭЭГ, проводили автокорреляционный анализ с целью оценки периодических свойств сигнала ЭЭГ в 16 изучаемых отведениях. Оказалось, что их всех автокорреляционных характеристик ЭЭГ с объемом кратковременной памяти значимо был связан только максимальный размах автокоррелограммы в отведении Fp1, характеризующий дисперсию сигнала в этой области коры. КК составил $-0,34$ ($p < 0,01$).

Наряду с оценкой объема кратковременной памяти была исследована стабильность воспроизведения строки символов определенного размера, и связь

этого параметра с индивидуальными особенностями электроэнцефалограммы. Показано, что мощность колебаний тета-диапазона положительно связана со средним квадратичным отклонением ОКП (таблица 3.9).

Таблица 3.9 – Коэффициенты корреляции среднего квадратичного отклонения объема кратковременной памяти со спектральной мощностью волн тета-диапазона.

Отведение	Спектральная мощность волн тета-диапазона
F4	0,29**
C4	0,36***
P3	0,31**
P4	0,27*
O1	0,32**
O2	0,31**

* коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.05$, ** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.01$, *** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.01$

Чем большую мощность имели волны тета-диапазона на фоновой ЭЭГ, тем больше различалась длина строки, запомненной в различных повторениях теста. Учитывая, что спектральная мощность колебаний тета-диапазона была отрицательно связана с «коэффициентом правильности», можно предположить, что высокая выраженность тета-активности на фоновой ЭЭГ приводит к возрастанию количества ошибок. Ошибки, в свою очередь, могут приводить к низкой стабильности результата тестирования.

Не смотря на то, что время простой сенсомоторной реакции зависит от функционального состояния организма, и связано с уровнем реактивной (ситуативной) тревожности [85], результаты проведенных исследований продемонстрировали, этот параметр также демонстрирует слабую статистическую связь с индивидуально-типологическими характеристиками фоновой ЭЭГ. Проведенные исследования позволили установить, что индекс

бета-1 диапазона ЭЭГ отрицательно связан с временем простой сенсомоторной реакции. Значимые при $p < 0,05$ коэффициенты корреляции были получены для лобного (КК = +0,23), нижнелобного (КК = +0,22), и средневисочного отведений (КК = +0,22) левого полушария. В исследованной выборке относительно высокая доля бета1-активности на записи ЭЭГ сопровождалась меньшим временем реакции, иначе говоря, большей скоростью реагирования.

Кроме этого, были получены данные о связи скорости реакции двухальтернативного выбора с межполушарной асимметрией мощности колебаний ЭЭГ. Чем более асимметричной была альфа-активность между отведениями Т5 и Т6, тем меньшим оказалось «время реакции выбора» и «центральное время», т.е. тем быстрее испытуемый принимал решение. Коэффициент корреляции межполушарной асимметрии мощности колебаний альфа-диапазона с «временем реакции выбора» составил -0,31 ($p < 0,01$), а с «центральным временем» -0,28 ($p < 0,01$).

Изучая скорость принятия решений, логично предположить, что этот параметр связан с частотой основных диапазонов ЭЭГ. Ранее, на выборке меньшего размера, мы получали значимую связь между частотой альфа-активности и скоростью реакции [86]. Вопреки нашим ожиданиям, увеличение количества наблюдений не позволило подтвердить этот результат: значимых связей между временем реакции выбора и частотой альфа-диапазона мы не обнаружили. Скорость реакции также не была связана с параметрами автокорреляционной функции и корреляционной размерностью ЭЭГ.

Среднее квадратичное отклонение «времени реакции выбора» демонстрировало стабильность результата испытуемого. Если из раза в раз, при каждом из 30 предъявлений стимула время реакции было одинаковым, величина среднеквадратичного отклонения стремилась к нулю. Статистическую связь с параметрами ЭЭГ удалось установить только для среднеквадратичного отклонения ВРВ для правой руки (все испытуемые были правшами). Среднее

квадратичное отклонение ВРВ для левой руки не показало значимой связи с параметрами ЭЭГ.

Индекс альфа-ритма демонстрирует значимую отрицательную связь со средним квадратичным отклонением ВРВ для правой руки. Значимые при $p < 0.05$ коэффициенты корреляции обнаружены в основном для отведений левого полушария, они представлены на рисунке 3.6. Чем выше был альфа-индекс в отведениях левого полушария, тем стабильнее был результат теста при различных повторениях.

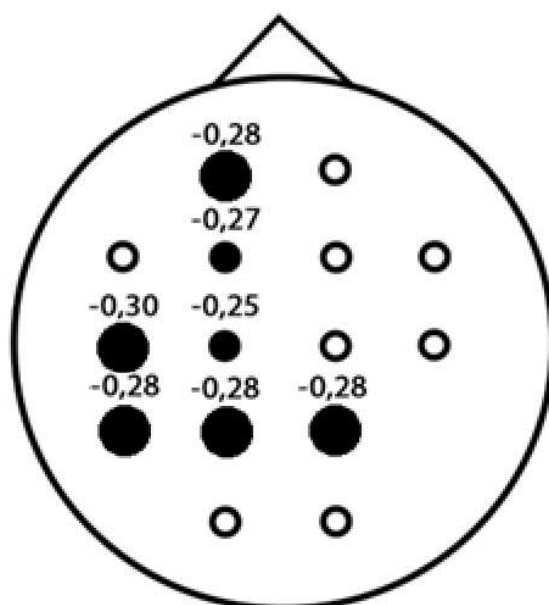


Рисунок 3.6 – Коэффициенты корреляции между индексом альфа-ритма и среднеквадратичным отклонением ВРВ. На рисунке схематично представлены 16 стандартных отведений ЭЭГ. Те отведения, для которых была обнаружена значимая при $p < 0.05$ статистическая связь между изучаемыми параметрами, выделены черными кругами меньшего диаметра, для которых связь была значима при $p < 0.01$ – черными кругами большего диаметра. Величина коэффициента корреляции указана над соответствующим отведением.

Среднее квадратичное отклонение ВРВ для правой руки было значимо связано с коэффициентом автокорреляции, значимые коэффициенты корреляции представлены на рисунке 3.7. Чем более периодичной была электрическая

активность мозга в правом затылочном, теменном и задневисочном отведениях, тем меньшим было среднее квадратичное отклонение, и, следовательно, тем более стабильными были показатели «времени реакции выбора» в разных повторениях теста.

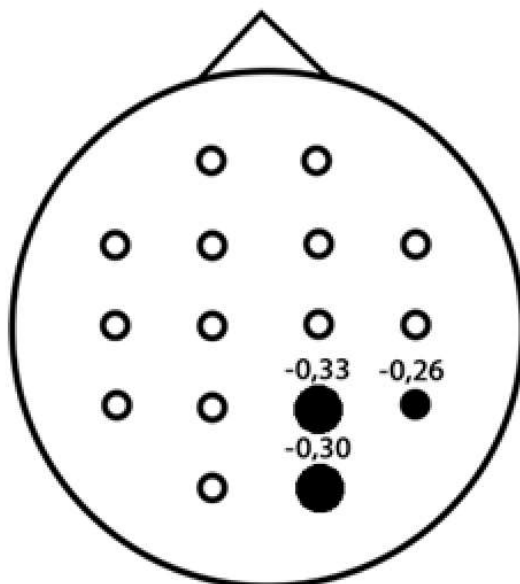


Рисунок 3.7 – Коэффициенты корреляции между средним квадратичным отклонением ВРВ для правой руки и коэффициентом автокорреляции. Обозначения как на рисунке 3.6

В задачи нашего исследования также входило изучение связи между результатами теста «Домино» и спектральными особенностями ЭЭГ. При качественной оценке спектров мощности ЭЭГ сигнала была обнаружена следующая закономерность. У всех испытуемых, показавших при решении теста «Домино» результат выше среднего, альфа-ритм в ЭЭГ теменных и затылочных отведений был хорошо выражен. Спектр мощности чаще всего характеризовался полимодальным (несколько пиков) или бимодальным (два основных пика) альфа-ритмом (рисунок 3.8 А, Б). Бимодальность могла наблюдаться либо в обоих полушариях, либо только в одном полушарии (рисунок 3.8 Б). Такие спектры были обнаружены у 11 человек из 15 обследованных, лишь у четырех испытуемых наблюдался мономодальный альфа-ритм (рисунок 3.8 В). Следует

заметить, что случаи, при которых существуют независимые генераторы затылочного альфа-ритма наблюдаются достаточно редко, однако все же считаются вариантом нормы [38]. То обстоятельство, что у большинства обследованных одаренных молодых людей регистрируются именно бимодальные и полимодальные спектры мощности альфа-ритма ЭЭГ, вероятно заслуживает отдельного внимания. Под термином «одаренность» здесь и в последующем изложении мы понимаем более высокий, чем у большинства людей уровень развития каких-либо способностей, в данном случае невербальных.

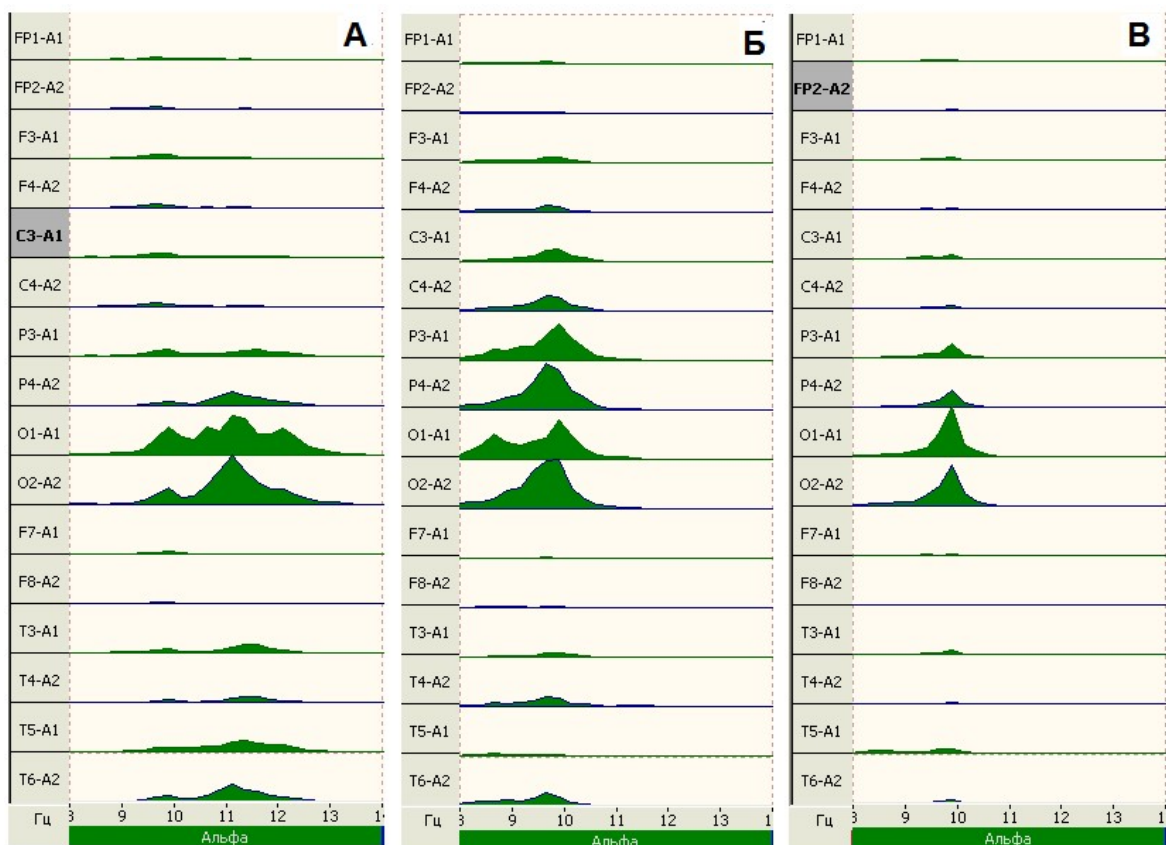


Рисунок 3.8 – Спектры мощности альфа-ритма: полимодальный альфа-ритм (А); альфа-ритм, бимодальный в левом затылочном отведении (Б); мономодальный альфа-ритм (В).

У испытуемых со средним балом по тесту «Домино» какой-либо тенденции в графиках спектров выявлено не было. Наряду с

электроэнцефалограммами с хорошо выраженным альфа-ритмом, встречались и плоские записи, на которых ритмическая активность в области альфа-диапазона практически отсутствовала.

Ширина и количество пиков в спектре мощности показывают вклад различных частот в суммарную мощность ЭЭГ сигнала: чем шире пики, тем больше набор частот и тем больше их отклонение от доминирующих по частоте колебаний. Количество пиков на спектре определяется количеством нейронных ансамблей - генераторов активности в данном диапазоне частот. У индивидов с высоким интеллектом, как правило, регистрировались широкополосные спектры, что указывало на существование различных генераторов альфа-активности, в то время как у испытуемых со средним уровнем интеллекта такой зависимости не было выявлено. Таким образом, данные, полученные на основании качественного анализа альфа-диапазона ЭЭГ позволяют предположить наличие связи показателей невербальных интеллектуальных способностей с разнообразием генераторов альфа-активности.

Для каждого из 16 отведений оценивалась статическая связь успешности выполнения теста «Домино» со спектральными характеристиками биоэлектрической активности в четырех частотных диапазонах [64]. Значимые при $p < 0.05$ коэффициенты корреляции ($КК > 0.23$ для объема выборки 77 человек) были выявлены только для характеристик электрической активности в альфа- и бета1-диапазонах. Обнаружено, что мощность и индекс альфа-диапазона были положительно связаны с уровнем невербального интеллекта ($p < 0,05$) [84]. Успешность выполнения теста «Домино» коррелировала со спектральной мощностью колебаний в альфа-диапазоне в центральных (С3 и С4), средневисочных (Т3 и Т4) и теменных (Р3 и Р4) отведениях. Коэффициент корреляции (КК) сравниваемых показателей составили от +0,24 до +0,30, они представлены на рисунке 3.9 А над соответствующими отведениями. При этом наиболее значимая статистическая связь ($p < 0,01$) получена для левых теменного и средневисочного отведения. Альфа-индекс фоновой ЭЭГ также был

положительно связан с результатами выполнения теста «Домино» в средневисочных (Т3 и Т4) и левом задневисочном (Т5) отведениях. Значимые при $p < 0.05$ коэффициенты корреляции между индексом альфа-ритма и IQ представлены на рисунке 3.9 Б над соответствующими отведениями.

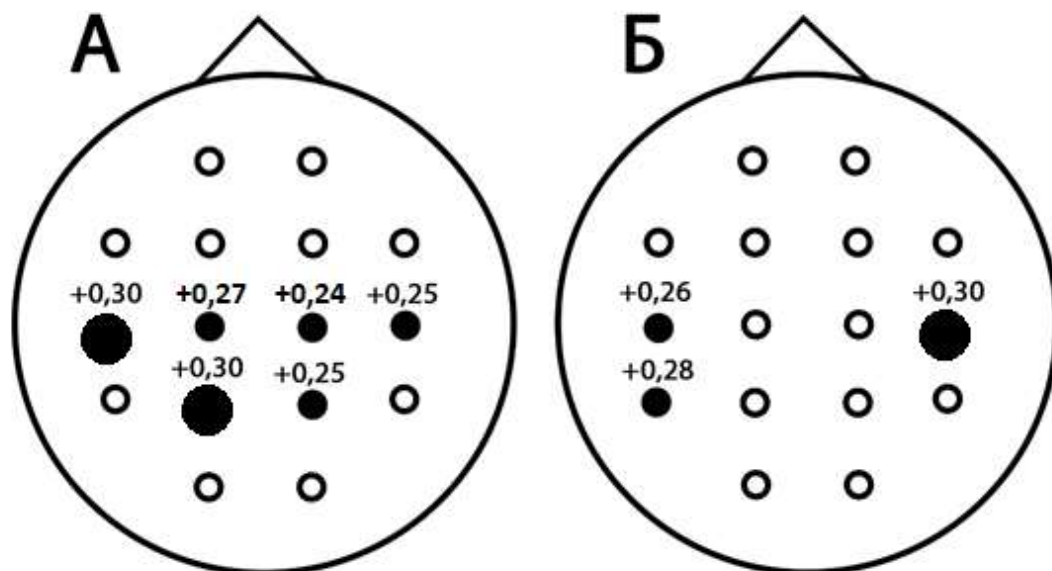


Рисунок 3.9 – Коэффициенты корреляции между успешностью выполнения теста «Домино» и мощностью альфа-ритма (А), а также индексом альфа-ритма (Б). На рисунке схематично представлены 16 стандартных отведений ЭЭГ. Те отведения, для которых была обнаружена значимая связь между изучаемыми параметрами, выделены кругом черного цвета. Диаметр круга возрастает при возрастании уровня значимости с 0,05 до 0,01. Величина коэффициента корреляции указана над соответствующим отведением.

На рисунке 3.10 продемонстрирована зависимость между спектральной мощностью колебаний в альфа-диапазоне ЭЭГ в левом теменном отведении (Р3) и успешностью выполнения теста «Домино». Мы нашли максимальное значение коэффициента интеллекта в исследуемой выборке, которое равнялось 117. Затем для каждого испытуемого рассчитывали, какой процент от максимально возможного составляет его личный балл. Аналогично поступили с показателями

спектральной мощности. Затем нормированные значения обоих показателей для 77 испытуемых были отложены на общем графике. Для значений спектральной мощности была построена линия тренда. Такой анализ данных обнаружил, что в исследуемой выборке молодых взрослых коэффициент невербального интеллекта испытуемого возрастает по мере возрастания мощности альфа-диапазона в отведении РЗ.

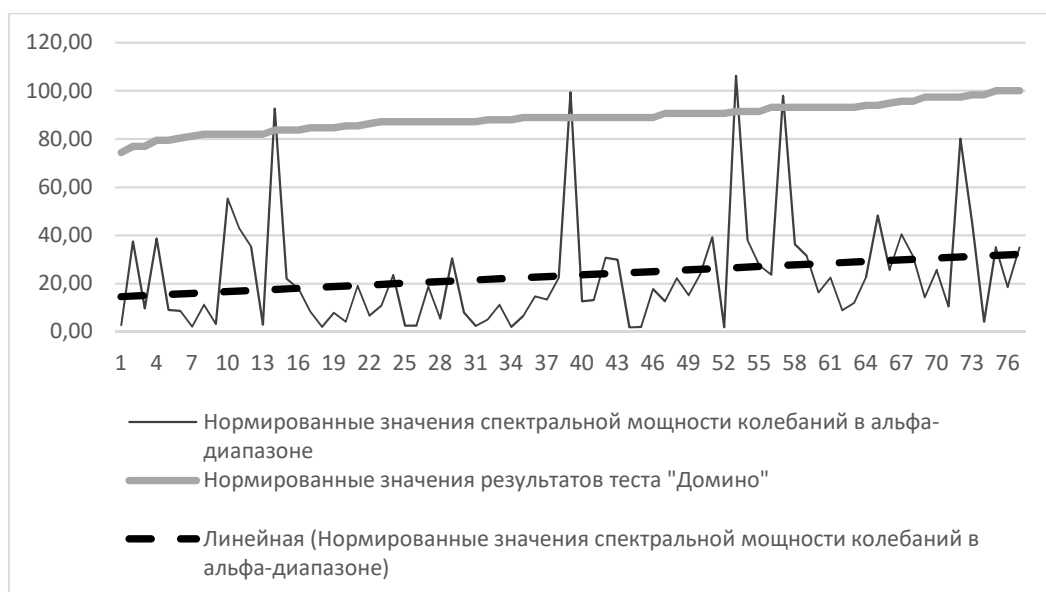


Рисунок 3.10 – Нормированные IQ и спектральная мощность колебаний в альфа-диапазоне в отведении РЗ. По абсциссе отложены порядковые номера испытуемых, предварительно ранжированных по уровню невербального интеллекта, оцененного с помощью теста «Домино». По ординате отложены две характеристики, нормированные на свое максимальное значение: уровень невербального интеллекта (верхняя серая линия) и спектральная мощность альфа-диапазона в отведении РЗ (нижняя черная кривая). Нижнюю кривую пересекает линия тренда.

Для проверки влияния величины альфа-индекса в средневисочных отведениях на успешность выполнения теста «Домино» исследуемая выборка была разделена на две группы: в первую вошли испытуемые, имеющие альфа-индекс в исследуемом отведении ниже среднего, во вторую – имеющие альфа-

индекс выше среднего. Анализ результатов выполнения теста в обеих группах позволил установить значимое влияние альфа-индекса как в отведении Т3 ($n_1 = 37$, $n_2 = 40$, значение t -критерия = -2.59 , $p = 0,01$), так в отведении Т4 ($n_1 = 46$, $n_2 = 31$, значение t -критерия = $-1,98$, $p = 0,05$) на количество баллов, набранных в тесте «Домино». Оказалось, что испытуемые, у которых альфа-индекс в левом и правом средневисочных отведениях был выше среднего (группа 2) показывали достоверно лучший результат при прохождении этого теста (рисунок 3.11).

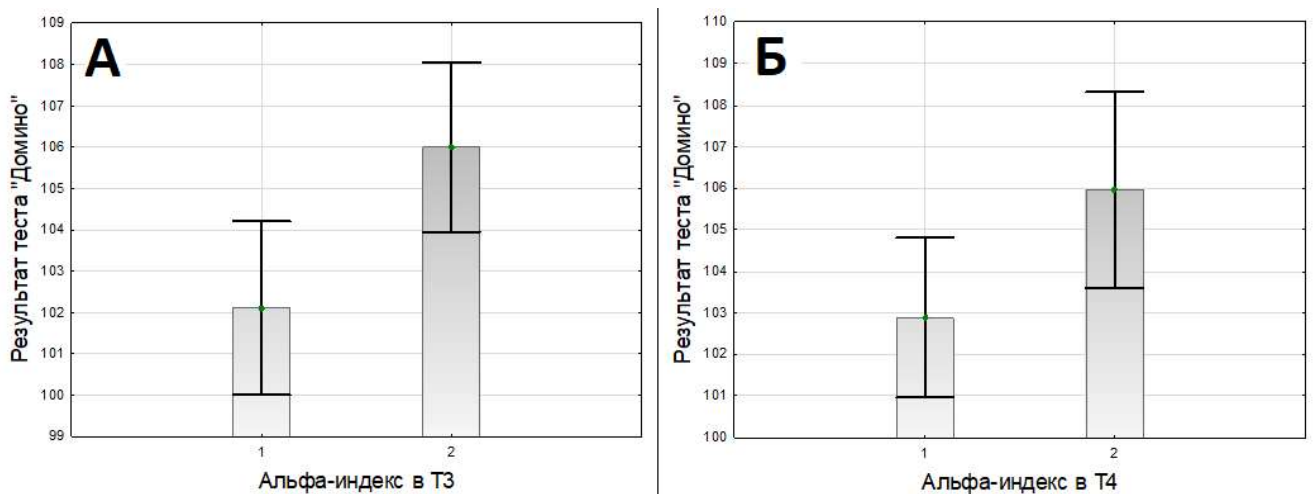


Рисунок 3.11 – Различия в успешности прохождения теста «Домино» в группах испытуемых с альфа-индексом ниже среднего (группа 1) и выше среднего (группа 2) (А) в отведении Т3 (Б) в отведении Т4. Столбцы показывают среднее значение балла, набранного при решении теста, отрезками отмечен 95% доверительный интервал.

Таким образом, мощность и индекс альфа-ритма положительно связаны с успешностью прохождения теста «Домино» [84, 92]. Интересно, что значимая связь результатов теста и альфа-индекса обнаружена для височных отведений, как и при анализе результатов выполнения корректурной пробы. Возможно, этот показатель отчасти является нейрофизиологической основой связи результатов теста «Домино» с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы.

Спектральная мощность низкочастотного бета-диапазона (14-20 Гц) также демонстрировала положительную статистическую связь с успешностью выполнения теста «Домино». Мощность колебаний бета1-диапазона была значимо ($p < 0.05$) связана с коэффициентом интеллекта в левом лобном (F3), центральных (C3, C4), височных (T3, T4), теменных (P3, P4), затылочных (O1, O2) и левом задневисочном (T5) отведениях (рисунок 3.12). При этом наиболее надежная статистическая связь ($p < 0.001$) выявлена для левого теменного отведения.

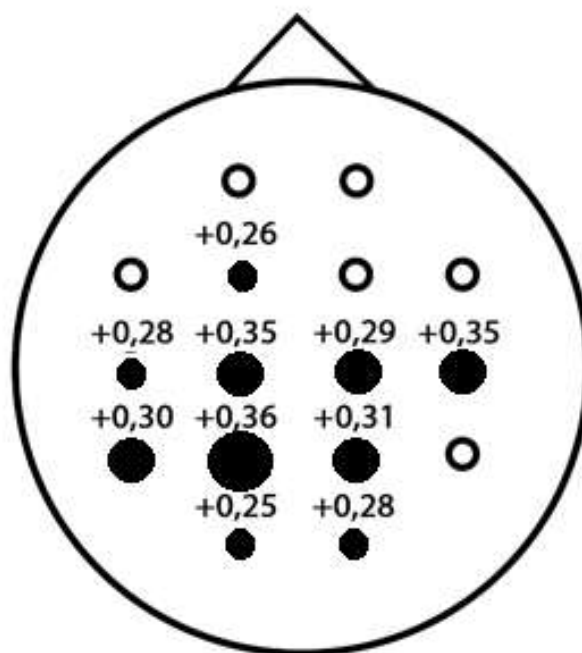


Рисунок 3.12 – Коэффициенты корреляции между успешностью выполнения теста «Домино» и спектральной мощностью колебаний низкочастотного бета-диапазона. Те отведения, для которых была обнаружена значимая связь между изучаемыми параметрами, выделены кругом черного цвета. Диаметр круга возрастает при возрастании уровня значимости в ряду 0,05, 0,01, 0,001. Величина коэффициента корреляции указана над соответствующим отведением.

Помимо спектральных составляющих локальных ЭЭГ сигналов, оценивали степень периодичности электрической активности с помощью

автокорреляционного анализа. Установлена положительная связь результатов прохождения теста «Домино» со средним размахом (амплитудой) автокорреляционной функции в левых центральном и височном отведениях. КК составляли соответственно +0,24 ($p < 0.05$) и +0,28 ($p < 0.05$). Помимо этого показана отрицательная статистическая связь между уровнем развития невербальных способностей и временем «первого пересечения нуля» функцией автокорреляции сигнала ЭЭГ в левом центральном отведении, КК составил -0,26 ($p < 0.05$). «Первое пересечение нуля» характеризует интервал времени, после которого нормированная автокорреляционная функция первый раз становится равной нулю. Этот параметр связан с временем затухания функции автокорреляции. Таким образом, чем больше была амплитуда автокорреляционной функции в левом центральном отведении и меньше ее длительность, тем более высоким был уровень невербального интеллекта испытуемого, оцениваемый с помощью теста «Домино».

3.3 Связь уровня согласованности локальных биоэлектрических процессов фоновой ЭЭГ с успешностью когнитивной деятельности

Уровень согласованности биоэлектрической активности, зарегистрированной от различных корковых областей оценивали с помощью метода «объемов». Суть этого метода сводится к тому, что ЭЭГ сигналы от всех отведений изображаются в виде радиус-векторов в многомерном пространстве, а углы между этими радиус-векторами определяются коэффициентами корреляции электрической активности от соответствующих областей. Чем сильнее скоррелированы ЭЭГ процессы, тем меньше углы между радиус-векторами, и тем меньший объем в пространстве занимает пучок векторов. Оказалось, что степень корреляции ЭЭГ процессов, оцененная таким образом, может индивидуально варьировать [9]. В нашем исследовании показатель объема рассеяния пучка (VOL) изменялся от 0,30 до 0,04 и составлял в среднем

0,12±0,05. При этом если VOL = 0, процессы линейно зависимы, если VOL = 1, процессы максимально линейно независимы. В целом наши данные сопоставимы с данными, приведенными в работе авторов методики для состояния спокойного бодрствования с закрытыми глазами [9]. Также оценивали процентный вклад радиус-вектора для конкретного отведения в общий объем рассеяния пучка ($V(i)$). Для разных отведений у разных испытуемых эта величина изменялась от 3,6% до 12,4%. Помимо этого, оценивали отдельно степень синхронизации записей от передних и задних отведений, а также отведений левого и правого полушарий. Максимальные, минимальные и средние значения этих показателей приведены в таблице 3.10. Оказалось, что электрическая активность в отведениях правого полушария синхронизирована сильнее (объем рассеяния пучка меньше), чем в отведениях левого полушария. Согласованность ЭЭГ сигналов выше в задних областях коры, чем в передних отделах мозга.

Таблица 3.10 – Показатели степени синхронизации электрической активности от различных областей.

Показатель	Максимальное значение	Среднее значение	Минимальное значение
Характеристика степени синхронизации сигналов ЭЭГ в правом полушарии	0,16	0,05	0,01
Характеристика степени синхронизации сигналов ЭЭГ в левом полушарии	0,25	0,06	0,01
Характеристика степени синхронизации сигналов ЭЭГ от задних областей	0,20	0,06	0,01
Характеристика степени синхронизации сигналов ЭЭГ от передних областей	0,27	0,07	0,01

При оценке связи синхронизации сигналов ЭЭГ от различных отведений с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы удалось установить следующий факт: чем меньше сигнал в отведении ТЗ был скоррелирован сигналами от других отведений, тем меньше был коэффициент

правильности выполнения задания. Коэффициент корреляции между долей объема рассеяния ($V(i)$), приходящейся на процесс, зарегистрированный в височном отведении, и коэффициентом правильности составил $-0,27$ ($p < 0.05$). Таким образом, эти данные подтверждают данные спектрального анализа о важной роли фоновой электрической активности в левом височном отведении для выполнения корректурной пробы. Для проверки гипотезы о связи коэффициента правильности и уровня согласованности электрической активности в отведении ТЗ с электрической активностью других отведений, мы изучили различия в значении $V(i)$ в группах испытуемых с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы ниже среднего (группа 1, $n=37$) и выше среднего (группа 2, $n=37$). Оказалось, что испытуемые, показавшие относительно высокую правильность выполнения корректурной пробы, характеризовались достоверно большей корреляцией ЭЭГ сигнала, зарегистрированного от отведения ТЗ с электрической активностью от остальных отведений (рисунок 3.13), т.е. меньшими значениями $V(i)$ (значение t -критерия = 1.99 , $p=0.05$).

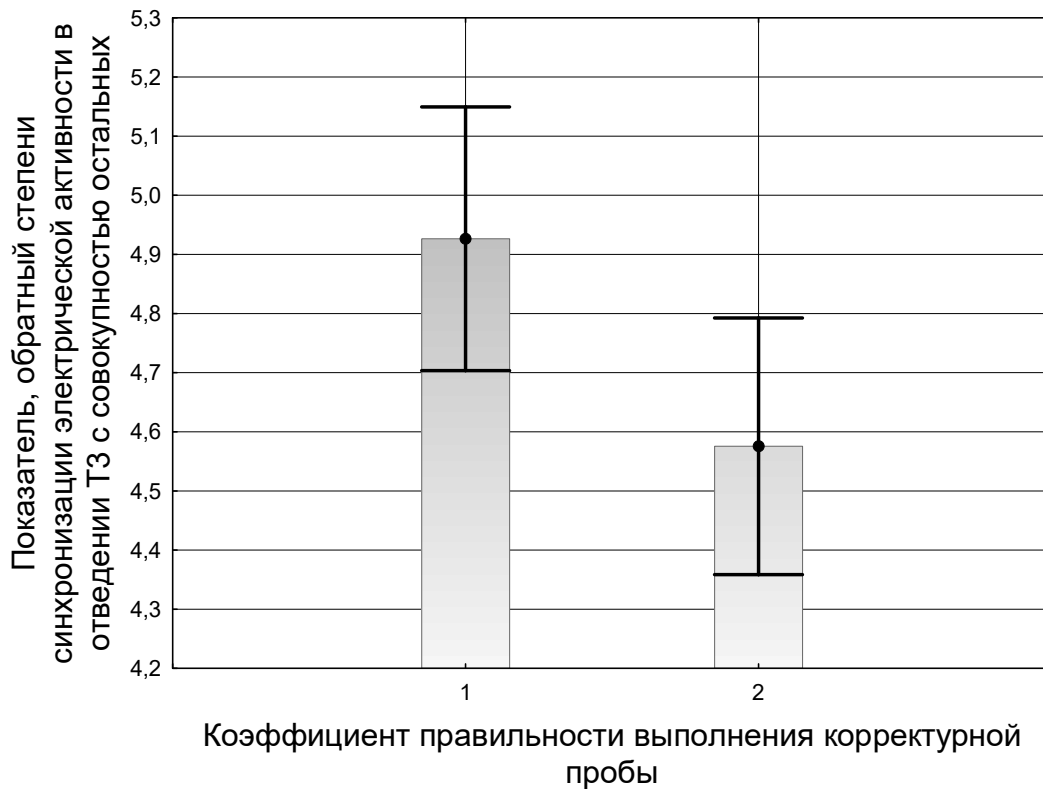


Рисунок 3.13 – Различия в уровне согласованности электрической активности в отведении Т3 с электрической активностью других отведений в группах испытуемых с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы ниже среднего (группа 1) и выше среднего (группа 2). Столбцы показывают среднее значение $V(i)$ в отведении Т3, отрезками отмечен 95% доверительный интервал.

Следует принять во внимание тот факт, что коэффициент правильности выполнения корректурной пробы демонстрировал наиболее достоверную статистическую связь с величиной альфа-индекса именно в левом средневисочном отведении (см. раздел 3.2). Поэтому можно предположить, что важную роль электрической активности альфа-диапазона в обеспечении синхронизации височных областей коры с другими корковыми полями.

Изучение суммарной пространственной синхронизации сигналов ЭЭГ от различных отведений методом объемов позволило установить, что больше электрическая активность от различных отведений была скоррелирована между

собой, тем больше был объем кратковременной памяти испытуемых. КК между объемом кратковременной памяти и степенью независимости сигналов от всех ЭЭГ отведений (VOL) составил $-0,24$ ($p < 0,05$). Эти данные позволяют предположить, что в обследуемой выборке исходно высокая степень синхронизации электрической активности от разных областей коры сопровождается большим объемом кратковременной памяти (рисунок 3.14).

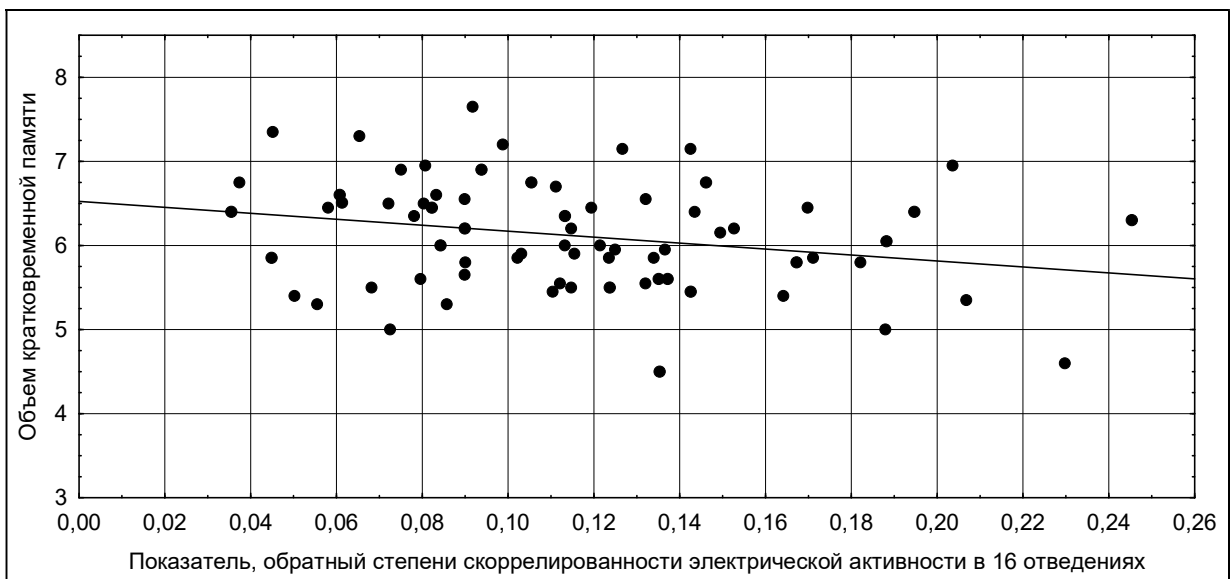


Рисунок 3.14 – Связь показателя степени синхронизации сигналов ЭЭГ от 16 исследованных отведений (VOL) с объемом кратковременной памяти испытуемых. По абсциссе отложен VOL. По ординате – объем кратковременной памяти (в символах). Точками показаны значения этих двух параметров для каждого испытуемого. На диаграмме проведена линия тренда.

Анализ связи времени реакции выбора с пространственной синхронизацией биопотенциалов показал следующие результаты: чем больше различались оценки синхронизации на разных эпохах исследуемой записи ЭЭГ, тем больше было время реакции испытуемого. Коэффициент корреляции между временем реакции выбора для правой руки и среднеквадратичным отклонением синхронизации ЭЭГ сигналов в левом полушарии составил $+0,26$ ($p < 0,05$). Кроме того, среднеквадратичное отклонение синхронизации биопотенциалов в

передних областях мозга было связано со средним временем реакции двувальтернативного выбора, этим показателем для правой руки и «центральным временем», коэффициенты корреляции составили соответственно +0,28 ($p<0.01$), +0,33 ($p<0.01$) и +0,26 ($p<0.05$). Поскольку значимых связей с временем простой сенсомоторной реакции обнаружено не было, можно предположить, что синхронизация электрической активности передних областях коры связана со скоростью принятия решения о том, каким образом следует отреагировать на предъявленный стимул. Получается, что более постоянный уровень пространственной синхронизации биопотенциалов в передних областях коры, а также в левом полушарии сопровождается более быстрой реакцией.

Среднеквадратичное отклонение времени реакции выбора имело значимую связь со среднеквадратичным отклонением синхронизации биопотенциалов в передних областях мозга. Коэффициенты корреляции составили +0,35 ($p<0.01$), +0,28 ($p<0.05$) и +0,32 ($p<0.01$) соответственно для среднеквадратичного отклонения среднего времени реакции выбора и этого показателя для левой и правой руки. Таким образом, чем более стабильным был уровень синхронизации ЭЭГ сигналов передних отведений от эпохи к эпохе, тем более стабильным было время реакции испытуемого в разных повторениях одного теста.

3.4 Связь сложности временной динамики фоновой ЭЭГ с успешностью когнитивной деятельности

В результате обработки сигналов ЭЭГ в каждом из 16 отведений рассчитали величины корреляционной размерности (CD) для каждого испытуемого индивидуально. Описательная статистика полученных результатов приведена в таблице 3.11.

Таблица 3.11 – Выборочные значения корреляционной размерности фоновой ЭЭГ.

Отведе- ние	Минимальное значение	Максимальное значение	Среднее значение	Стандартное отклонение
Fp1	3,90	5,71	4,68	0,32
Fp2	3,73	5,52	4,65	0,34
F3	4,25	5,54	4,83	0,27
F4	3,64	5,53	4,81	0,27
C3	4,30	5,46	4,85	0,23
C4	3,68	5,46	4,83	0,26
P3	4,17	5,57	4,78	0,28
P4	3,93	5,49	4,81	0,27
O1	3,86	5,61	4,79	0,33
O2	3,34	5,70	4,73	0,35
F7	2,73	5,83	4,71	0,39
F8	3,65	5,36	4,67	0,38
T3	3,66	5,45	4,85	0,32
T4	3,07	5,58	4,76	0,37
T5	3,89	5,36	4,82	0,28
T6	3,69	5,38	4,72	0,30

Величины корреляционной размерности, полученные в этом исследовании, в основном соответствуют средним значениям, полученным другими исследователями, хотя абсолютные величины во многом определяются заданными начальными условиями алгоритма обработки. Средние значения SD в разных отведениях значимо не различались. Факторный анализ структуры данных показал их однородность – вся выборочная дисперсия объясняется действием одного фактора.

Второй этап работы состоял в анализе связи корреляционной размерности ЭЭГ с показателями внимания, объемом вербальной кратковременной памяти, скоростными характеристиками деятельности и результатами выполнения теста «Домино». Анализ связи корреляционной размерности ЭЭГ с результатами выполнения корректурной пробы обнаружил значимую статистическую связь корреляционной размерности с параметрами, отражающими скорость

выполнения этого теста, такими как количество просмотренных букв, количество правильно выбранных букв и коэффициент продуктивности (таблица 3.12) [88].

Таблица 3.12 – Коэффициенты корреляции между корреляционной размерностью и скоростью выполнения корректурной пробы.

Отведение	Количество просмотренных букв	Количество правильно выбранных букв	Коэффициент продуктивности
С4	0,25*	0,16	0,21
Р4	0,29**	0,19	0,22*
О2	0,29**	0,40***	0,39***

* коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.05$, ** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.01$, *** коэффициенты корреляции, значимые при $p < 0.001$

Таблица 3.12 демонстрирует, что в исследованной выборке количество букв, проанализированных в ходе выполнения корректурной пробы, увеличивается по мере увеличения корреляционной размерности ЭЭГ в задних отведениях правого полушария. Мы предполагаем, что связь получена именно в тех отведениях, в которых был лучше всего выражен основной частотный компонент фоновой ЭЭГ – альфа-ритм. Мы предполагаем, что количество просмотренных букв отражает объем внимания испытуемого, т.е. количество объектов, которое может быть охвачено вниманием одновременно. Чем больше объем внимания, тем больше будет скорость обработки бланка теста, и тем большее количество символов будет проанализировано в конечном итоге. Создается впечатление, что сложность временной динамики активности альфа-диапазона положительно связана с объемом внимания. Интересен тот факт, что корреляционная размерность ЭЭГ, в отличие от вышеописанных спектральных характеристик ЭЭГ, была связана только со скоростью обработки информации, и не была связана с правильностью выполнения теста. Вероятно, именно поэтому мы получили положительную связь между величиной корреляционной

размерности и количеством правильно выбранных букв, а также коэффициентом продуктивности.

Величина корреляционной размерности ЭЭГ в левом префронтальном отведении демонстрирует значимую связь с ОКП. Коэффициент корреляции составил $+0,24$ ($p < 0,05$). В исследованной выборке увеличение корреляционной размерности сопровождалось возрастанием объема кратковременной памяти (рисунок 3.15).

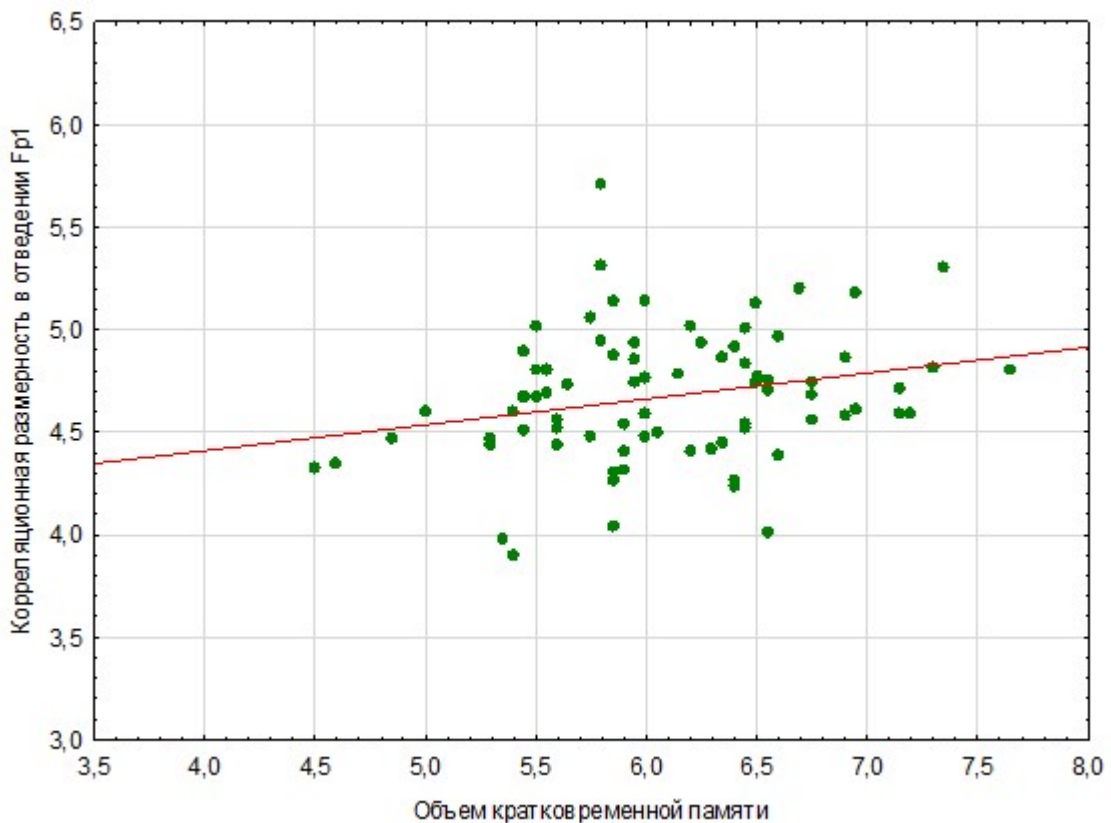


Рисунок 3.15 – Связь корреляционной размерности ЭЭГ в отведении Fp1 с объемом кратковременной памяти. По абсциссе отложена корреляционная размерность ЭЭГ. По ординате – объем кратковременной памяти (в символах). Точками показаны значения этих двух параметров для каждого испытуемого. На диаграмме проведена линия тренда.

Разделение выборки испытуемых на 2 группы на основе корреляционной размерности ЭЭГ в отведении Fp1 позволило установить, что испытуемые, имеющие величину корреляционной размерности ЭЭГ ниже среднего ($n = 40$),

характеризуются достоверно меньшим объемом кратковременной памяти, чем обследуемые, корреляционная размерность ЭЭГ которых выше среднего (рисунок 3,16), (значение t-критерия = -2,36, $p=0.02$)

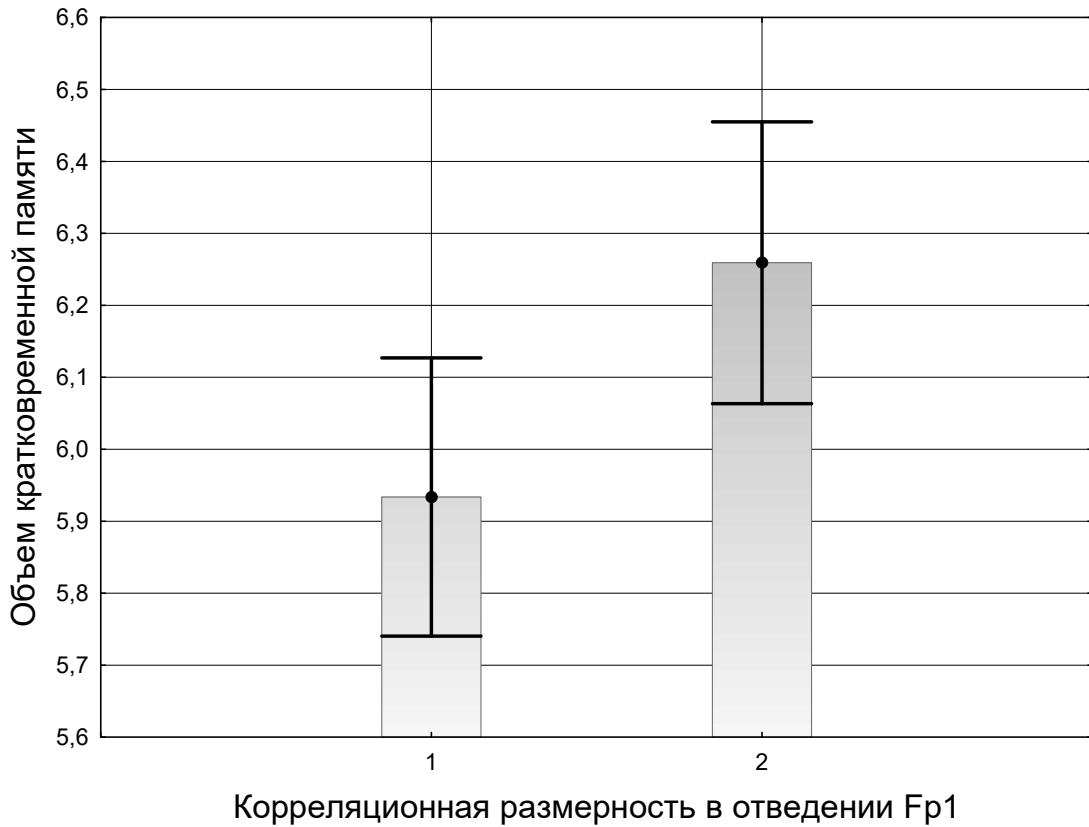


Рисунок 3.16 – Различия в объеме кратковременной памяти в группах испытуемых с корреляционной размерностью ЭЭГ в отведении Fp1 ниже среднего (группа 1) и выше среднего (группа 2). Столбцы показывают среднее значение ОКП, отрезками отмечен 95% доверительный интервал.

Таким образом, результаты настоящего исследования демонстрируют существование положительной корреляционной связи между корреляционной размерностью ЭЭГ и объемом внимания и кратковременной памяти. Следовательно, это величина в некоторой степени отражает информационную емкость мозга [65, 89].

Анализ связи корреляционной размерности с результатами прохождения теста «Домино» [84] позволил выявить положительную корреляцию между

этими параметрами. Значимые при $p < 0.05$ КК получены для левого переднелобного и правого нижнелобного отведений и составили соответственно +0,23 и +0,25 [92]. Увеличение корреляционной размерности во фронтальных и префронтальных областях в целом по выборке сопровождалось повышением уровня невербальных интеллектуальных способностей испытуемых. Интересно, корреляционная размерность ЭЭГ от левого префронтального отведения также была положительно связана с объемом кратковременной памяти. Можно предположить, что эта особенность электрической активности мозга фронтальных областей отчасти опосредует связь результатов теста «Домино» с объемом кратковременной памяти.

3.5 Попытка использования индивидуальных характеристик фоновой ЭЭГ для прогноза успешности выполнения психофизиологических тестов

В задачи исследования входило изучение взаимоотношений между индивидуально-типологическими характеристиками фоновой электроэнцефалограммы и результатами выполнения психофизиологических тестов. Применение ряда различных методов изучения особенностей локальных ЭЭГ сигналов, их пространственного распределения, синхронизации электрической активности разных областей и сложности временной динамики биоэлектрической активности мозга позволили комплексно подойти к оценке фоновой электрической активности мозга и выделить наиболее информативные характеристики, которые потенциально могут быть использованы для прогноза успешности различных видов познавательной деятельности. На основе этих характеристики мы попытались спрогнозировать результаты выполнения тестов внимания, памяти и общих способностей.

В результате применения регрессионного анализа были получены уравнения, с помощью которых можно прогнозировать скорость и правильность обработки информации в корректурной пробе. В качестве параметра,

отражающего скорость обработки информации, было выбрано «количество просмотренных букв» (КПБ).

Удалось вывести следующее уравнение для расчета этой величины:

$$\text{КПБ} = 2180 - 18a + 1484b, \quad (1)$$

где a – максимальная мощность колебаний альфа-диапазона в отведении F7;

b – коэффициент межполушарной асимметрии мощности колебаний тета-диапазона в отведении T3;

В качестве параметра, отражающего правильность обработки информации, был выбран «коэффициент правильности». Регрессионный анализ результатов исследования позволил установить следующую формулу для прогноза этого показателя:

$$\text{Коэффициент правильности} = 1 + 0,004a - 0,044c - 0,008d, \quad (2)$$

где a – максимальная мощность колебаний альфа-диапазона в отведении F7;

c – доля объема рассеяния (V_i), приходящаяся на ЭЭГ сигнал в отведении T3;

d – максимальная мощность колебаний тета-диапазона в отведении T3

Основные параметры уравнений, такие как коэффициент множественной регрессии, коэффициент детерминации и уровень значимости приведены в первых трех строках таблицы 3.13. Одним из важнейших параметров регрессионной модели является коэффициент детерминации, который отражает «качество» рассчитанной регрессии, показывая долю (%) общего разброса выборочных значений, которая «объясняется» построенной регрессией. Для обоих приведенных уравнений коэффициент в районе 0,25, что сравнимо с показателями, приведенными в литературе [46, 48]. Учитывая, что успешность осуществления когнитивных процессов связана с огромным количеством параметров, как наследственных, так и приобретенных, вряд ли можно ожидать слишком высокий коэффициент детерминации в моделях, которые построены только на основе характеристик фоновой электроэнцефалограммы. С другой

стороны, объяснение такой моделью 25% выборочных различий в показателях внимания является достаточно хорошим результатом.

Таблица 3.13 – Основные характеристики регрессионных уравнений для прогноза параметров обработки информации в корректурной пробе.

Параметр	Модель КПБ	Модель коэффициента правильности
Коэффициент множественной регрессии	0,48	0,50
Коэффициент детерминации	0,23	0,25
Уровень значимости уравнения	<0,0006	<0,0002
Площадь под кривой (AUC)	0,77	0,75
Уровень значимости AUC	<0,0001	<0,0001
Точка отсечения	2176	0,79
Чувствительность модели	91	79
Специфичность модели	53	63

Интересно, что в оба представленных уравнения вошла максимальная мощность колебаний альфа-диапазона в отведении F7 (переменная а), но с разными знаками. Можно предположить, что этот параметр является положительным коррелятом правильности обработки информации, но отрицательным коррелятом скорости работы. Согласно уравнению 1 существует положительная связь между коэффициентом межполушарной асимметрии спектральной мощности тета-диапазона в отведении T3 (переменная b) и количеством просмотренных букв в корректурной пробе, что подтверждается данными корреляционного анализа, описанными выше. Согласно уравнению 2 с коэффициентом правильности выполнения корректурной пробы отрицательно связаны такие параметры, как доля объема рассеяния (V_i), приходящаяся на ЭЭГ сигнал в отведении T3 (переменная с) и максимальная мощность колебаний тета-диапазона в отведении T3 (переменная d). То есть, чем меньше ЭЭГ процесс в левом височном отведении скоррелирован с сигналами от других отведений, и чем больше в этой области мощность колебаний тета-диапазона, тем меньший коэффициент правильности показывали испытуемые. Этот факт также

подтверждается данными корреляционного анализа. Стоит обратить внимание на то, что предикторами в обоих уравнениях являются характеристики ЭЭГ сигнала, зарегистрированного от рядом расположенных отведений F7 и T3. Несмотря на тот факт, что психические процессы, очевидно, обеспечиваются корково-подкорковыми системами с гибкими звеньями, можно предположить, что нижнелобные и средневисочные области играют важную роль в процессах внимания.

Поскольку очевидно, что точный прогноз показателей корректурной пробы на основе ЭЭГ характеристик не возможен, для оценки качества приведенных уравнений мы изучили их способность отделять испытуемых с высокими показателями выполнения теста от остальных испытуемых. Первую группу составили 25 процентов выборки, продемонстрировавших самое большое количество просмотренных букв (для уравнения 1) и самый высокий коэффициент правильности выполнения корректурной пробы (для уравнения 2). Качество дифференцировки проверили с помощью построения ROC-кривых (ROC – Receiver operating characteristic). Они представлены на рисунке 3.17. ROC-кривая – график, который позволяет дать оценку качества модели по ее способности к разделению выборки на 2 класса. По оси ординат обозначена частота истинно положительных результатов (чувствительность), например, испытуемых, показавших высокую скорость выполнения корректурной пробы, которые были верно отнесены моделью к соответствующей группе. По оси абсцисс – частота ложноположительных результатов (100 минус специфичность), т.е. испытуемых со средней скоростью работы, которых модель распознала как тех, кто быстро обрабатывает информацию. Частота ложноположительных результатов соответствует частоте так называемых «ложных тревог». Значения по осям соответствуют вероятностям от 0 до 100% [14].

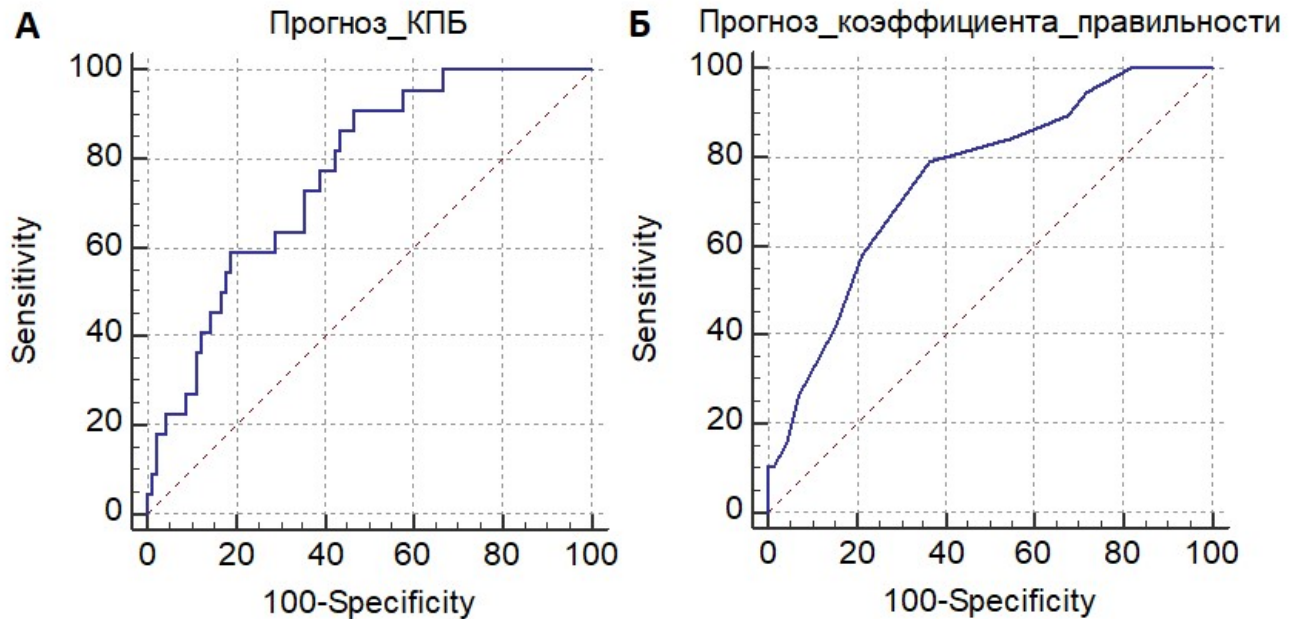


Рисунок 3.17 – ROC-кривые для моделей: А – количества просмотренных букв, Б – коэффициента правильности. По абсциссе отложены вероятности ложноположительных результатов (100 минус специфичность), по ординате вероятности истинно положительных решений (чувствительность). График дополнен прямой $x=y$.

Для идеального классификатора график ROC-кривой проходит через верхний левый угол (точку с координатами (0;100)), такой классификатор всегда дает истинно положительный результат без ошибок ложной тревоги. Классификаторы, кривые которых проходят ближе к левому нижнему углу пространства «консервативны», т.к. при малом количестве ошибок ложной тревоги, имеют низкую чувствительность. Классификаторы, кривые которых проходят ближе к правому верхнему углу пространства «либеральны», т.к. при большом количестве истинно положительных результатов дают высокий процент ошибок ложной тревоги [13]. Если ROC-кривая проходит по диагонали пространства, близко к прямой $y=x$, то регрессионную модель можно считать бесполезной, т.е. она использует стратегию «случайного угадывания» классов [22]. В целом, можно заключить, что чем ближе кривая к верхнему левому углу, тем выше предсказательная способность модели. Наоборот, чем меньше изгиб кривой и чем ближе она расположена к диагональной прямой, тем менее

эффективна модель [14]. Визуальный анализ обеих кривых, изображенных на рисунке 3.2 показал, что они достаточно отличаются от прямой $y=x$. Для количественной оценки этих различий используется показатель площади под ROC-кривыми AUC (Area Under Curve). Величина AUC изменяется в непрерывном диапазоне от 0 до 1. Но поскольку ROC-кривая всегда располагается выше положительной диагонали, то говорят об изменениях AUC от 0,5 («бесполезный» тест) до 1,0 («идеальный» тест) [14], для чего оценивают уровень значимости отличия AUC для тестовой модели от 0,5. ROC-анализ изучаемых моделей показал, что площадь под обеими кривыми (таблица 3.13) достоверно отличается от площади под кривой для случайного классификатора, которая равна 0,5. Значения площадей под исследуемыми кривыми находятся в диапазоне от 0,7 до 0,8, что, согласно экспертной оценке [77] означает хорошее качество разделения испытуемых на группы.

Помимо AUC, важными характеристиками регрессионных моделей являются чувствительность и специфичность. При высоком значении чувствительности модель может давать ложноположительные результаты (ложные тревоги), а при высокой специфичности – ложноотрицательные результаты (пропуски сигнала). Баланс этих характеристик можно изменить, приняв соответствующее значение точки отсечения, т.е. того спрогнозированного значения, при достижении которого испытуемых следует относить к группе с высокими показателями выполнения теста. Существует несколько подходов для нахождения точки отсечения величины (см. главу «Материалы и методы»), в данном случае использован критерий максимальной суммы чувствительности и специфичности.

Нами также была предпринята попытка построить на основе нескольких параметров фоновой ЭЭГ регрессионную модель для прогноза коэффициента продуктивности выполнения корректурной пробы. Этот параметр рассчитывается как количество просмотренных букв, умноженное на коэффициент правильности. Однако ROC-анализ не подтвердил способность

модели к классификации испытуемых на две группы. Вероятно, это связано с тем, что многие параметры тета и альфа-диапазонов фоновой ЭЭГ с параметрами скорости и точности обработки связаны обратными зависимостями. Пожалуй, единственным параметром, который был связан со скоростью и продуктивностью выполнения теста и при этом не был связан с правильностью, была корреляционная размерность ЭЭГ.

Помимо построения регрессионных моделей для параметров внимания, нами была предпринята попытка моделирования оценок объема кратковременной памяти на основе индивидуальных характеристик фоновой ЭЭГ [87, 90]. Была построена регрессионная модель, в которую в качестве предикторов объема кратковременной памяти вошли корреляционная размерность ЭЭГ, коэффициент межполушарной асимметрии мощности волн тета-диапазона и размах автокорреляционной функции:

$$\text{ОКП} = 4.05 + 2.44b - 1.29e + 0.46f, \quad (3)$$

где b – коэффициент межполушарной асимметрии мощности колебаний тета-диапазона в отведении Т3;

e – максимальный размах автокорреляционной функции ЭЭГ в отведении Fp1;

f – корреляционная размерность ЭЭГ в отведении Fp1.

Согласно приведенной регрессионной модели, положительную связь с объемом кратковременной памяти корреляционная размерность ЭЭГ в левом переднелобном отведении и выраженность межполушарной асимметрии мощности колебаний тета-диапазона в височных отведениях. Размах автокоррелограммы в левом переднелобном отведении, который характеризует дисперсию сигнала, напротив, имел отрицательную связь. Основные характеристики регрессионного уравнения приведены в таблице 3.14.

Таблица 3.14 – Основные характеристики регрессионной модели объема кратковременной памяти.

Параметр, характеризующий качество модели	Значение
Коэффициент множественной регрессии	0,52
Коэффициент детерминации	0,27
Уровень значимости уравнения	<0,00003
Площадь под ROC-кривой (AUC)	0,75
Уровень значимости AUC	0,0001
Точка отсечения	>6,21
Чувствительность модели	68
Специфичность модели	74

Для оценки качества регрессионной модели, нами был проведен ROC – анализ. Целью анализа было определить, насколько хорошо данная модель позволяет отделить 25 процентов испытуемых, которые имеют наиболее высокий объем зрительной кратковременной памяти от остальных. Как и в случае с моделями успешности решения корректурной пробы, качество дифференцировки оценивали на основании площади под ROC-кривой (рисунок 3.18): чем больше этот показатель отличается от 0,5 (значение площади для случайного классификатора), тем выше диагностическая ценность модели. Анализ площади под кривой (4 строка таблицы 3.14) показал, что этот показатель достоверно отличался от 0,5. Следовательно, модель адекватна и позволяют с определенной долей точности выделить испытуемых, имеющих высокий объем кратковременной памяти. При точке отсечения, т.е. при том спрогнозированном значении, начиная с которого мы будем относить испытуемых к группе с высоким объемом памяти, чувствительность модели составит 68%, а специфичность – 74%.

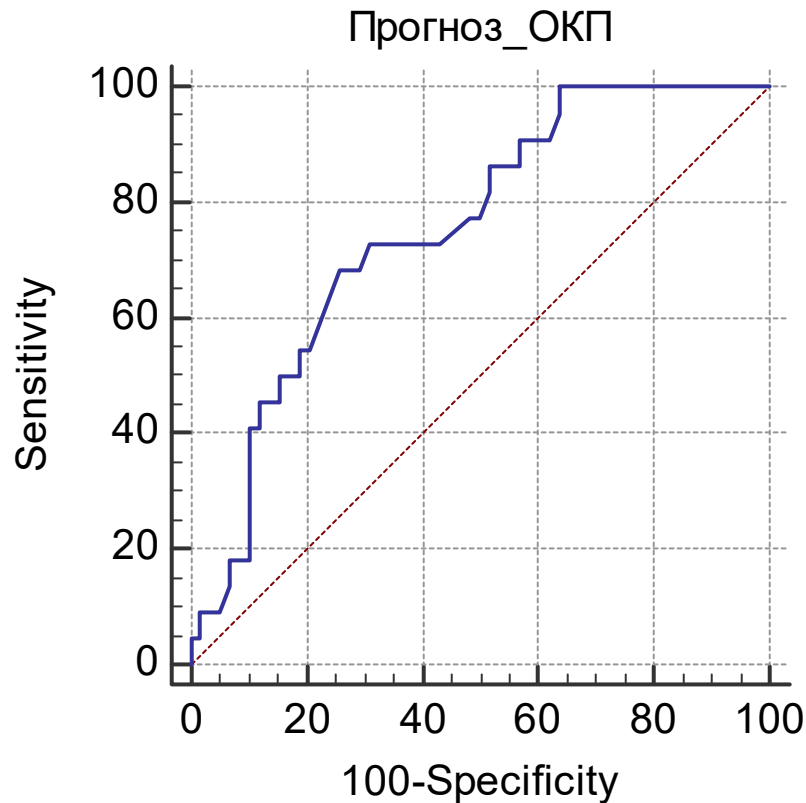


Рисунок 3.18 – ROC-кривая для модели объема кратковременной памяти. По абсциссе отложены вероятности ложноположительных результатов (100 минус специфичность), по ординате вероятности истинно положительных решений (чувствительность). График дополнен прямой $x=y$.

Последним тестом, результаты которого мы попытались спрогнозировать на основе особенностей фоновой электроэнцефалограммы, был тест «Домино». Результаты корреляционного анализа демонстрируют положительную связь его результатов с выраженностью колебаний альфа- и низкочастотного бета-диапазонов, корреляционной размерностью и размахом автокорреляционной функции фоновой электроэнцефалограммы [84, 92]. Интересно было бы оценить возможность применения этих индивидуальных характеристик для прогноза успешности прохождения теста «Домино» [91]. Для этого было выведено регрессионное уравнение, исходными данными для которого выступили вышеописанные характеристики ЭЭГ, а также значения спектральной мощности тета-колебаний в височных и фронтальных отведениях. Не смотря на то, что

мощность тета-ритма не демонстрировала значимой при $p < 0.05$ статистической связи с успешностью прохождения теста домино, этот параметр демонстрировал корреляцию на уровне тенденции, кроме того, как показал анализ корректурной пробы, был значимо связан с количеством ошибок. В итоге мы получили уравнение, которое прогнозирует успешность выполнения теста «Домино» на основе мощности тета- альфа- и бета1-диапазонов:

$$IQ = 100 + 0,45k + 1,9m - 0,1n \quad (4)$$

Где k – средняя мощность колебаний альфа-диапазона в отведении P3;

m – максимальная мощность колебаний бета1-диапазона в отведении P3;

n – спектральная мощность колебаний тета-диапазона в отведении F4.

Согласно приведённому уравнению, максимальная мощность колебаний альфа- и бета1-диапазона в левом теменном отведении положительно связаны с успешность решения теста «Домино». Этот факт подтверждают результаты корреляционного анализа, приведенные выше. Отрицательным коррелятом уровня невербального интеллекта является спектральная мощность волн тета-диапазона правом лобном отведении. Основные характеристики предложенной регрессионной модели приведены в таблице 3.15. Из нее следует, что коэффициент детерминации уравнения сравнительно не большой, 0.22, однако сопоставим с литературными данными [48].

Таблица 3.15 – Основные характеристики модели успешности прохождения теста «Домино».

Параметр	Значение
Коэффициент множественной регрессии	0,47
Коэффициент детерминации	0,22
Уровень значимости коэффициента регрессии	<0,0004
Площадь под кривой	0,82
Уровень значимости площади под кривой	<0,0001
Точка отсечения	105
Чувствительность модели	67
Специфичность модели	79

Для проверки адекватности предложенной модели был использован метод построения ROC-кривой (рисунок 3.19). Данный вид анализа проверяет, насколько точно модель может разделить испытуемых на две группы: испытуемых со баллом по тесту «Домино» и тех, кто получил балл выше среднего. Можно считать, что чем больше площадь под кривой (AUC), тем лучшей прогностической силой обладает модель. Согласно экспертной шкале, площадь под кривой для данного регрессионного уравнения 0,82 означает, что данная модель обладает очень хорошим качеством классификации [77].

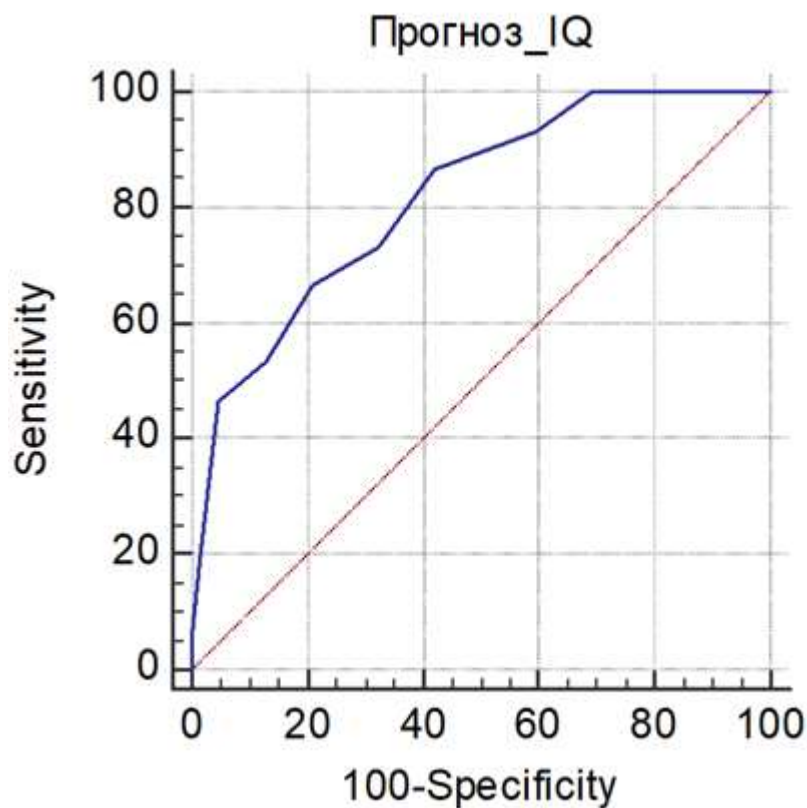


Рисунок 3.19 – График ROC-кривой модели интеллекта. По абсциссе отложены вероятности ложноположительных результатов (100 минус специфичность), по ординате вероятности истинно положительных решений (чувствительность). График дополнен прямой $x=y$.

Одна из характеристик модели – точка отсечения, т.е. тот спрогнозированный уровень невербального интеллекта, начиная с которого следует предположить, что испытуемый относится к группе одаренных. При

выборе этого параметра по принципу максимальной суммы чувствительности и специфичности она составит 105, при этом параметр чувствительности будет равен 67, а специфичности 79.

На графике (рисунок 3.20) представлено соотношения истинных результатов решения теста «Домино» (IQ) и результатов, предсказанных на основании модели. Видно, что предсказанные значения IQ в целом, имеют ту же тенденцию, что и истинные. Однако, предсказанные значения IQ имеют разброс от 97 до 118, тогда как истинные от 90 до 117. Эта разница, не смотря на достаточно хорошие результаты ROC-анализа, подтверждает, что уравнение требует дальнейшего уточнения и проверки.

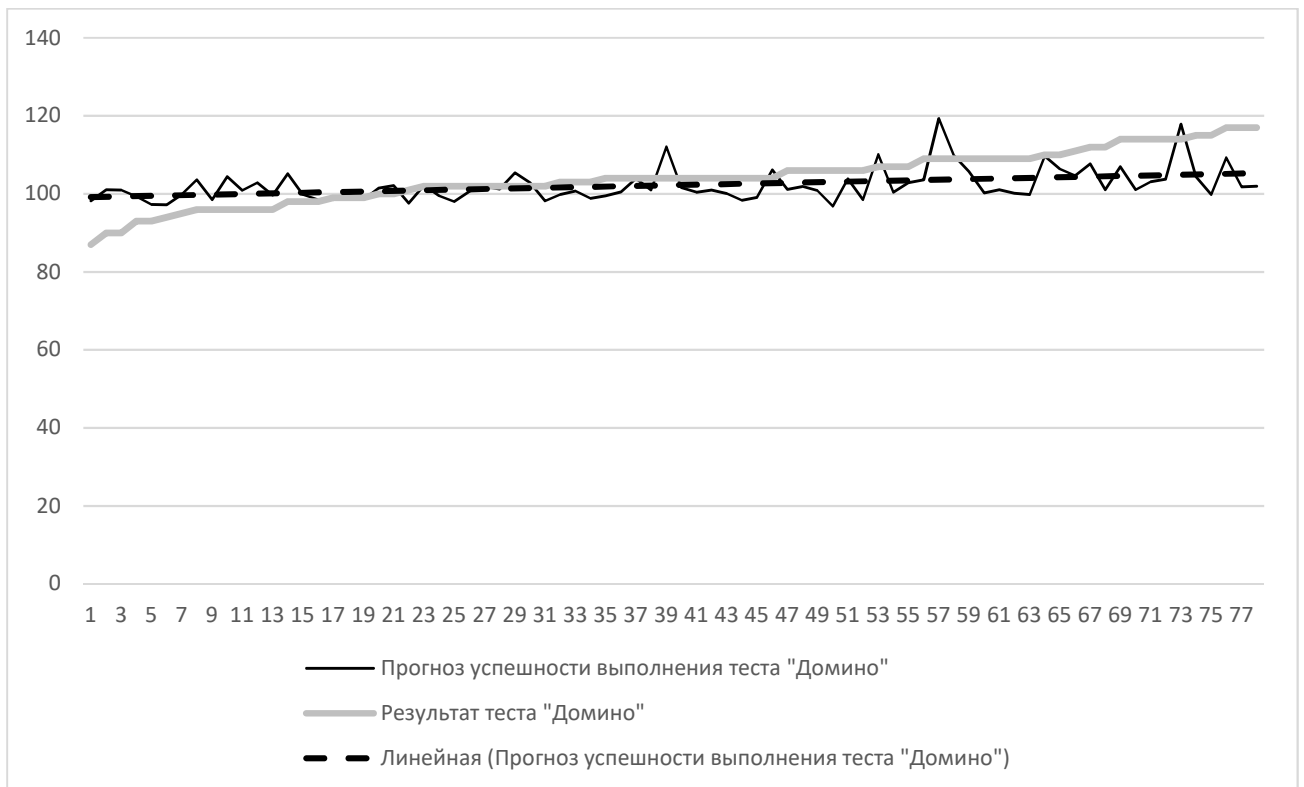


Рисунок 3.20 – Соотношение истинных и предсказанных на основании модели результатов теста «Домино». По оси абсцисс отложен порядковый номер испытуемого, по оси ординат – IQ, измеренный тестом «Домино». Светлой линией обозначены показанные испытуемыми значения, темной – значения, спрогнозированные на основании модели, пунктирной – линия тренда для спрогнозированных значений.

ГЛАВА 4 ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

4.1 Соотношение исходного уровня возбудимости нервной системы с успешностью когнитивной деятельности.

Рядом авторов показано, что выраженность различных частотных диапазонов ЭЭГ позволяет косвенно оценить степень возбудимости и лабильности мозговых систем [76, 148]. Так, альфа-ритм отражает состояние физиологического покоя, т.е. состояния относительно сниженной возбудимости и высокой лабильности мозговой ткани. Бета-диапазон отражает вторую фазу парабиоза (по Введенскому) – возбужденное состояние. Смена альфа-ритма активностью бета-диапазона свидетельствует о повышении уровня активации центральной нервной системы. Развитие утомления и переход к третьей фазе парабиоза – пессимуму – характеризуется нарастанием количества медленных дельта- и тета-волн (рисунок 4.1). В настоящее время дискутируется вопрос о том, как исходный уровень возбудимости отражается на успешности выполнения когнитивных задач. Л.П. Павловой было высказано предположение, что индивидуальные особенности функционального состояния мозга определяют индивидуальную норму дееспособности [76]. В частности, ею выделено три типа поведения людей с разными исходными величинами лабильности и возбудимости нервной системы – «пассионарный», «гармонический» и «субпассионарный» (рисунок 4.1). У лиц гармонического типа исходно высокая функциональная подвижность и низкая возбудимость, поэтому переход во время деятельности к неглубокому пессимуму у них сменяется состоянием покоя. У людей субпассионарного типа кортикальные доминанты находятся уже в преддверии «пессимума», поэтому усиление возбуждающего воздействия только углубляет это состояние. Лица

пассионарного типа обладают исходно наиболее высокой возбудимостью и способностью работать до глубокого пессимума.

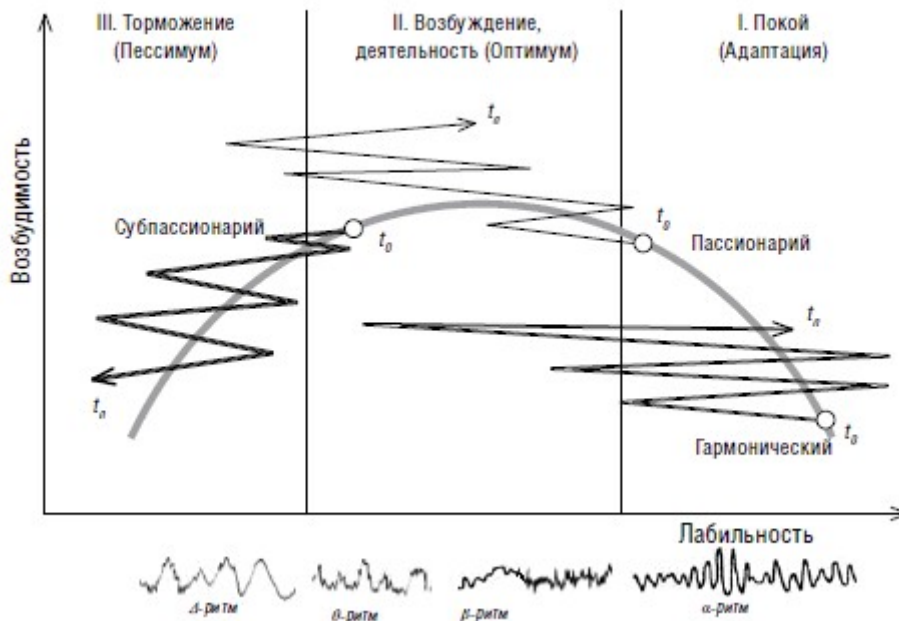


Рисунок 4.1. Индивидуально-групповые особенности межфазных переходов по схеме трехфазного парабиготического процесса [адаптировано из Л.П. Павловой, 2017]. На кривой, отражающей закон оптимума физиологической лабильности, отмечены: t_0 – исходное функциональное состояние; t_n – конечное функциональное состояние в группах «гармонического», «пассионарного» и «субпассионарного» типов поведения.

Наше исследование подтверждает влияние характера исходной электрической активности мозга на успешность выполнения когнитивных тестов здоровыми молодыми взрослыми испытуемыми. Установлено, что в исследованной выборке увеличение альфа-индекса в нижнелобных и височных отведениях левого полушария сопровождалось снижением числа ошибок и повышению точности корректурной пробы. Это согласуется с данными литературы о том, что лица с хорошо выраженным альфа-ритмом на фоновой ЭЭГ отличаются более высоким вниманием и точностью работы [5, 106]. Анализ ЭЭГ испытуемых с разной успешностью прохождения теста «Домино» позволил

установить, что индекс и мощность альфа-активности фоновой ЭЭГ коррелирует с уровнем невербального интеллекта. Другими авторами также показано, что мощность колебаний альфа-диапазона положительно связаны с успешностью решения когнитивных задач, уровнем интеллекта [31, 79, 107, 127] и креативностью мышления [6, 115]. Показано, что испытуемые, которые в результате тренинга с помощью биологической обратной связи (БОС) научились увеличивать выраженность альфа-диапазона в состоянии спокойного бодрствования, начали лучше справляться с невербальной задачей «Mental Rotation Task» [222]. Другой вариант БОС-тренинга был нацелен на одновременное увеличение мощности альфа-активности и уменьшение мощности колебаний тета-диапазона. Участники, успешно освоившие данную процедуру, лучше справились с когнитивными задачами [142]. Наше исследование продемонстрировало также связь степени латеритизации фоновой альфа-активности с успешностью осуществления когнитивной деятельности. Увеличение межполушарной асимметрии мощности колебаний альфа-диапазона способствовало снижению числа допущенных в корректурной пробе ошибок и возрастанию скорости реакции двухальтернативного выбора. Другими авторами также показано, что высокая межполушарная асимметрия мощности колебаний альфа-диапазона фоновой ЭЭГ способствует более успешному решению вербальных и пространственных задач [122]. Эти результаты могут быть объяснены влиянием латерализации фоновой альфа-активности на процессы восприятия зрительных стимулов. Показано, что преобладание мощности колебаний альфа-диапазона в полушарии контралатеральном тому, которое связано с обработкой целевого стимула, увеличивает скорость и качество его восприятия [117]. Транскраниальная магнитная стимуляция альфа-активности уменьшает вероятность распознавания подпороговых стимулов в контралатеральном поле зрения и увеличивает вероятность обнаружения стимулов в ипсилатеральном поле зрения [191]. Таким образом, испытуемые, на фоновой ЭЭГ которых хорошо выражены колебания альфа-диапазона и

наблюдается их межполушарная асимметрия, могут показывать более высокую точность обработки информации в ходе выполнения когнитивных тестов.

Принципиально иная функциональная роль отмечена для фоновой тета-активности. В ходе анализа связей параметров тета-активности с процессами внимания было установлено, что исходно высокая спектральная мощность волн тета-диапазона в нижнелобном и средневисочном отведениях левого полушария сопровождалась увеличением числа ошибок при выполнении корректурной пробы. Спектральная мощность тета-волн оказались также положительно связана со среднеквадратичным отклонением объема кратковременной памяти. В тридцати повторениях этого теста испытуемые с высокой выраженностью тета-диапазона показывали менее стабильный результат, то есть не всегда могли правильно воспроизвести строку определенной длины. Данный факт может косвенно указывать на неспособность поддерживать определённый уровень концентрации внимания во время выполнения теста. Эти данные подтверждает гипотезу Л.П. Павловой о том, что утомление быстрее развивается у лиц, функциональное состояние мозговой ткани которых характеризуется низкой возбудимостью и лабильностью, о чем свидетельствует относительно высокая мощность тета-волн на ЭЭГ. Другими авторами показано, что высокая мощность колебаний тета-диапазона на фоновой ЭЭГ, зарегистрированной от фронтальных отведений, характерна для лиц с легкими когнитивными нарушениями [210] и пациентов с синдромом дефицита внимания и гиперактивностью (СДВГ) [2, 38, 95, 144]. Повышение выраженности колебаний тета-диапазона в лобных областях коры также наблюдается при таких патологиях, как абсцессивно-компульсивное расстройство [154] и дизлексия [177]. Все эти состояния могут сопровождаться нарушением функции когнитивного контроля, внимания и трудностями в обучении. По данным литературы СДВГ часто ассоциирован с низким интеллектом, и, вероятно, эти параметры связаны на генетическом уровне [124, 163]. Интересно, что у детей, страдающих СДВГ и дизлексией, тета-активность становилась асимметричной, с большей выраженностью в левом

полушарии [144; 177]. Это согласуется с полученными нами данными о том, что возрастание межполушарной асимметрии мощности колебаний тета-диапазона сопровождается увеличением количества ошибок при обработке информации. Поскольку СДВГ, как правило, связывают с нарушением функционирования префронтальной и цингулярной коры [123, 168], то появление тета-активности в префронтальных и фронтальных отведениях вероятно можно рассматривать как маркер нарушений работы префронтальной коры. С другой стороны, нельзя исключить, что сдвиг электрической активности мозга в сторону более медленных частотных составляющих ЭЭГ может являться потенциальным биомаркером стрессового состояния [185]. Показано, что ЭЭГ пациентов, страдающих хроническими психозами [188] и депрессией [162], также характеризуется возрастанием выраженности тета-активности в лобных отведениях в состоянии спокойного бодрствования.

Таким образом, с позиций отражения исходного функционального состояния мозга альфа- и тета-активность ЭЭГ характеризуют различную степень лабильности и связаны реципрокными отношениями.

В ходе проведенного исследования мы не выделяли отдельные поддиапазоны альфа-активности. Однако на основании данных литературы мы можем предположить, что с активностью тета-диапазона больше связана именно низкочастотная альфа-активность. По данным В. Климеша различные частотные диапазоны альфа-активности имеют различное функциональное значение и, вероятно, различное происхождение. Низкочастотный альфа-диапазон отражает уровень активации и процессы непроизвольного внимания, а высокочастотный альфа-диапазон связан с обработкой поступающей информации [158]. Эта гипотеза подтверждается тем, что испытуемые, показывающие более выраженную связанную с событием редукцию колебаний низкочастотного альфа-диапазона, успешнее справлялись с задачами на скорость реагирования [111], требующими высокого уровня предстимульного внимания. Тета- и низкочастотная альфа-активность могут иметь одинаковые генераторы в

подкорковых структурах. Показано, что высокопороговые всплески в таламусе происходят в широкой полосе частот, охватывающей и альфа- и тета-диапазоны. Было обнаружено, что более сильная активация глутаматных рецепторов ведет к появлению колебаний с альфа-частотой, тогда как уменьшение уровня активации вызывает тета-волны. Следовательно, на уровне таламуса активность в альфа- и тета-диапазонах генерируется одними и теми же структурами мозга. Можно допустить, что повышение глутаматэргической таламической активации *in vivo* соответствует повышению уровня активации (arousal) [38]. Таким образом, более высокая частота колебаний, генерируемых таламусом, способствует более высокой активации и более высокому уровню неспецифического внимания. Это, в свою очередь, проявляется в большей правильности выполнения когнитивных тестов. Напротив, повышение мощности колебаний тета-диапазона говорит о сниженном уровне активации коры мозга, в результате чего испытуемый будет допускать большее число ошибок.

Высокочастотный альфа-диапазон, по данным литературы, больше связан не с тета-, а с низкочастотной бета-активностью. Эта активность может иметь общее корково-подкорковое происхождение и отражать работу нейронной сети, которая обеспечивает готовность к деятельности (tonic attention) и включает в себя таламус, островок и поясную извилину [192]. Данные нашего исследования показали, мощность низкочастотного бета-диапазона (14–20 Гц) положительно коррелируют с результатами теста «Домино». Это согласуется с данными литературы о том, что сдвиг фоновой электрической активности мозга в сторону более медленных колебаний сопровождается снижением продуктивности сложной познавательной деятельности [211].

Кроме того в литературе показано, что у здоровых испытуемых выраженность бета-активности позитивно коррелирует с показателями психомоторной скорости [79, 220]. В связи с этим, мы ожидали, что увеличение выраженности бета-диапазона на фоновой ЭЭГ приведет к снижению времени реакции, поскольку данный тест мы связывали со скоростью восприятия

информации и скоростью моторного ответа на нее. Действительно, в исследованной выборке испытуемых увеличение индекса низкочастотной бета-активности в средневисочных, нижнелобных и центральных отведениях левого полушария сопровождалось снижением времени простой сенсомоторной реакции. Поскольку связи активности бета-диапазона со скоростью реакции двухальтернативного выбора обнаружено не было, то можно предположить, что индекс бета1-диапазона в моторных областях левого полушария связан только с моторным компонентом скорости реакции у правшей, но не со скоростью принятия решения о характере реакции.

4.2 Роль пространственной синхронизации электрической активности для обеспечения когнитивной деятельности

В начале двадцать первого века Маркусом Райхлом [178] была открыта сеть пассивного режима работы мозга (default mode network). Она состоит из билатерально симметричных областей, включающих теменную, префронтальную и лобную кору (рисунок 4.2). Нейроны этой сети демонстрируют бóльшую активность в состоянии спокойного бодрствования и снижают ее во время выполнения индивидом различной деятельности. Показано, что дефолтная система участвует в формировании внутреннего сознания (self-referential thoughts) [161, 186, 187], которое, по-видимому, формирует контекст взаимодействия организма с окружающей средой. Мозг постоянно прогнозирует окружающие события для того, чтобы быть готовым к соответствующей реакции. Поэтому весьма вероятно, что дефолтная система играет важную роль в процессах восприятия и внимания [187], обеспечивая преднастройку мозга к восприятию информации. Установлено, что уровень взаимосвязи между компонентами дефолтной системы коррелирует с эффективностью осуществления управляющего контроля при выполнении тестов на зрительное внимание [212]. Синдром дефицита внимания, напротив, сопровождается

снижением уровня синхронизации нервных центров, входящих в состав сети пассивного режима работы мозга [119, 208]. Ряд авторов полагает, что синхронизация работы нервных центров в составе дефолтной системы осуществляется на частоте альфа-ритма [161]. Недавно было показано, что исходная степень функциональной связанности различных структур мозга демонстрирует межиндивидуальную вариабельность [215] и отчасти определена генетически [132, 135].

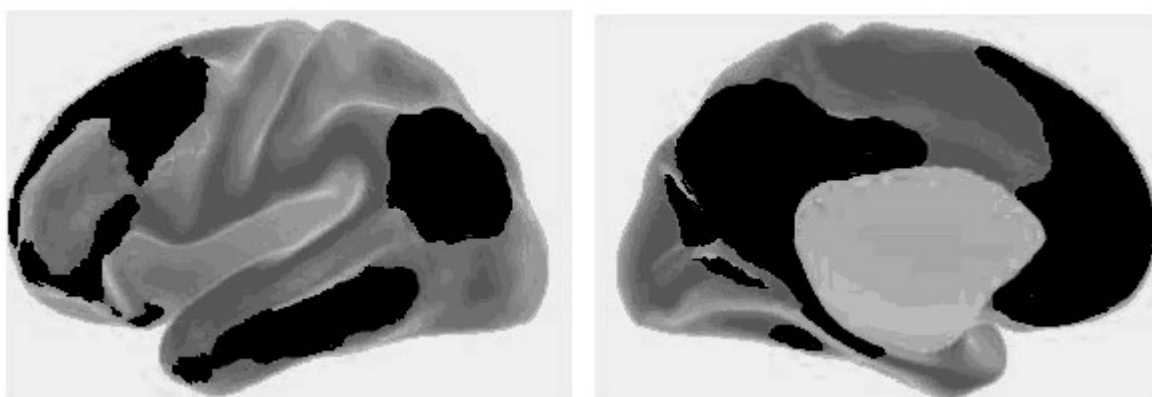


Рисунок 4.2 – Дефолтная система. Области, имеющие отношение к дефолтной системе мозга, выделены черным цветом [Raichle, 2015].

В настоящем исследовании были использованы методы, позволяющие количественно оценить степень взаимодействия корковых полей, потенциально способных к обеспечению какой-либо деятельности. В частности, показана важная роль левого средневисочного отведения в формировании констелляции зон мозга, связанных с обеспечением зрительного внимания. Относительно высокая исходная степень скоррелированности ЭЭГ процесса, зарегистрированного от левого височного отведения с сигналами от других отведений, способствует более точному выполнению корректурной пробы. Можно предположить, что выше отмеченная степень корреляции развивается на фоне хорошо выраженного альфа-ритма, регистрируемого в левом височном отведении в состоянии спокойного бодрствования. Этот феномен должен сопровождаться генерализованным усилением альфа-индекса, в том числе в

областях коры, которые входят в состав дефолтной системы. Вероятно, именно роль альфа-активности в синхронизации биопотенциалов различных регионов объясняет тот факт, что коэффициент правильности демонстрировал связь именно с индексом, а не с мощностью альфа-ритма. Складывается впечатление, что для обеспечения синхронизации биопотенциалов время, в течении которого альфа-активность стабильно присутствует на ЭЭГ, более важно, чем амплитуда альфа-активности, иначе говоря регулярный ритм невысокой амплитуды оказывается более важным фактором для обеспечения условий согласованной работы дистантно разобщенных корковых полей, чем отдельные высокоамплитудные вспышки альфа-активности. Если согласиться с мнением ряда специалистов о роли сети пассивного режима работы мозга в обеспечении преднастройки к последующей когнитивной деятельности, то напрашивается вопрос об особой роли височных областей для выполнения задач, требующих зрительного внимания.

Результаты многих нейрокогнитивных исследований указывают на то, что когнитивные ресурсы для анализа поступающей информации ограничены, поэтому функция внимания состоит в отборе тех зрительных стимулов или их признаков, которые будут подвергнуты сознательной обработке. При этом некоторые характерные черты объекта, например, цвет, форма, ориентация, становятся более значимыми, чем другие. Поэтому в задачах, требующих зрительного внимания, особенно в задачах визуального поиска, очень важную роль играет интеграция восходящих (bottom-up) процессов, связанных с восприятием стимула, и нисходящих процессов (top-down), необходимых для выделения комбинации признаков, на основе которых будет осуществляться зрительный поиск [179]. Восходящие процессы могут быть связаны с функционированием зрительной коры, а нисходящие – с работой префронтальных областей мозга.

Согласно традиционному делению зрительного анализатора, первичный каскад обработки зрительной информации включает оптику глаза и

взаимодействие сетчатки глаза с подкорковыми ядрами и с затылочной корой. Обычно подразумевают работу сетчатки во взаимодействии с наружным коленчатым телом (НКТ) и первичным корковым отделом зрительного анализатора V1, называемым также стриарной корой или цитоархитектоническим полем 17 по Бродману (BA17) [104]. Для того чтобы распознать целостный образ, например букву, воспринятые контуры и текстуры должны быть интегрированы на нейронный, более высокий уровень, чтобы позволить объекту быть представленному в ЦНС как единое целое. Эта интеграция происходит благодаря взаимодействию первичной зрительной коры с другими областями [103]. Поэтому на следующем этапе обработки зрительной информации происходит взаимодействие стриарной коры с престриарной корой BA18 или V2, и с ранее казавшейся морфологам единой цитоархитектонической зоной BA19, функционально очень разрозненной (V3, V4, V5) (рисунок 4.3). Затем в обработку включаются последующие каскады, обеспечивающие взаимодействие затылочной коры с теменной, височной и лобными областями [104]. Именно это обстоятельство позволяет нам с высокой степенью вероятности утверждать, что активность средневисочных областей играет важную роль при выполнении корректурной пробы.

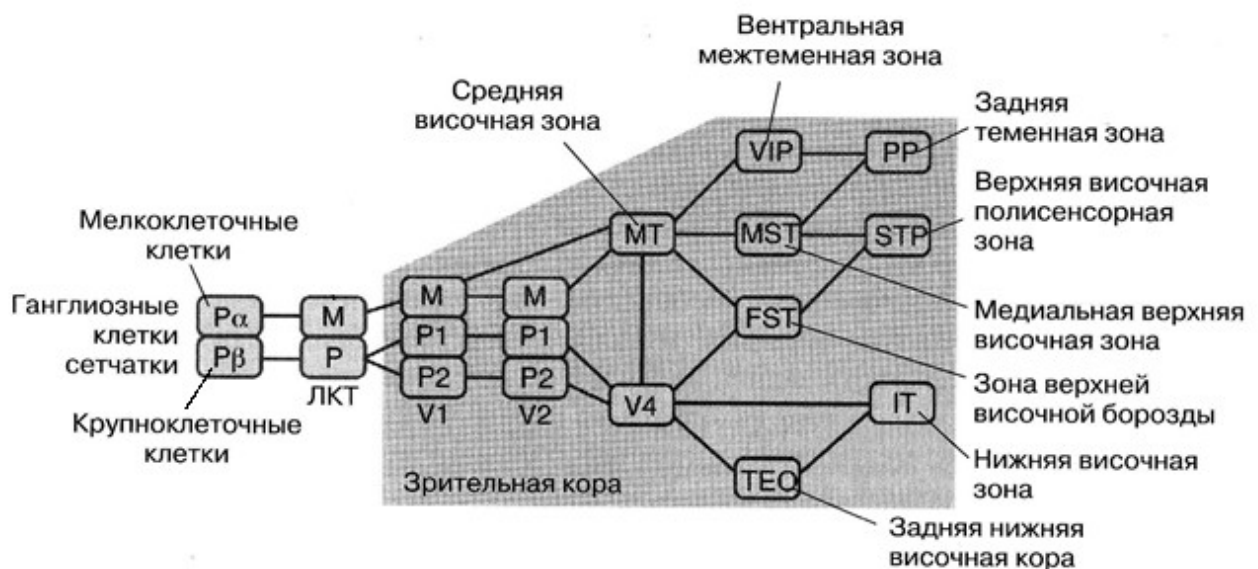


Рисунок 4.3 – Схема, показывающая зрительные поля, вовлеченные в дорзальный и вентральный пути обработки зрительной информации [По Барс, Гейдж, 2003].

Принято считать, что существует два зрительных пути: дорзальный и вентральный. Вентральный зрительный путь начинается от первичного зрительного поля V1, расположенного в затылочной доле, и заканчивается в височной доле, в частности в поле V4 и передней нижневисочной коре (зона IT) (рисунок 4.3). Вентральный зрительный путь обеспечивает возможность опознания зрительного стимула. В височных долях создаются инвариантные представления объектов, позволяющие отличить их от других похожих предметов независимо от размера, освещения, ориентации в пространстве и других характеристик [63]. Нейроны поля V4, расположенного в средневисочной области коры, связаны с обеспечением произвольного внимания, которое позволяет выделить целевой объект из окружения [196]. Показано, что направленное внимание оказывает влияние на сенсорно-специфические области коры. Такое влияние приводит к синхронизации электрической активности зрительных корковых полей с активностью дорзальных и парietальных областей коры, приводит к снижению порога чувствительности и позволяет улучшить качество обработки зрительной информации [181]. Поскольку при выполнении корректурной пробы испытуемый должен был выбирать целевые буквы среди прочих дистракторов, представленных в зрительном поле, можно предполагать особую роль конечных звеньев вентрального зрительного пути в выполнении этого теста, а учитывая вербальный характер стимульного материала – особую роль левой височной области в обеспечении успешности выполнения корректурной пробы. Таким образом, синхронизация височных областей, как конечных звеньев зрительного анализатора, с другими отделами коры должна способствовать более точному выполнению задач на зрительное внимание, что и было показано в настоящем исследовании.

Дорзальный зрительный путь начинается от первичного зрительного поля V1 и идет в направлении зоны МТ (на границе теменной и височной коры) и ассоциативных зон теменной доли мозга. Дорзальный зрительный тракт обеспечивает анализ пространственного расположения объекта в поле зрения, а также контроль движений в направлении цели [63]. Поскольку движения глаз играют важную роль в ходе выполнения задач зрительного поиска, активность зоны МТ также должна сказываться на их результативности. Дорзальный зрительный путь, вероятно, был задействован в ходе выполнения теста «Домино», поскольку от испытуемого требовалось учитывать пространственное расположение и последовательность фишек. Это может объяснять наличие связи между успешностью выполнения этого теста и альфа-индексом фоновой ЭЭГ, зарегистрированной от средне- и задневисочных отведений обоих полушарий. Интересно, что стимульный материал к тесту «Домино» был представлен в невербальном виде. Однако помимо этого важно учитывать, что межполушарная асимметрия электрической активности мозга определяется не только характером стимульного материала, но и уровнем функциональной переработки информации [3]. В данном случае, можно сказать, что логический анализ стимульного материала задействовал также и левое полушарие.

Подводя итог вышесказанному, можно выдвинуть гипотезу о том, что исходный уровень взаимодействия зрительных полей височной коры со структурами префронтальных и теменных зон является важным фактором, участвующим в преднастройке мозга к обработке зрительной информации. Такое взаимодействие может осуществляться на частоте альфа-ритма. Степень согласованности работы височных корковых полей с другими областями коры находит отражение в успешности осуществления когнитивной деятельности, требующей зрительного внимания. Эта гипотеза подтверждается сведениями, полученными другими авторами. Показано, что эффективность выполнения задачи зрительного поиска была выше у тех испытуемых, у которых был выше исходный уровень синхронизации между различными зрительными полями,

включая экстрастриарные области, а также между зрительной корой и префронтальными ассоциативными зонами [112].

Помимо влияния на зрительное внимание, степень согласованности биоэлектрической активности различных корковых полей в фоновом состоянии значимо коррелировала с объемом кратковременной памяти. Исследование выборки здоровых молодых взрослых позволило установить, что чем выше был исходный уровень связи ЭЭГ сигналов, записанных от 16 изученных нами отведений, тем большим объемом кратковременной памяти обладали испытуемые. В недавних исследованиях показано, что синхронизация работы гиппокампа с множеством структур мозга наблюдается как при сохранении информации в памяти [204], так и при ее воспроизведении образов [134]. При этом степень глобальной синхронизации различных нервных центров коррелирует с правильностью воспроизведения информации. Вероятно, исходно высокий уровень согласованности работы различных корковых полей позволяет облегчить синхронизацию нервных центров в ходе запоминания и воспроизведения информации. Поэтому, что исходная степень согласованности работы различных структур мозга в некоторой степени может отражать потенциальные возможности работы аппарата памяти.

Подводя итог вышесказанному, можно заключить, уровень синхронизации фоновой электрической активности различных корковых полей в ряде случаев может коррелировать с эффективностью когнитивной деятельности.

4.3 Функциональная роль сложности сигнала ЭЭГ

Применение методов нелинейной динамики для анализа ЭЭГ позволяет на основе эволюции сигнала получить некоторое представление о свойствах системы нейронов, генерирующей электрическую активность мозга, например, о сложности и степени хаотичности анализируемой системы. Одним из подходов к количественной оценке сложности является расчет корреляционной размерности

восстановленного аттрактора сигнала. Показано, что размерность аттрактора не превышает количество переменных в уравнениях, описывающих систему, следовательно, она в какой-то мере характеризует стохастичность процесса: чем меньше размерность, тем более детерминированным является процесс [59]. Ряд современных исследований демонстрирует, что при помощи корреляционной размерности восстановленного аттрактора ЭЭГ можно судить, насколько генерализованно протекают процессы в головном мозге или насколько вариативна его деятельность [28, 73, 118, 153]. Важно принять во внимание сведения о том, что величина размерности аттрактора ЭЭГ возрастает по мере увеличения количества периодических компонентов сигнала [167]. Можно сказать, что корреляционная размерность косвенно характеризует количество периодических составляющих электроэнцефалограммы. Поэтому применение этого метода представляет интерес относительно проверки гипотезы А.Н. Лебедева о волновом представлении информации в мозге.

А.Н. Лебедев основывался на представлении о том, что психические процессы реализуются за счет функционирования нейронных ансамблей. Каждый из этих ансамблей периодически активируется и генерирует залп импульсов, длительность одного такого залпа примерно равна 100 мс. Оказалось, что между волнами импульсной активности нейронов и волнами вызванных потенциалов мозга имеется достаточно сильная связь. Поэтому автор предположил, что все воспринимаемые образы кодируются комбинациями когерентных волн периодической нейронной активности [45]. Элементарный образ соответствует единичному волновому пакету – взаимосвязанной, циклически повторяющейся деятельности клеток одного нейронного ансамбля. Если разность фаз двух волн меньше некоторой величины, называемой константой Ливанова ($R=0.1$), то они объединяются, что может указывать на синхронизацию работы нейронных ансамблей, порождающих эту периодическую активность. Константа Ливанова отражает длительность периода рефрактерности нейронов. Вторая константа, введенная Лебедевым, – константа

Бергера ($F=10$ Гц) – отражает период альфа-ритма. Оба этих параметра могут индивидуально варьировать. По мнению автора, на основе периода волны, константы Бергера, и критической разности фаз, константы Ливанова, можно оценить степень разнообразия волн, порождаемых нейронным ансамблем, т.е. его информационную емкость. Информационная ёмкость одного нейронного ансамбля характеризует объем кратковременной памяти индивида [46]. Наряду с оценкой объема памяти предложенная теория также объясняет зависимость между спектральными характеристиками ЭЭГ человека и скоростью принятия решений, а также скоростью опознания образов [47, 48]. Результаты работ А.Н. Лебедева были положены в основу разработки нейросетевых моделей, способных удерживать информацию за счет разнообразия автоколебательных режимов [33].

В настоящем исследовании был использован метод расчета корреляционной размерности ЭЭГ, который позволяет косвенно оценить разнообразие периодических компонентов сигнала. Результаты работы показали существование достоверной статистической связи между величиной корреляционной размерности и оценками внимания и памяти. Количество букв, проанализированных за время выполнения корректурной пробы, а также коэффициент продуктивности выполнения этого теста, оказались положительно связаны с величиной корреляционной размерности ЭЭГ, зарегистрированной от правых затылочных и теменных областей. Поскольку количество проанализированных букв характеризует объем информации, обработанной в ходе выполнения корректурной пробы, то можно считать, что эта величина непосредственно зависит от объема внимания испытуемого. Корреляционная размерность ЭЭГ, записанной от левого префронтального отведения, положительно коррелировала с объемом кратковременной памяти обследуемых взрослых. Таким образом, полученные данные указывают на то, что в исследуемой выборке повышение корреляционной размерности сопровождалось увеличением оценок объема внимания и кратковременной памяти. Вероятно,

разнообразии волновых паттернов фоновой ЭЭГ, оцениваемое по величине корреляционной размерности, в некоторой степени может отражать объем внимания и кратковременной памяти. Эти данные согласуются с представлениями А.Н. Лебедева о кодировании информации пачками когерентных волн нейрональной активности и могут рассматриваться как аргумент в поддержку гипотезы о том, что возрастание количества периодических компонентов суммарной биоэлектрической активности мозга способствует повышению информационной ёмкости нервной системы. Кроме того, результаты нашего исследования созвучны с принципом достаточного разнообразия, описанного в работах В.Н. Кироя, определяющим, что условием нормальной работы функциональных систем мозга является достаточное разнообразие временных паттернов активности составляющих их элементов [32].

Если предположить, что величина корреляционной размерности является одним из показателей информационной емкости мозга, то таким образом может быть объяснена положительная связь корреляционной размерности с результатами теста общих способностей «Домино». Примечательно, что с успешностью прохождения теста «Домино» была ассоциирована корреляционная размерность ЭЭГ, зарегистрированной от префронтальных и нижнелобных отведений. Этот факт согласуется с данными литературы о роли префронтальной коры в обеспечении интеллектуальной деятельности [138]. Было показано, что сложность организации ритмики в лобных областях является одним из предикторов высокого интеллекта [206]. Анализ результатов расчета корреляционной ЭЭГ размерности другими авторами показал, что эта величина снижается при нейродегенеративных заболеваниях [199, 216]. В то же время, корреляционная размерность положительно связана с оценками интеллекта у таких больных [147]. В частности, результаты теста «Прогрессивные матрицы Равена», схожего с тестом «Домино» который мы использовали, положительно соотносились с корреляционной размерностью ЭЭГ в отведении F3.

Исследования связи фрактальной размерности с IQ на выборке здоровых людей практически отсутствуют. Известная нам работа [166] показала, что испытуемые, обладающие высоким интеллектом, имели достоверно большую размерность аттрактора фоновой ЭЭГ, чем испытуемые с низким интеллектом. Следует учесть, что величина корреляционной размерности может иметь не одинаковую степень связи с разными видами деятельности. Так, И.Е. Кануников отмечает [27], что испытуемые, имеющие высокую корреляционную размерность, лучше справлялись с невербальной задачей (кубики Коса), но при этом хуже выполняли вербальное задание (чтение бессмысленного текста).

Таким образом, на основании вышеописанных данных складывается впечатление, что с помощью оценки корреляционной размерности ЭЭГ можно подойти к анализу тех закономерностей функционирования головного мозга, которые могут лежать в основе развития общих способностей.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Проведенное исследование продемонстрировало, что индивидуальные особенности пространственно-временной организации фоновой электроэнцефалограммы находят отражения в успешности осуществления когнитивной деятельности здоровыми молодыми взрослыми. Точность выполнения теста зрительного внимания «корректирующая проба Б.Бурдона» была связана с выраженностью колебаний в альфа- и тета-диапазонах частот в левых средневисочных и нижнелобных отведениях фоновой ЭЭГ. Мы предполагаем, что эти частотные составляющие могут отражать исходный уровень возбудимости и лабильности ЦНС, и как следствие, ее готовность к восприятию и обработке информации. Наибольшая точность выполнения корректирующей пробы достигалась на высоком альфа-индексе и низкой мощности колебаний тета-диапазона ЭЭГ. Другим фактором, связанным с точностью выполнения теста зрительного внимания, был исходный уровень синхронизации электрической активности левой средневисочной области с активностью других церебральных структур: чем выше была синхронизация, тем меньше ошибок допускали испытуемые во время когнитивной деятельности. Мы предполагаем, что исходно высокий уровень согласованности электрической активности облегчает последующее взаимодействие зрительных областей, задействованных в высокоуровневом анализе зрительных стимулов. При этом электрическая активность альфа-диапазона, вероятно, играет важную роль в системном взаимодействии дистантно разобщенных корковых полей.

Объем внимания и объем кратковременной памяти демонстрировали связь с величиной корреляционной размерности фоновой ЭЭГ. Увеличение объема памяти и внимания сопровождалось увеличением величины корреляционной размерности в исследованной выборке студентов. Корреляционная размерность количественно характеризует сложность временной динамики сигнала ЭЭГ и

может отражать исходное количество генераторов электрической активности мозга. Вероятно, увеличение количества таких независимых процессов находит определенное отражение в способности нервной системы удерживать информацию.

Нами также была изучена связь индивидуальных особенностей фоновой ЭЭГ с успешностью выполнения теста общих способностей «Домино». Результаты теста «Домино» положительно коррелировали с точностью выполнения задачи на зрительное внимание и с объемами внимания и кратковременной памяти. Выявлено, что успешность выполнения теста повышается «Домино» при возрастании индекса альфа-ритма в средневисочных отведениях и при увеличении корреляционной размерности фоновой ЭЭГ. Таким образом, нами впервые продемонстрировано, что связь общих познавательных способностей с объемом кратковременной памяти и особенностями произвольного внимания можно проследить на нейрофизиологическом уровне.

Понимание роли электрической активности мозга в когнитивных процессах важно как для решения теоретических вопросов, связанных с поиском объективных критериев познавательной деятельности, так и для решения практических задач, касающихся профессионального отбора и обучения специалистов определенных областей деятельности, а также для формирования индивидуального подхода к обучению и др. При этом регистрация показателей биоэлектрической активности мозга не умаляет классические психометрические методы диагностики, а лишь дополняет их в смысле получения объективных оценок. Однако представляется мало вероятным, что между уровнем развития когнитивных способностей и электрофизиологическими характеристиками мозга существуют линейные связи. Зависимости между ними, скорее всего не линейные, и другая не менее сложная задача состоит в разработке методов оценки и исследования этих зависимостей.

ВЫВОДЫ

Настоящее исследование позволило установить связь между индивидуальными особенностями фоновой электрической активности головного мозга здоровых молодых взрослых испытуемых и успешностью реализации когнитивной деятельности:

1. Успешность выполнения теста общих способностей «Домино» здоровыми молодыми взрослыми положительно связана с оценками правильности и продуктивности выполнения теста особенностей зрительного внимания «Корректирующая проба Б.Бурдона», а также объемом кратковременной памяти.

2. Правильность выполнения теста «Корректирующая проба Б.Бурдона» обнаруживает достоверную положительную корреляцию с величиной альфа-индекса фоновой ЭЭГ, зарегистрированной в левом средневисочном отведении и отрицательную корреляцию с величиной спектральной мощности ЭЭГ в тета-диапазоне, зарегистрированной от левой средневисочной области.

3. Успешность выполнения теста общих способностей «Домино» коррелирует с альфа-индексом ЭЭГ в средневисочных областях и спектральной мощностью фоновой электрической активности в диапазоне 8-20 Гц в центральных, теменных и височных областях коры головного мозга.

4. Увеличение уровня согласованности фоновой электрической активности, зарегистрированной от левой средневисочной области с электрической активностью других корковых полей сопровождается статистически достоверным увеличением точности выполнения теста особенностей зрительного внимания «Корректирующая проба Б.Бурдона» в выборке здоровых молодых взрослых. Степень согласованности фоновой электрической активности всех исследованных корковых областей положительно коррелирует с объемом кратковременной памяти испытуемых.

5. Объем информации, обработанный в ходе выполнения теста «Корректирующая проба Б.Бурдона», обнаруживает достоверную положительную связь с корреляционной размерностью ЭЭГ в правых теменных и затылочных отведениях. Величина корреляционной размерности ЭЭГ, зарегистрированной от левой префронтальной области коры, положительно коррелирует с оценками объема кратковременной памяти и успешностью прохождения теста общих способностей «Домино».

6. Предложена гипотеза о роли фоновой ЭЭГ альфа-диапазона в обеспечении условий, содействующих системному взаимодействию височной коры с другими церебральными структурами, как важного фактора, участвующего в преднастройке мозга к когнитивной деятельности, требующей анализа зрительной информации.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Адронникова, Е.А. Методы исследования восприятия, внимания и памяти: руководство для практических психологов / Е. А. Адронникова, Е. В. Заика. – Харьков, 2011 – 161 с. – ISBN 978-966-2411-02-7.
2. Айдаркин, Е.К. Исследование особенностей альфа и тета активности у детей с синдромом дефицита внимания и гиперактивности на разных уровнях бодрствования / Е.К.Айдаркин, О.В.Пустовая, Л.Н.Иваницкая // Валеология. – 2013. – N 2. – С.85-92.
3. Айдаркин, Е.К. Нейрофизиологические корреляты решения вербальных и невербальных задач / Е.К.Айдаркин, О.Л.Кундупьян, Ю.Л.Кундупьян // Валеология. – 2012. – N 3. – С.106-118.
4. Айзенк, Г.Ю. Понятие и определение интеллекта / Г.Ю. Айзенк // Вопросы Психологии. – 1995. – N 1. – С. 111-131.
5. Александров, А.А. Психогенетика. – СПб.: Питер, 2010. – 192 с.
6. Базанова, О.М. Индивидуальные показатели альфа-активности электроэнцефалограммы и невербальная креативность / О.М.Базанова, Л.И.Афтанас // Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова. – 2007. – Т. 93, N 1. – С. 14-26.
7. Базанова, О.М. Индивидуальные характеристики альфа-активности и сенсомоторная интеграция: автореф. дис. ... д-ра биол. наук: 19.00.02 / Базанова Ольга Михайловна. – Новосибирск, 2009. – 39 с.
8. Базанова, О.М. Современная интерпретация альфа-активности электроэнцефалограммы / О.М.Базанова // Успехи физиологических наук. – 2009. – Т. 40, N 3. – С. 32-53.
9. Барвинок, А.И., Рожков В.П. Особенности межцентральной координации корковых электрических процессов при умственной деятельности / А.И.Барвинок, В.П.Рожков // Физиология человека. – 1992. – Т. 18, N 3. – С. 5-16.

10. Белов, Д.Р. Латеральное торможение в нейрональных сетях и форма волн альфа-ритма / Д.Р. Белов, О.В.Гетманенко, С.Ф.Колодяжный, И.Е. Кануников // Российский физиологический журнал им. И. М. Сеченова. – 2008. – Т. 94, N 2. – С. 152 -162.
11. Бехтерева, Н. П. Нейрофизиологические аспекты психической деятельности человека. – Л.: Медицина, 1971. – 120с.
12. Бобровников, Л.З. Электроника: учебник для вузов / Л.З.Бобровников. – 5-е издание, перераб. и доп. – СПб.: Питер, 2004. – 560 с.
13. Богданов, Л.Ю. Оценка эффективности бинарных классификаторов на основе логистической регрессии методом ROC-анализа / Л.Ю. Богданов // Вестник саратовского государственного технического университета. – 2010. – Т. 50, N 2. – С. 92-97.
14. Богомолов, А.В. Технология ROC-анализа качества диагностических медико-биологических исследований / Богомолов А.В., Кукушкин Ю.А. // VII международная научная конференция «Системный анализ в медицине», 24-25 сентября 2013 г.: материалы конференции под общ. ред. В.П.Колосова. – Благовещенск, 2013 – С. 7-11.
15. Большой психологический словарь / под ред. Б.Г.Мещерякова, В.П.Зинченко. – СПб.: прайм-ЕВРОЗНАК, 2003. – 672 с.
16. Бросалин, А.В. Особенности корреляционной размерности электроэнцефалограммы (ЭЭГ) человека / А.В.Бросалин, В.Л.Сахаров, А.С.Черепанцев // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 1999. – Т. 14, N 4. – С. 113-118.
17. Бурлачук, Л.Ф. Психодиагностика: учебник для вузов // Л.Ф.Бурлачук. – 2-е изд. – СПб.: Питер, 2011. – 384 с.
18. Воробьева, Е.В. Интеллект и мотивация достижения: психофизиологические и психогенетические предикторы: автореф. дис. ... д-ра психол. наук: 19.00.02 / Воробьева Елена Викторовна. – Ростов-на-Дону, 2007 – 47 с.

19. Вохник, О.М. Моделирование и обработка стохастических сигналов и структур / О.М.Вохник, А.М.Зотов, П.В.Короленко, Ю.В.Рыжикова. – М.: МГУ, 2013. –125 с.
20. Гамбурцев, А.Г. Общие и особенные черты динамики процессов в природе и обществе / А.Г.Гамбурцев, А.М.Тарко // Пространство и Время. – 2012. – N 2. – С. 53-64.
21. Гнездицкий, В.В. Обратная задача ЭЭГ и клиническая электроэнцефалография / В.В.Гнездицкий. – М.: МЕДпресс-информ, 2004. – 648 с.
22. Григорьев, С.Г. Роль и место логистической регрессии и ROC-анализа в решении медицинских диагностических задач / С.Г.Григорьев, Ю.В.Лобзин, Н.В.Скрипченко // Журнал инфектологии. – 2016. – Т. 8, N 4. – С 36-45.
23. Давыдов, А.В. Сигналы и линейные системы: Тематические лекции / А.В. Давыдов. – Екатеринбург: УГГУ, ИГиГ, кафедра геоинформатики. Фонд электронных документов, 2005. – 262 с.
24. Дружинин, В.Н. Психология общих способностей / В.Н.Дружинин. – 3-е издание. – СПб.: Питер, 2008. – 368 с.
25. Ермолаева, И.О. Нелинейные характеристики электроэнцефалограмм в норме и при некоторых неврологических патологиях / И.О.Ермолаева, В.П.Омельченко // Известия Южного федерального университета. Технические науки. – 2012. – Т. 134, N 9. – С. 93-98.
26. Жирмунская, Е.А. Системы описания и классификации электроэнцефалограмм человека / Е.А.Жирмунская, В.С.Лосев. – М.:Наука, 1984. – 80 с.
27. Кануников, И.Е. Отражение в ЭЭГ человека типа и успешности когнитивной деятельности: применение нелинейных методов в психологии / И.Е.Кануников, Е.В.Антонова // Российский физиологический журнал им. И.М. Сеченова. – 2000. – N 8. – С. 953-960.

28. Канунников, И.Е. Сложные системы: новый диалог исследователя с мозгом / И.Е.Канунников, Ю.А.Куперин, Л.А.Дмитриева // Известные и неизвестные открытия XX века. Сборник статей. – СПб: Издательство Санкт-Петербургского государственного университета, 2016. – С. 163-187.
29. Канунников, И.Е. Психофизиология и теория сложных систем / И.Е.Канунников // Всероссийская научно-методическая конференция “Междисциплинарность в науке и образовании”, 11-13 октября 2001 г.: тезисы докладов: СПб – 2001. – X.
30. Каплан, А.Я. Функциональная изменчивость автокорреляционной структуры ЭЭГ / А.Я.Каплан, Дж.Г.Бьен, С.Ф.Тимашев [и др.] // Журнал высшей нервной деятельности. – 2006. – Т. 56, N 3. – С. 389-392.
31. Каратыгин, Н.А. Электрофизиологические корреляты различной результативности интеллектуальной деятельности: дис. ... канд. биол. наук / Каратыгин Николай Алексеевич. – М., 2015. – 137 с.
32. Кирой, В.Н. Функциональное состояние мозга человека в динамике интеллектуальной деятельности: автореф. дис. д-ра биол. наук / Кирой Валерий Николаевич. – Ленинград, 1990.
33. Кащенко, С.А. Модели волновой памяти / С.А.Кащенко, В.В.Майоров. – М.: Книжный дом «ЛИБРОКОМ», 2013. – 288с.
34. Клиническая электроэнцефалография / под ред. чл.-кор. АМН СССР В.С.Русинова. – М.: Медицина, 1973. – 340 с.
35. Койчубеков, Б.К. Особенности нелинейной динамики ЭЭГ в различных возрастных группах / Б.К.Койчубеков, М.А.Сорокина, В.И.Пашев // Международный журнал экспериментального образования. – 2013. – N 4. – С. 68-72.
36. Коробейникова, И.И. Параметры сенсомоторных реакций, психофизиологические характеристики успеваемости и показатели ЭЭГ человека / И.И.Коробейникова // Психологический журнал. – 2000. – Т. 21, N 3. – С. 132-136.

37. Корсакова, Е.А. Комплексное применение спектрально-корреляционного анализа электроэнцефалограмм в определении локализации очагов патологической активности головного мозга. / Е.А.Корсакова, А.В.Мясников, В.Б.Слезин, Э.П.Тихонов // Вестник новых медицинских технологий. – 2003. – N 1. – С.81-83.
38. Кропотов, Ю.Д. Количественная ЭЭГ, когнитивные вызванные потенциалы мозга человека и нейротерапия: перевод с англ. под ред. В.А.Понамарева. / Ю.Д.Кропотов. – Донецк: Издатель Заславский А.Ю., 2010. – 512с.
39. Кузнецов, И.П. Показатели корреляционной размерности ЭЭГ, связанные с полом и уровнем продуктивности выполнения творческих заданий / И.П.Кузнецов, Н.А.Козачук, С.Е.Швайко, Л.А.Шварц // XVI Международная конференция по нейрокибернетике, 24-28 сентября 2012: материалы конф. / отв. ред. В.Н. Кирой. – Ростов-на-Дону: ЮФУ, 2012. – Т. 1.– С. 373-374.
40. Кулаичев, А.П. Об информативности когерентного анализа в исследованиях ЭЭГ / А.П.Кулаичев // Журнал высшей нервной деятельности. – 2009. – Т. 59, N 6. – С. 766-775.
41. Кулаичев, А.П.. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика / А.П.Кулаичев. – 4-е издю, перераб. и доп. – М.: ИНФРА-М, 2007. – 640 с.
42. Курганский, А.В. Количественные меры кортико-кортикального взаимодействия: современное состояние / А.В.Курганский // Физиология человека. – 2013. – Т. 39, N 4. – С. 112-122.
43. Курганский, А.В. Некоторые вопросы исследования корково-корковых функциональных связей с помощью векторной авторегрессионной модели многоканальной ЭЭГ / А.В.Курганский // Журнал высшей нервной деятельности. – 2010. – Т. 60, N 5. – С. 630-649.
44. Лебедев, А.Н. Когнитивная психофизиология на рубеже столетий / А.Н. Лебедев // Психологический журнал. –2002. – Т. 23, N 1. – С. 85-93.

45. Лебедев, А.Н. Кодирование информации в памяти когерентными волнами нейронной активности / А.Н. Лебедев // Психофизиологические закономерности восприятия и памяти. – М.: Наука, 1985. – С. 6-29.
46. Лебедев, А.Н. Нейронный код / А.Н. Лебедев // Психология. – 2004. – N 3. – С. 18-36.
47. Лебедев, А.Н. Нейрофизиологические детерминанты элементарных психических процессов / А.Н.Лебедев, А.В.Пасынкова, И.Ю.Мышкин [и др.] // Нейрофизиологические детерминанты процессов переработки информации человеком. – М.: Институт психологии АН СССР, 1987. – С. 8-33.
48. Лебедев, А.Н. Оценка психологических параметров личности по электроэнцефалограмме / А.Н.Лебедев, И.Ю.Мышкин, Б.Г.Бовин // Психологический журнал. – 2002. – Т. 23, N 3. – С. 96-104.
49. Ливанов, М.Н. Пространственная организация процессов головного мозга – М.: Наука,1972. – 181 с.
50. Ляксо, Е.Е. Психофизиология: учебник для студ. учреждений высш. проф. Образования / Е.Е.Ляксо, А.Д.Ноздрачев. – М.: Издательский центр «Академия», 2012. – 336 с.
51. Майнцер, К. Вызовы сложности в XX веке. Междисциплинарное введение: перевод Е.Н. Князева / К.Майнцер // Вопросы философии. – 2010. – N 10. – С.84-98.
52. Майоров, В.В. Моделирование и исследование роли периодических процессов в механизмах памяти: дис. ... д-ра физ.-мат. наук: 05.13.16 / Майоров Вячеслава Владимирович. – М., 1995
53. Марютина, Т.М. Промежуточные фенотипы интеллекта в контексте генетической психофизиологии / Т.М.Марютина // Психология. Журнал Высшей школы экономики. – 2007. – Т. 4, N 2. – С. 22-47.
54. Марютина, Т.М. Психофизиология [Электронный ресурс]: электронный учебник / Т.М.Марютина, И.М.Кондаков. – М.: МГППУ, 2005. – электрон. опт. диск (CD-ROM).

55. Мастицкий, С.Э. Методическое пособие по использованию программы STATISTICA при обработке данных биологических исследований / С.Э.Мастицкий. – Минск: РУП «Институт рыбного хозяйства», 2009. – 76 с.
56. Мачинская, Р.И. Нейрофизиологические механизмы произвольного внимания (аналитический обзор) / Р.И.Мачинская // Журнал высшей нервной деятельности. – 2003. – Т. 53, N 2. – С. 133-150.
57. Меклер, А.А. Вычисление корреляционной размерности восстановленного аттрактора ЭЭГ при работе с большими объемами экспериментальных данных / А.А.Меклер // X Санкт-Петербургская международная конференция «Региональная информатика – 2006», 24-26 октября 2006 г.: материалы конф. / отв. ред. В.В.Касаткин. – СПб.: СПОИСУ, 2006. – С. 242.
58. Меклер, А.А. Особенности мозгового системогенеза при эмоциональном развитии детей различных возрастов / А.А.Меклер, Е.В.Вишневецкая // Международная конференция «Физиология развития человека», 22-24 июня 2009 г.: материалы конф. – М.: Вердана, 2009. – С. 71-72.
59. Меклер, А.А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ // Актуальные проблемы современной математики: ученые записки: сб. науч. ст. / под ред. проф. Е.В.Калашникова – СПб.: изд. ЛГУ им. А.С. Пушкина, 2004. – Т. 13, Вып. 2. – С. 112-140.
60. Меклер, А.А. Применение аппарата нелинейного анализа динамических систем для обработки сигналов ЭЭГ // Вестник новых медицинских технологий. – 2007. – Т. 14, N 1. – С. 73-77.
61. Мельникова, Т.С. Обзор использования когерентного анализа ЭЭГ в психиатрии / Т.С.Мельникова, И.А.Лапин, В.В.Саркисян // Социальная и клиническая психиатрия. – 2009. – Т. 19, N 1. – С. 90-94.
62. Мешкова, Т.А. Наследственная обусловленность некоторых параметров электроэнцефалограммы покоя человека / Т.А.Мешкова // Проблемы генетической психофизиологии. – М.: Наука, 1978. – С. 48-71.

63. Мозг, познание, разум: введение в когнитивные нейронауки: в 2 ч. Ч. 1 / под ред. Б. Баарса, Н. Гейдж; пер. с англ. под ред. проф. В. В. Шульговского. – М.: БИНОМ. Лаборатория знаний, 2014. – 541 с.
64. Мышкин, И.Ю. Связь уровня интеллекта со спектральными характеристиками ЭЭГ / И.Ю.Мышкин, Е.П.Станкова // Научные труды V съезда физиологов СНГ, Сочи-Дагомыс, Россия, 8-12 октября 2016 г. – 2016. – С.170.
65. Мышкин, И.Ю. Функциональная роль сложности биологических процессов / И.Ю.Мышкин, Е.П.Станкова // Материалы научной конференции с международным участием, посвященной 70-летию Ярославской государственной медицинской академии "Современные проблемы нейробиологии", 31 октября - 1 ноября 2014 г. – 2014. – С.34-35.
66. Мышкин, И.Ю. Нейрофизиологические предикторы объема кратковременной памяти человека / И.Ю.Мышкин, О.С.Бороздина // Вестник ЯрГУ. Серия Гуманитарные науки. – 2012. – Т. 20, N 2. – С. 151-155.
67. Мышкин, И.Ю. Корреляционная размерность ЭЭГ и ее связь с объемом кратковременной памяти / И.Ю.Мышкин, В.В. Майоров. // Психологический журнал. – 1993. – Т. 14, N 2. – С. 62-75.
68. Мышкин, И.Ю. Психофизиологические аспекты исследования интеллекта / И.Ю.Мышкин // Вестник ЯрГУ. Серия Гуманитарные науки. – 2012. – Т. 20, N 2. – С. 143-147.
69. Мышкин, И.Ю. Роль периодических электрических процессов мозга в механизме кратковременной памяти: автореф. дис. д-ра биол. наук / Мышкин Иван Юрьевич. – СПб, 1993.
70. Наследов, А.Д. Математические методы психологического исследования. Анализ и интерпретация данных / А.Д. Наследов А.Д.. – СПб.: Речь, 2004. – 388 с.
71. Николаева, Д.А. Применение метода оценки корреляционной размерности для анализа ЭЭГ человека с заболеванием эпилепсия [электронный ресурс] / Д.А.Николаева // Дифференциальные уравнения и процессы управления. – 2009.

- N. 2. - Режим доступа: <http://www.math.spbu.ru/diffjournal/pdf/darina.pdf> (дата обращения 17.11.2016).
72. Новикова, С.И. Ритмы ЭЭГ и когнитивные процессы / С.И. Новикова // Современная зарубежная психология. – 2015. – Т. 4, N 1. – С. 91-108.
73. Омельченко, В.П. Нелинейный анализ ритмических составляющих электроэнцефалограммы человека в норме / В.П.Омельченко, И.О.Михальчич // Известия ЮФУ. Технические науки. – 2014. – Т. 159, N 10. – С. 52-59.
74. Основы общей психологии / под ред. С.Л.Рубинштейна. – 2-е изд. – СПб.: Питер, 2002 – 720 с.
75. Павлов, А.Н. Методы анализа сложных сигналов: учеб. пособие для студ. физ. фак. / А.Н. Павлов. – Саратов: Научная книга, 2008. – 120 с.
76. Павлова, Л.П. Доминанты деятельного мозга человека. Системный психофизиологический подход к анализу ЭЭГ / Л.П. Павлова. – СПб.: Информ-Навигатор, 2017. – 432 с.
77. Паклин, Н.Б. Логистическая регрессия и ROC-анализ – математический аппарат [электронный ресурс] / Н.Б.Паклин // BaseGroup Labs «Технологии анализа данных». – 2006. – Режим доступа: <http://www.basegroup.ru/library/analysis/regression/logistic/> (Дата обращения 17.11.2016)
78. Пирадов, М.А. Возможности современных методов нейровизуализации в изучении спонтанной активности головного мозга в состоянии покоя / М.А.Пирадов, Н.А.Супонева, Ю.А. Селиверстов и др. // Неврологический журнал. – 2016. – N 1. – С.4-12.
79. Полунина, А.Г. Показатели ЭЭГ при оценке когнитивных функций / А.Г.Полунина // Журнал неврологии и психиатрии. – 2012. – N 7. – С.62-70.
80. Программа для анализа когнитивных способностей / Е.П.Станкова, О.А.Дунаева, И.Ю.Мышкин, М.А.Крылов / Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ N 2015660908. – 2015.

81. Сахаров, В.Л. Методы математической обработки электроэнцефалограмм: учеб. пособ. / В.Л.Сахаров, А.С.Андреев. – Таганрог: «Антон», 2000. – 44 с.
82. Семенова, Н.Ю., Захаров В.С. Анализ корреляционной размерности данных ЭЭГ при эпилепсии у детей / Н.Ю.Семенова, В.С.Захаров // Нелинейный мир. – 2010. – Т. 8, N 3. – С. 180-188.
83. Словарь-справочник по психодиагностике / под ред. Л.Ф.Бурлачук. – СПб.: Питер, 2008. – 688 с.
84. Станкова, Е.П. О связи индивидуальных характеристик ЭЭГ с уровнем интеллекта / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // Вестник Московского университета. Серия 16. Биология. 2016. № 4. С.83-88.
85. Станкова, Е.П. Влияние индивидуальных характеристик ЭЭГ и психофизиологических особенностей на время реакции / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // Современные проблемы науки и образования: электрон. научн. журн. – 2014. – №1. – URL: <http://www.science-education.ru/ru/article/view?id=12242> (дата обращения: 06.12.2016)
86. Станкова, Е.П. Время реакции и индивидуальные параметры ЭЭГ / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // Научные труды IV съезда физиологов СНГ, Сочи-Дагомыс, Россия, 8-12 октября 2014 г. – 2014. – С.77.
87. Станкова, Е.П. Индивидуальные особенности электроэнцефалограммы и объем кратковременной памяти / Е.П.Станкова // Современные проблемы нейробиологии. Структура и функции нервной системы в норме и патологии. Материалы II Всероссийской научной конференции с международным участием, Ярославль, Россия, 12-14 мая 2016г. – Ярославль: ГБОУ ВПО ЯГМУ Минздрава России, 2016. – С.54-55.
88. Станкова, Е.П. Использование психофизиологических параметров для оценки эффективности деятельности / Е.П.Станкова // Актуальные проблемы современной науки: труды 14 международной конференции «Актуальные проблемы современной науки». Естественные науки Ч.5 Биологические науки, Самара, изд. СГОА(Н), СамГТУ. – 2013. – С.501.

89. Станкова, Е.П. Исследование когнитивных функций учащихся с помощью электроэнцефалограммы / Е.П.Станкова // XXII съезд Физиологического общества имени И.П. Павлова: Тезисы докладов. - Волгоград: Изд-во ВолгГМУ. – 2013. – С.9-14.
90. Станкова, Е.П. Модель объема кратковременной памяти на основе нейрофизиологических предикторов / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2016. – N 5. – С. 34-36.
91. Станкова, Е.П. Модель уровня интеллекта на основе индивидуальных характеристик фоновой электроэнцефалограммы / Е.П.Станкова // Пятнадцатое Всероссийское Собрание с международным участием и восьмая Школа по эволюционной физиологии. Сборник материалов. Санкт-Петербург, 17–22 октября 2016 г. — СПб.: ВВМ, 2016. – С.232.
92. Станкова, Е.П. Связь индивидуальных особенностей фоновой ЭЭГ с уровнем невербального интеллекта / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // тезисы XII международного междисциплинарного конгресса "Нейронаука для медицины и психологии", Судак, Россия, 1-12 июня 2016 г. – С.379-380.
93. Станкова, Е.П. Тестирование скорости реакции для прогноза успешности деятельности учащихся / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // Ярославский педагогический вестник. – 2014. – Т. 2, N 1. – С. 84-88.
94. Станкова, Е.П. ЭЭГ и объем кратковременной памяти / Е.П.Станкова, И.Ю.Мышкин // тезисы X международного междисциплинарного конгресса "Нейронаука для медицины и психологии". – 2014. – С.315-316.
95. Сугрובה, Г.А. Особенности регуляторных и информационных компонентов познавательной деятельности у детей 7-8 лет с признаками СДВГ / Г.А.Сугрובה, О.А.Семенова, Р.И.Мачинская // Экология человека. – 2010. – N 11. – С. 19-27.
96. Тест «Домино»: методика / в адаптации И.Г.Сенина, В.И.Чиркова. – Ярославль: НПЦ «Психодиагностика», 2008.

97. Тугушев Р.Х. Особенности факторного анализа в психологии / Р.Х.Тугушев // Известия Саратовского университета. – 2006. - Т. 6, N 1/2. – С.89-98.
98. Уолтер, Г. Живой мозг / Перевод с английского А.М.Гурвича, под ред. Т.Д.Смирнова. – М.:Мир, 1966. – 300 с.
99. Ухтомский А.А. Избранные труды / Ухтомский А.А. – Л.: Наука, 1978. – 360 с.
100. Холодная, М.А. Информационно-энергитические характеристики различных типов когнитивной деятельности / М.А.Холодная, О.В.Щербакова, И.А.Горбунов [и др.] // Психологический журнал. – 2013. – Т. 34, N 5. – С. 96-107.
101. Чуприкова, Н.И. Время реакции и интеллект: почему они связаны / Н.И.Чуприкова // Вопросы психологии. – 1995. – N 4. – С. 65-114
102. Чуприкова, Н.И. Об онтологической природе интеллекта: системно-структурный подход / Н.И.Чуприкова // Научная конференция, посвященная памяти Я.А.Пономарева и В.Д.Дружинина «Психология интеллекта и творчества: Традиции и инновации»: материалы конф. – М.: Изд. «Институт психологии РАН», 2010. – С. 92-101.
103. Шелепин, К.Ю. Распознавание фрагментированных изображений и возникновение «инсайта» / К.Ю.Шелепин; С.В.Пронин; Ю.Е.Шелепин // Оптический журнал. –2015. –Т.82, N 10. –С.70-78.
104. Шелепин, Ю. Е. Методы иконоки и методы картирования мозга в оценке функционального состояния зрительной системы / Ю. Е. Шелепин, В. А. Фокин, С. В. Меньшикова [и др.] // Сенсорные системы. – 2014. – Т. 28, N 2. – С. 63-78.
105. Шемякина, Т.П. Эмоциональный, абстрактно-логический и вербальный интеллект в контексте проблемы социализации молодых / Т.П.Шемякина, С.А. Богомаз // Сибирский психологический журнал. – 2006. – N 2. – С. 87-90.
106. Эйсмонт, Е.В. Взаимосвязь ЭЭГ-показателей и уровня развития произвольного внимания у детей 5–9 лет / Е.В.Эйсмонт, А.И.Кайда,

А.В.Бакунова // Ученые записки Крымского федерального университета имени В.И.Вернадского «Биология, химия». – 2015. – Т.1, N 4. – С. 89-99.

107. Ahmed, S.A. Alpha Activity in EEG and Intelligence / S.A.Ahmed, D.E.Rani, S.A.Sattar // International Journal of Advanced Information Technology. – 2012. – Vol. 2, N 1. – P. 27-36.

108. Andersen, P. Physiological Basis of the Alfa Rhythm / P.Andersen, S.A.Andersen. – New York: Appleton-Century-Crofts, 1968 – 235 p.

109. Anokhin, A.P. EEG Alpha Rhythm Frequency and Intelligence in Normal Adults / A.Anokhin, F.Vogel // Intelligence. –.1996 – Vol. 23. – P.1-14.

110. Anokhin, A.P. Genetic Influences on Dynamic Complexity of Brain Oscillations / A.P.Anokhin, V.Müller, U.Lindenberger, A.C.Heath, E.Myers // Neurosci Lett. – 2006. – Vol. 397, N 1. – P. 93-98.

111. Babiloni, C. Sub-second “temporal attention” modulates alpha rhythms. A high-resolution EEG study // C.Babiloni, C.Miniussi, F.Babiloni [at al.] // Cognitive Brain Research. – 2004. – Vol. 19, N 3. – P256-268.

112. Baldassarre, A. Individual variability in functional connectivity predicts performance of a perceptual task / A.Baldassarre, C.M.Lewis, G.Committeri [at al.] // Proc Natl Acad Sci USA. – 2012. – Vol.109, N9. – P.3516-3521.

113. Basar, E. A review of alpha activity in integrative brain function: fundamental physiology, sensory coding, cognition and pathology / E.Basar // International Journal of Psychophysiology. – 2012. – Vol. 86, N 1. – P. 1-24.

114. Ben-Simon, E. Never Resting Brain: Simultaneous Representation of Two Alpha Related Processes in Humans / E.Ben-Simon, I.Podlipsky, A.Arieli, A.Zhdanov, T.Hendler // PLoS One. – 2008. – Vol. 3, N 12. – doi: 10.1371/journal.pone.0003984

115. Bhattacharya, J. A causal link between right temporal alpha oscillations and creative problem solving / J.Bhattacharya, C.Di Bernardi Luff, N.Thompson, A.Ghani, M.Banissy // International journal of psychophysiology. – 2016. – Vol.108. – P.55

116. Binet, A. New methods for the diagnosis of the intellectual level of subnormals / A.Binet / Translated by E.S. Kite // *L'Annee Psychologique*. – 1995. – N 12. – P.191-244.
117. Boncompte, G. Spontaneous Alpha Power Lateralization Predicts Detection Performance in an Un-Cued Signal Detection Task / G.Boncompte, M.Villena-González, D.Cosmelli, V.López // *PLoS One*. – 2016. – Vol. 11, N 8. – doi: 10.1371/journal.pone.0160347
118. Boustani, S. Brain dynamics at multiple scales: can one reconcile the apparent low-dimensional chaos of macroscopic variables with the seemingly stochastic behavior of single neurons? / S.Boustani, A.Destexhe // *International Journal of Bifurcation and Chaos*. – 2010. – Vol. 20, N 6. – P.1687-1702.
119. Broyd, S.J. Default-mode brain dysfunction in mental disorders: A systematic review / S.J. Broyd, C.Demanuele, S.Debener [at al.] // *Neuroscience and Biobehavioral Reviews*. – 2009. – Vol. 33. – P. 279-296.
120. Carlino, E. Nonlinear analysis of electroencephalogram in frontotemporal lobar degeneration / E.Carlino, E.Frisaldi, I.Rainero, G.Asteggiano, G.Cappa, L.Tarenzi, S. Vighetti, A.Pollo, L. Pinessi, F. Benedetti // *Neuroreport*. – 2014. – Vol. 25, N 7. – P. 496-500.
121. Cattell, R. B. Theory of fluid and crystallized intelligence: A critical experiment / R.B. Cattell // *Journal of Educational Psychology*. – 1963. – Vol. 54, N 1. – P. 1-22.
122. Davidson, R.J. Asymmetrical brain electrical activity discriminates between psychometrically-matched verbal and spatial cognitive tasks / R.J.Davidson, J.P.Chapman, L.J.Chapman, J.B.Henriques // *Psychophysiology*. – 1990. – Vol. 27, N 5. – P.528-43.
123. De Zeeuw, P. Decreased frontostriatal microstructural organization in attention deficit/hyperactivity disorder / P.de Zeeuw, R.C.W.Mandl, H.E.H.Pol, H.van Engeland, S.Durston // *Hum Brain Mapp*. – 2012. – Vol. 33, N 8. – P.1941-1951.
124. De Zeeuw, P. Differential Brain Development with Low and High IQ in Attention-Deficit/Hyperactivity Disorder / P.de Zeeuw, , H.G.Schnack, J.van Belle,

- J.Weusten, S.van Dijk, M.Langen, R.M.Brouwer, H.van Engeland, S.Durston1 // PLoS One. – 2012. – Vol. 7, N 4. – doi: 10.1371/journal.pone.0035770
125. Deary, I.J. The neuroscience of human intelligence differences / I.J.Deary, L.Penke, W.Johnson // Nature Reviews Neuroscience. – 2010. – Vol. 11, N 3. – P. 201-211.
126. Dikaya, L.A. Spectral power of intellectually gifted senior pupils performing cognitive problems / L.A.Dikaya, E.B. Pokyl, I.S. Dikiy // International journal of psychophysiology. – 2016. – Vol.108. – P.72
127. Doppelmayr, M. EEG alpha power and intelligence / M.Doppelmayr, W.Klimesch, W.Stadler, D. Pöllhuber [at al.] // Intelligence. – 2002. – Vol. 30, N 3. – P.:289-302.
128. Dosenbach, N.U.F. Distinct brain networks for adaptive and stable task control in humans / N.U.F.Dosenbach, , D.A.Fair, F.M.Miezin, A.L.Cohen, K.K.Wenger, R.A.T.Dosenbach, M.D.Fox, et al. // PNAS. – 2007. – Vol. 104, N 26. – P. 11073-11078.
129. Dunst, B. Neural efficiency as a function of task demands / B.Dunst, M.Benedek, E.Jauk, S Bergner, K.Koschutnig, M.Sommer, et al. // Intelligence. – 2014. – Vol. 42. – P. 22-30.
130. Engel, A. Beta-band oscillations – signalling the status quo? / A.Engel, P.Fries // Current Opinion in Neurobiology. – 2010. – Vol. 20, N 2. – P.156-165.
131. Eysenck, H.J. The structure and measurement of intelligence / H.J. Eysenck. – N.Y.: Springer, 1979. – 87 p.
132. Fornito, A. Genetic influences on cost-efficient organization of human cortical functional networks / A.Zalesky, D.S.Bassett, D.Meunier [at al.] // J. Neurosci. – 2011. – Vol. 31, N 9. – P. 3261-3270.
133. Fox, M.D. Spontaneous neuronal activity distinguishes human dorsal and ventral attention systems / M.D.Fox, M.Corbetta, A.Z.Snyder, J.L.Vincent, M.E.Raichle // PNAS. – 2006. – Vol. 103, N 26. – P. 10046-10051.

134. Geib, B.R. From Hippocampus to Whole-Brain: The Role of Integrative Processing in Episodic Memory Retrieval / B.R.Geib, M.L.Stanley, N.A.Dennis et al. // *Hum Brain Mapping*. – 2017. – Vol.38, N4. – P. 2242-2259.
135. Glahn, D.C. Genetic control over the resting brain / D.C.Glahn, A.M.Winkler, P.Kochunov [et al.] // *Proc. Natl. Acad. Sci. U S A*. – 2010. – Vol.107, N 3. – P.1223-1228.
136. Grabner, R.H. Intelligence and working memory systems: evidence of neural efficiency in alpha band ERD / R.H.Grabner, A.Fink, A.Stipacek, C.Neuper, C.A.Neubauer *Cognitive Brain Research*. – 2004. – Vol. 20, N 2. – P. 212-225.
137. Grassberger, P. Measuring the strangeness of strange attractors / P.Grassberger, I.Procaccia // *Physica D: Nonlinear Phenomena*. – 1983. – Vol. 9, N 1. – P. 189–208.
138. Gray, J.R. Neurobiology of intelligence: science and ethics / J.R.Gray, P.M.Thompson // *Nature Reviews Neuroscience*. – 2004. – Vol. 5, N 6. – P. 471-482.
139. Gundel, A. Topographical changes in the ongoing EEG related to the difficulty of mental tasks / A.Gundel, G.F.Wilson // *Brain Topography*. – 1992. – Vol. 5, N 1. – P. 17-25.
140. Haken, H. Principles of brain functioning: a synergetic approach to brain activity, behavior, and cognition / H.Haken. – New York: Springer, 1996. – 347 p.
141. Hansel, N. K. Genetic Basis of a Cognitive Complexity Metric / N.K.Hansell, G.S. Halford, G.Andrews [et al.] // *PLoS One*. – 2015. – Vol. 10, N 4. – doi: 10.1371/journal.pone.0123886.
142. Hanslmayr, S. Increasing Individual Upper Alpha Power by Neurofeedback Improves Cognitive Performance in Human Subjects / S.Hanslmayr, P.Sauseng, M.Doppelmayr, M.Schabus, W.Klimesch // *Applied Psychophysiology and Biofeedback*. – 2005. – Vol. 30, N 1. – P. 1-10.
143. Hendrickson, A.E. The biological basis of intelligence, Part I: Theory. In H.J. Eysenck (Ed.), *A model for intelligence* / A.E. Hendrickson // H.J.Eysenck (Ed.), *A model for intelligence*. – Berlin: Springer, 1982. – P.151-196.

144. Hermens, D.F. Resting EEG theta activity predicts cognitive performance in attention-deficit hyperactivity disorder / D.F.Hermens, E.X.Soei, S.D.Clarke, M.R.Kohn, E.Gordon, L.M.Williams // *Pediatr. Neurol.* – 2005. – Vol. 32, N 4. – P. 248-256.
145. Horschig, J.M. Hypothesis-driven methods to augment human cognition by optimizing cortical oscillations / J.M.Horschig, J.M.Zumer, A.Bahramisharif // *Frontiers in systems neuroscience.* – 2014. – V. 8. – Article 119. – doi: 10.3389/fnsys.2014.00119.
146. Hoyle, R.H. *Handbook of Structural Equation Modeling* / R.H. Hoyle. – NY: Gilford, 2012. – 740 P.
147. Ikawa, M. Relationship between EEG dimensional complexity and neuropsychological findings in Alzheimer's disease / M.Ikawa, M.Nakanishi, T.Furukawa, S.Nakaaki, S.Hori, S.Yoshida // *Psychiatry and Clinical Neurosciences.* – 2000. – Vol. 54, N 5. – P. 537-541.
148. Iemi, L. Spontaneous Neural Oscillations Bias Perception by Modulating Baseline Excitability / L.Iemi, M.Chaumon, S.M.Crouzet, N.A.Busch // *Journal of Neuroscience.* – 2017. – Vol. 37, N 4. – P. 807-819.
149. Jann, K. BOLD correlates of EEG α phase-locking and the fMRI default mode network / K.Jann, T.Dierks, C.Boesch, M.Kottlow, W.Strik, T.Koenig // *NeuroImage.* – 2009. – Vol. 45, N 3. – P. 903-916.
150. Jausovec, N. Correlations between ERP parameters and intelligence, a reconsideration / N.Jausovec, K.Jausovec // *Biological Psychology.* – 2000. – V. 55, N 2. – P.137-154.
151. Jausovec, N. Differences in Resting EEG Related to Ability / N.Jausovec, K.Jausovec // *Brain Topography.* – 2000. – Vol. 12, N 3. – P. 229-240.
152. Jensen, O. Shaping functional architecture by oscillatory alpha activity: gating by inhibition / O.Jensen, A.Mazaheri // *Front.Hum.Neurosci.* – 2010. – V. 4. – Article 186. – doi: 10.3389/fnhum.2010.00186

153. Kalauzi, A. Topographic distribution of EEG alpha attractor correlation dimension values in wake and drowsy states in humans / A.Kalauzi, A.Vuckovic, T.Bojić // *Int J Psychophysiol.* – 2015. – Vol. 95, N 3. – P. 278-91.
154. Kamaradova, D. Cognitive deficits in patients with obsessive-compulsive disorder electroencephalography correlates // D.Kamaradova, M.Hajda, J.Prasko, J.Taborsky, A.Grambal, K.Latalova, M.Ociskova, M.Brunovsky, P.Hlustik // *Neuropsychiatr Dis Treat.* – 2016. – Vol. 12. – P.1119-25.
155. Kang, J.-S. Characteristics of EEG signals during tough and easy linguistic problem solving / J.-S.Kang, M.Lee // *Brain-Computer Interface (BCI), 2015 3rd International Winter Conference on, 12-14 Jan.* – 2015, P. 1-4.
156. Kiselev, S. The longitudinal research of interaction between processing speed and IQ in children / S.Kiselev, I.Volic // *International journal of psychophysiology.* – 2016. – Vol.108. – P. 149.
157. Klimesch, W. Alpha-band oscillations, attention, and controlled access to stored information / W.Klimesch // *Trends Cogn Sci.* – 2012. – Vol. 16, N 12. – P. 606-617.
158. Klimesch, W. EEG alpha and theta oscillations reflect cognitive and memory performance: a review and analysis / W.Klimesch // *Brain research reviews.* – 1999. – Vol. 29. – P. 169-195.
159. Klimesch, W. EEG alpha oscillations: The inhibition –timing hypothesis // W.Klimesch, P.Sauseng, S.Hanslmayr // *Brain Research Reviews.* – 2007. – Vol. 53. – P. 63-88.
160. Klimesch, W. Upper alpha ERD and absolute power: their meaning for memory performance / W.Klimesch, M.Doppelmayr, S.Hanslmayr // *Progressive Brain Research.* – 2006. – Vol. 159. – P.151-165.
161. Knyazev, G.G. The default mode network and EEG alpha oscillations: an independent component analysis / G.G.Knyazev, J.Y.Slobodskoj-Plusnin, A.V.Bocharov, L.V.Pylkova // *Brain Res.* – 2011. – Vol. 1402. – P. 67-79.
162. Knyazev, G.G. Vulnerability to Depression and Oscillatory Resting-State Networks / G.G.Knyazev, A.N.Savostyanov, A.V.Bocharov, A.E.Saprygin,

S.S.Tamozhnikov // Zh Vyssh Nerv Deiat Im I P Pavlova. – 2015. – Vol. 65, N 3. – P.344-351.

163. Kuntsi, J. Co-occurrence of ADHD and low IQ has genetic origins / J.Kuntsi, T.C.Eley, A.Taylor, C.Hughes, P.Asherson, A.Caspi, T.E.Moffitt // Am J Med Genet B Neuropsychiatr Genet. – 2004. – Vol. 124B, N 1. – P. 41-47.

164. Lee, L. Large scale neural models and dynamic causal modelling / L.Lee, K.Friston, B.Horwitz // Neuroimage. – 2006. – Vol. 30, N 4. – P. 1243-1254.

165. Lopes da Silva, F. The cortical source of the alpha rhythm / L F.opes da Silva, W.S.Storm van Leeuwen // Neurosci. Lett. – 1977. – V. 6. – P. 237-241.

166. Lutzenberger, W. Dimensional analysis of the human EEG and intelligence / W.Lutzenberger, N.Birbaumer, H.Flor, B.Rockstroh, T.Elbert // Neurosci Lett. – 1992. – Vol. 143, N 1-2. – P. 10-14.

167. Lutzenberger, W. Fractal dimension of electroencephalographic time series and underlying brain processes / W.Lutzenberger, H.Preissl, F.Pulvermüller // Journal Biological Cybernetics. – 1995. – Vol. 73, N 5. – P. 477-482.

168. Makris, N. Towards conceptualizing a neural systems-based anatomy of attention-deficit/hyperactivity disorder / N.Makris, J.Biederman, M.C.Monuteaux, L.J.Seidman // Dev Neurosci. – 2009. – Vol. 31, N 1-2. – P. 36-49.

169. Mantini, D. Electrophysiological signatures of resting state networks in the human brain / D.Mantini, M.G.Perrucci, C.Del Gratta [at al.] // Proc Natl Acad Sci U S A. – 2007. – Vol. 104, N 32. – P. 13170-13175.

170. Mathewson, K.E. Dynamics of alpha control: Preparatory suppression of posterior alpha oscillations by frontal modulators revealed with combined EEG and event-related optical signal (EROS) / K.E.Mathewson, D.M.Beck, T.Ro, E.L.Maclin, K.A.Low, M.Fabiani, G.Gratton // J Cogn Neurosci. – 2014. – Vol. 26, N 10. – P. 2400-2415.

171. Maurer, U. Frontal midline theta reflects individual task performance in a working memory task / U.Maurer, S.Brem, L.Martina, M.Stefano , M.Lars B.Daniel // Brain Topography. – 2015. – Vol. 28, N 1. – P. 127–134

172. Neubauer, A.C. Sensitivity of alpha band ERD to individual differences in cognition / A.C.Neubauer, A.Fink, R.H.Grabner // *Progress in Brain Research*. – 2006. – Vol. 159. – P. 167-178.
173. Neubauer, C.A. Intelligence and neural efficiency / C.A.Neubauer // *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*. – 2009. – Vol. 33, N 7. – P.1004-1023.
174. Neubauer, C.A. Intelligence and neural efficiency: Further evidence of the influence of task content and sex on the brain–IQ relationship / C.A.Neubauer, R.H.Grabner, A.Fink, C.Neuper // *Cognitive Brain Research*. – 2005. – Vol. 25, N 2. – P. 217-225.
175. Neune, I. The Default Mode Network and EEG Regional Spectral Power: A Simultaneous fMRI-EEG Study / I.Neuner, J.Arrubla, C.J Werner [et al.] // *PLoS One*. – 2014. – Vol. 9, N 2. – doi: 10.1371/journal.pone.0088214.
176. Palva, J.M. Neuronal synchrony reveals working memory networks and predicts individual memory capacity / J.M.Palva, S.Monto, S.Kulashekhar, S.Palva // *PNAS*. – 2010. – Vol. 107, N 16. – P. 7580-7585.
177. Papagiannopoulou, E.A. Resting State EEG Hemispheric Power Asymmetry in Children with Dyslexia / E.A.Papagiannopoulou, J.Lagopoulos // *Front. Pediatr.* – 2016. – Vol. 4. – Article 11. – doi: 10.3389/fped.2016.00011
178. Papo, D. Why should cognitive neuroscientists study the brain's resting state? / D.Papo // *Front. Hum. Neurosci.* – 2013. – Vol. 7, N 45. – P. 1-4.
179. Parks, E.L. Brain Connectivity and Visual Attention / E.L.Parks, D.J.Madden // *Brain Connectivity*. – 2013. – Vol. 3, N 1. – P. 317-338.
180. Parlar, M. Relation between patterns of intrinsic network connectivity, cognitive functioning, and symptom presentation in trauma-exposed patients with major depressive disorder / M.Parlar, M.Densmore, G.B.Hall et al. // *Brain Behavior* – 2017. – Vol. 7, N 1. – doi: 10.1002/brb3.664.
181. Petersen, S.E. The Attention System of the Human Brain: 20 Years After / S.E.Petersen., M.I.Posner // *Annu Rev Neurosci.* – 2012. – Vol. 35, N 1. – P. 73-89.

182. Pfurtscheller, G. Event-related synchronization (ERS) in the alpha band—An electrophysiological correlate of cortical idling: a review / G.Pfurtscheller, A.Stancák, C.Neuper // *Int. J. Psychophysiol.* – 1996. – Vol. 24. – P. 39-46.
183. Plomin, R. Genetics and intelligence differences: five special findings / R.Plomin, I.J.Deary // *Molecular Psychiatry.* – 2015. – Vol. 20. – P. 98-108.
184. Polunina, A.G. EEG correlates of Wechsler Adult Intelligence Scale / A.G.Polunina, D.M.Davydov // *Int J Neurosci.* – 2006. Vol. 116, N 10. – P. 1231-1248.
185. Putman P. EEG theta/beta ratio as a potential biomarker for attentional control and resilience against deleterious effects of stress on attention / P.Putman, B.Verkuil, A.-E.Garcia [et al.] // *Cogn Affect Behav Neurosci.* – 2014. – Vol. 14, N. 2. – P. 782-91.
186. Raichle, M.E. A default mode of brain function / M.E.Raichle, A.M.MacLeod, A.Z.Snyder [et al.] // *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America.* – 2001. – Vol. 98, N 2. – P. 676–682.
187. Raichle, M.E. The brain's default mode network / M.E.Raichle // *Annual review of Neuroscience.* – 2015. – Vol. 38. – P. 1433-447.
188. Ranlund, S. Resting EEG in psychosis and at-risk populations—A possible endophenotype? / S.Ranlund, J.Nottage, M.Shaikh [et al.] // *Schizophrenia Research.* – 2014. – Vol.153, N 1-3. – P. 96-102.
189. Rodriguez-Bermudez, G. Analysis of EEG Signals using Nonlinear Dynamics and Chaos: A review / G.Rodriguez-Bermudez, P.J.García-Laencina // *Applied Mathematics & Information Sciences.* – 2015. – Vol. 9, N 5. – P. 2309-2321.
190. Roe, A.W. Toward a unified theory of visual area V4 / A.W. Roe, L.Chelazzi, C.E.Connor at al. // *Neuron.* – 2012. – Vol. 74, N 1. – P.12-29.
191. Romei, V. On the role of prestimulus alpha rhythms over occipito-parietal areas in visual input regulation: correlation or causation? / V.Romei, J.Gross, G.Thut // *J Neurosci.* – 2010. – Vol. 30, N 25. – P. 8692-8697.

192. Sadaghiani, S. Intrinsic Connectivity Networks, α Oscillations, and Tonic Alertness: A Simultaneous Electroencephalography/Functional Magnetic Resonance Imaging Study / S.Sadaghiani, R.Scheeringa, K.Lehongre [et al.] // *J Neurosci.* – 2010. – Vol. 30, N 30. – P. 10243–10250.
193. Sadaghiani, S. α -band phase synchrony is related to activity in the fronto-parietal adaptive control network / S.Sadaghiani, R.Scheeringa, K.Lehongre [et al.] // *J Neurosci.* – 2012 – Vol. 32, N 41. – P. 14305-14310.
194. Sauseng, P. What does phase information of oscillatory brain activity tell us about cognitive processes? / P.Sauseng, W.Klimesch // *Neuroscience and Biobehavioral Reviews.* – 2008. – Vol. 32, N 5. – P. 1001-1013.
195. Schweizer, K. The structure of the relationship between attention and intelligence / K.Schweizer, H.Moosbrugger, F.Goldhammer // *Intelligence.* – 2005. – Vol. 33. – P. 589-611.
196. Shioiri, S. Visual attention spreads broadly but selects information locally / S.Shioiri, H.Honjyo, Y.Kashiwase at al. // *Scientific reports.* – 2016. – doi: 10.1038/srep35513. – P.1-13.
197. Smit, D.J.A. Heritability of back ground EEG across the power spectrum / D.J.A.Smit, D.Posthuma, D.I.Boomsma, E.J.C.de Geus // *Psychophysiology.* – 2005. – Vol. 42. – P. 691–697.
198. Smit, D.J.A., Long-Range Temporal Correlations in Resting-State Alpha Oscillations Predict Human Timing-Error Dynamics / D.J.A.Smit, K.Linkenkaer-Hansen, E.J.C.de Geus // *The Journal of Neuroscience.* – 2013. – Vol. 33, N 27. – P. 11212-11220.
199. Smits, F.M. Electroencephalographic Fractal Dimension in Healthy Ageing and Alzheimer's Disease / F.M.Smits, C.Porcaro, C.Cottone [et al.] // *PLoS One.* – 2016. – Vol. 11, N 2. – doi: 10.1371/journal.pone.0149587.
200. Spearman, C. "General Intelligence," Objectively Determined and Measured / C.Spearman // *The American Journal of Psychology.* – 1904. – Vol. 15, N 2. – P. 201-292.

201. Stam, C.J. Nonlinear dynamical analysis of EEG and MEG: review of an emerging field / C.J Stam. // *Clinical Neurophysiology*. – 2005. – Vol. 116, N 10. – P. 2266-301.
202. StatSoft. Электронный учебник по статистике / StatSoft Inc., создатель системы STATISTICA. – Москва: StatSoft, 2012. – URL: <http://www.statsoft.ru/home/textbook/default.htm>.
203. Takens, F. Detecting strange attractors in turbulence / F.Takens // *Lecture Notes in Mathematics*. – 1981. – Vol. 898. – P. 366-381.
204. Tanimizu, T. Brain networks activated to form object recognition memory / T.Tanimizu, K.Kono, S.Kida // *Brain Research Bulletin*. – 2017. - doi: 10.1016/j.brainresbull.2017.05.017 (в печати).
205. Tanji, J. Role for supplementary motor area cells in planning several movements ahead / J.Tanji, K.Shima // *Nature*. – 1994. – Vol. 371, N 6496. – P. 413–416.
206. Thatcher, R.W. EEG and intelligence: Relations between EEG coherence, EEG phase delay and power / R.W.Thatcher, D.North, C.Biver // *Clinical Neurophysiology*. – 2005. – Vol. 116. – P. 2129-2141.
207. Tongran, L. The relationship between EEG band power, cognitive processing and intelligence in school-age children / L.Tongran, Sh.Jiannong, Zh.Daheng, Y.Jie // *Psychology Science Quarterly*. – 2008. – Vol. 50, N 2. – P. 259-268.
208. Uddin, L.Q. Network homogeneity reveals decreased integrity of default-mode network in ADHD / L.Q.Uddin, A.M.C.Kelly, B.B.Biswal [et al.] // *Journal of Neuroscience Methods*. – 2008. – Vol. 169, N 1. – P. 249-254.
209. Van Beijsterveldt, C.E.M. Twin and family studies of the human electroencephalogram: a review and a metaanalysis / C.E.M.Van Beijsterveldt, G.C.M.van Baal // *Biological psychology*. – 2002. – Vol. 62. – P. 111-238.
210. Van der Hiele, K EEG correlates in the spectrum of cognitive decline / K.van der Hiele, A.A.Vein, R.H.A.M.Reijntjes [et al.] // *Clin Neurophysiol*. – 2007. – Vol. 118, N 9. – P. 1931-1939.

211. Van der Meer, M.L. Cognition in MS correlates with resting-state oscillatory brain activity: An explorative MEG source-space study / M.L.Van der Meer, P.Tewarie., M.M.Schoonheim [et al.] // *NeuroImage: Clinical.* – 2013. – Vol. 2. – P. 727-734.
212. Visintin, E Parsing the intrinsic networks underlying attention: A resting state study / E.Visintin, C.DePanfilis, C.Antonucci [at al.] // *Behavioural Brain Research.* – 2015. – Vol. 278. – P. 315-322.
213. Von Stein, A. Different frequencies for different scales of cortical integration: from local gamma to long range alpha theta synchronization / A.von Stein, J.Sarnthein // *International Journal of Psychophysiology* –.2000 – Vol. 38, N. 3 – P301-313.
214. Wang, X. Research on the relation of EEG signal chaos characteristics with high-level intelligence activity of human brain / X.Wang, J.Meng, G.Tan, L.Zou // *Nonlinear Biomed Phys.* – 2010. – Vol. 4. N 2. – doi: 10.1186/1753-4631-4-2.
215. Xie, H. Whole-brain connectivity dynamics reflect both task-specific and individual-specific modulation: A multitask study / H.Xie, V.D.Calhoun, J.Gonzalez-Castillo // *Neuroimage.* – 2017. – doi: 10.1016/j.neuroimage.2017.05.050. (в печати)
216. Yagy, T. Global Dimensional Complexity of Multichannel EEG in Mild Alzheimer's Disease and Age-Matched Cohorts / T.Yagy, J.Wackermann, M.Shigeta [et al.] // *Dement Geriatr Cogn Disord.* – 1997. – Vol. 8, N 6. – P. 343-347.
217. Zakharov, I. Pattern recognition memory and intelligence in adolescence / I.Zacharov, V.Ismatullina, I.Voronin // *International journal of psychophysiology.* – 2016. – Vol.108. – P. 160.
218. Zanto, T.P. Causal role of the prefrontal cortex in top-down modulation of visual processing and working memory / T.P.Zanto, M.T.Rubens, A.Thangavel, A.Gazzaley // *Nat Neurosci.* – 2011. – Vol. 14. – P. 656-661.
219. Zarjam, P. Characterization of memory load in an arithmetic task using non-linear analysis of EEG signals / P.Zarjam, J.Epps, N.H.Lovell, F.Chen // *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc.* – 2012. – P. 3519-3522.

220. Zhang, Y. Prestimulus cortical activity is correlated with speed of visuomotor processing / Y.Zhang, X.Wang, S.L.Bressler [et al.] // J Cogn Neurosci. – 2008. – Vol. 20. – P. 1915-1925.
221. Zhuang, J. Mapping the connectivity with structural equation modeling in an fMRI study of shape from motion task / J.Zhuang, S.Peltier, S.He [et al.] // Neuroimage. – 2008. – Vol. 42, N 2. – P. 799-806.
222. Zoefel, B. Neurofeedback training of the upper alpha frequency band in EEG improves cognitive performance / B.Zoefel, R.J.Huster, C.S.Herrmann // NeuroImage. – 2011. – Vol. 54, N 2. – P. 1427-1431.
223. Zweig M.H. ROC Plots: A Fundamental Evaluation Tool in Clinical Medicine / M.H.Zweig, G.Campbell // Clinical Chemistry. – 1993. – Vol. 39, N 4. – P. 561-77.

ПЕРВИЧНЫЕ ДАННЫЕ ПСИХОФИЗИОЛОГИЧЕСКИХ ТЕСТОВ

Объем памяти - в символах; время реакции - в мс.

№ исп.	Тест "Домино"	IQ	ОКП	ОКП sqv	ВР	ВР sqv	ВРВер	ВРВер sqv	ВРВл	ВРВл sqv	ВРВпр	ВРВпр sqv	ВРВ ОШ	КПБ	ПрВ	Н/ПрВ	Проп	ОШ все	КПр	Кпрод
1	31	106	6,51	0,89	307,30	53,00	462,10	135,40	450,70	95,60	474,30	167,00	1	1570	66	2	25	27	0,70	1104,18
2	30	102	6,00	0,71	283,80	90,10	486,70	94,50	477,70	95,50	497,90	92,10	1	1803	83	3	30	33	0,71	1276,46
3	31	106	5,55	1,02	212,00	42,70	398,70	86,50	411,70	113,10	387,40	51,20	2	2468	111	7	26	33	0,76	1873,52
4	30	104	6,45	0,74	232,50	36,40	379,40	81,00	358,30	94,50	397,40	61,90	4	2030	93	9	18	27	0,77	1563,10
5	26	94	7,15	1,01	317,30	46,20	603,10	124,50	596,50	122,40	122,40	126,10	4	2160	80	2	56	58	0,57	1238,82
6	30	104	6,70	0,84	239,40	61,40	398,70	88,30	395,60	76,50	400,80	95,00	2	1910	108	3	24	27	0,80	1519,32
7	26	98	7,35	1,19	299,50	77,20	507,30	136,90	536,20	173,10	483,70	91,60	1	2746	88	1	49	50	0,64	1743,81
8	23	93	5,30	1,87	252,80	21,70	396,20	70,20	388,50	53,40	406,60	86,70	2	1789	112	5	15	20	0,84	1507,27
9	30	104	5,45	1,12	204,90	63,60	326,30	88,50	346,80	101,80	310,60	72,90	0	2923	148	4	31	35	0,80	2351,46
10	37	115	6,00	0,89	253,90	35,10	506,30	86,10	516,40	79,30	489,80	93,90	1	1846	91	8	18	26	0,76	1405,67
11	26	95	5,00	0,89	294,60	135,60	487,80	133,10	495,80	138,40	477,80	125,60	1	2912	131	1	47	48	0,73	2126,74
12	28	98	5,80	0,87	273,90	27,30	427,00	60,30	405,20	42,90	456,10	67,50	2	2194	128	14	17	31	0,79	1724,94
13	33	109	5,80	1,12	308,10	70,40	485,80	101,80	435,70	62,70	529,70	109,00	0	1902	100	6	6	12	0,89	1686,68
14	25	96	6,00	1,10	255,60	46,00	404,10	65,70	402,10	77,40	405,90	52,50	1	1942	81	4	28	32	0,71	1371,87
15	36	114	6,60	1,07	282,00	82,70	431,90	61,90	458,20	69,50	415,40	50,00	4	2415	111	5	19	24	0,82	1969,15
16	30	104	6,35	0,79	354,30	59,10	466,20	88,60	461,10	81,70	472,60	96,10	1	1620	93	2	13	15	0,86	1390,75
17	34	110	6,20	0,81	264,90	25,00	427,40	87,60	423,50	80,50	432,80	96,50	1	2161	138	0	3	3	0,98	2115,02
18	31	103	6,40	0,73	288,00	80,80	447,30	100,30	433,10	101,90	460,50	97,00	1	2469	118	4	35	39	0,75	1839,65
19	—	—	6,20	0,60	313,70	43,40	546,50	128,50	525,80	134,40	561,10	122,00	1	1934	113	4	7	11	0,91	1756,72
20	26	98	4,85	0,91	272,00	75,60	379,80	69,60	385,00	51,30	370,30	93,10	2	2091	102	4	49	53	0,65	1357,07
21	33	107	5,85	0,65	372,60	142,5	535,80	157,60	512,40	85,60	557,60	200,20	3	2360	126	2	23	25	0,83	1964,03
22	29	102	5,45	1,53	265,50	58,70	398,30	88,70	407,00	58,40	389,00	111,70	1	1884	102	4	20	24	0,80	1513,38
23	—	—	5,90	0,94	250,00	52,40	487,30	96,70	473,40	92,50	501,10	98,90	4	1757	90	1	16	17	0,84	1475,22
24	36	114	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	2651	119	6	50	56	0,67	1772,56
25	38	117	5,95	0,74	254,80	53,30	376,40	56,30	379,20	37,90	372,20	75,80	5	2270	102	1	20	21	0,83	1879,26
26	33	109	6,30	0,71	307,70	63,90	455,60	111,50	468,60	101,60	449,10	115,50	0	1856	102	3	15	18	0,85	1570,46
27	30	104	5,85	0,79	271,90	88,70	409,50	81,10	381,10	39,90	447,20	103,50	2	1963	116	2	15	17	0,87	1708,26
28	35	112	6,75	0,77	225,30	66,20	350,30	66,90	363,30	74,60	330,20	46,00	2	1003	77	1	1	2	0,97	977,28
29	30	104	6,45	0,74	267,40	46,80	635,10	267,20	586,20	136,10	677,80	337,20	0	2729	115	1	59	60	0,66	1787,97
30	30	104	5,90	0,77	272,70	69,70	392,60	75,20	382,30	68,60	399,20	78,50	2	1844	79	8	27	35	0,67	1235,13
31	36	114	6,25	0,94	288,70	65,50	503,70	74,40	488,50	71,00	521,10	74,40	0	2086	141	1	10	11	0,93	1934,04
32	22	87	5,90	0,77	367,10	75,60	479,80	101,00	459,00	112,70	513,90	64,90	1	1712	87	2	16	18	0,83	1412,82
33	29	102	5,30	1,05	347,40	57,40	669,20	267,20	660,50	245,10	680,00	291,80	1	2182	112	3	19	22	0,83	1815,56
34	37	115	6,50	0,92	309,40	24,10	414,10	89,40	427,50	122,30	405,20	56,20	0	2174	109	2	24	26	0,80	1749,01
35	31	103	4,60	0,66	233,10	81,20	365,90	95,70	392,10	110,60	339,70	68,70	6	—	—	—	—	—	—	—
36	30	102	6,40	0,73	287,00	32,10	494,10	115,00	508,20	130,80	472,50	80,50	2	1923	111	1	21	22	0,83	1602,50
37	38	117	5,85	0,57	319,00	175,40	447,90	76,50	440,00	60,60	455,20	88,00	5	2290	112	6	20	26	0,80	1838,94
38	28	101	6,20	0,60	264,10	43,90	479,40	148,80	426,80	96,10	540,80	173,70	4	2164	124	6	6	12	0,91	1964,25
39	35	112	5,50	0,74	375,00	167,20	606,70	215,90	523,30	142,00	657,70	236,50	1	2488	128	3	25	28	0,82	2032,68
40	—	—	6,95	1,16	221,10	53,90	429,20	64,30	431,00	60,00	427,30	68,60	1	2339	125	1	19	20	0,86	2014,14
41	23	93	6,60	0,73	345,80	195,20	580,70	138,60	591,10	111,50	570,40	160,60	2	2373	96	2	43	45	0,68	1604,76
42	30	104	6,40	0,80	260,40	55,40	444,30	117,50	475,40	124,60	393,40	82,80	1	2454	99	8	34	42	0,68	1679,05
43	27	96	5,60	0,66	252,50	76,90	442,30	83,30	401,20	72,00	478,00	75,60	2	2246	98	7	22	29	0,76	1703,22
44	21	90	5,65	0,79	302,10	166,60	461,20	77,20	464,60	65,90	456,00	91,70	2	2142	120	13	28	41	0,72	1548,61
45	33	109	6,90	1,14	322,30	67,80	501,90	120,60	528,70	127,70	473,30	105,10	1	3226	158	16	40	56	0,72	2313,60
46	35	111	6,05	0,97	305,50	51,60	605,90	187,30	647,20	187,80	555,20	173,80	1	3362	136	13	42	55	0,69	2323,18
47	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	—	1490	71	3	12	15	0,82	1220,72
48	29	102	6,00	0,77	305,60	66,30	466,70	104,50	468,80	84,20	468,80	116,70	1	2224	94	2	44	46	0,67	1482,67

№ исп.	Тест "Домино"	IQ	ОКП	ОКП sqv	ВР	ВР sqv	ВРВср	ВРВср sqv	ВРВл	ВРВл sqv	ВРВпр	ВРВпр sqv	ВРВ ОШ	КПБ	ПрВ	Н/ПрВ	Проп	ОШ все	КПр	Кпрод
49	–	–	6,55	0,97	240,20	23,90	400,70	41,20	398,00	32,60	402,60	46,20	1	2660	158	1	9	10	0,94	2500,72
50	30	102	6,45	0,92	345,00	63,00	564,00	106,60	530,30	98,20	593,30	104,90	2	3255	131	3	83	86	0,60	1946,92
51	30	102	5,75	1,18	310,10	23,90	466,70	65,10	453,10	59,00	485,90	68,40	1	1366	92	1	0	1	0,99	1351,15
52	31	106	5,80	0,75	632,80	67,90	672,90	168,60	615,20	133,60	743,90	179,80	1	1644	80	2	6	8	0,91	1491,07
53	36	114	6,15	0,91	295,60	62,40	548,80	102,20	545,50	110,30	552,50	92,00	–	–	–	–	–	–	–	–
54	25	96	5,95	0,92	294,70	65,40	445,00	64,80	477,50	52,10	425,10	63,80	1	2561	115	4	52	56	0,66	1702,22
55	29	100	6,35	1,24	256,50	63,20	545,80	183,30	532,00	185,30	564,40	178,80	4	1759	95	0	12	12	0,89	1561,73
56	30	104	5,60	1,20	333,40	62,60	511,20	82,70	518,90	74,20	498,60	93,70	1	2700	130	1	35	36	0,78	2110,91
57	32	107	7,20	1,12	253,50	19,90	408,60	105,50	377,70	58,50	464,20	142,10	2	3182	155	4	37	41	0,79	2502,51
58	25	96	5,40	1,53	304,00	55,00	509,00	113,30	496,30	92,30	520,00	127,70	2	1855	99	5	18	23	0,80	1490,34
59	34	110	5,55	0,74	267,20	74,70	441,90	69,90	430,90	59,40	452,20	77,00	3	1595	72	16	15	31	0,64	1026,67
60	33	109	6,00	0,89	353,30	116,70	522,40	129,10	521,60	75,20	523,30	173,80	1	2757	176	0	8	8	0,96	2637,13
61	27	99	5,45	0,86	276,00	130,80	571,80	184,50	546,20	115,00	613,70	255,60	1	1990	119	1	14	15	0,89	1765,56
62	–	–	5,35	0,65	315,00	79,60	513,80	268,50	436,50	55,50	640,10	399,20	1	1620	78	6	23	29	0,71	1154,85
63	31	106	6,50	0,74	266,20	25,60	507,60	183,50	463,50	69,00	548,80	239,10	1	2784	139	3	34	37	0,79	2188,58
64	34	109	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	1920	99	7	28	35	0,72	1390,87
65	21	90	4,50	0,74	310,00	51,70	501,10	100,80	505,10	108,60	493,60	83,60	1	1832	75	5	22	27	0,72	1322,06
66	32	107	5,75	0,70	293,80	107,80	507,10	161,40	475,90	102,30	558,30	217,60	1	2348	108	6	38	44	0,70	1640,38
67	29	102	6,95	0,92	308,60	31,30	505,50	95,70	488,30	112,00	528,40	61,20	2	2170	105	11	24	35	0,73	1581,24
68	31	106	6,75	0,89	286,40	34,40	475,20	149,60	515,80	142,30	451,90	148,70	8	–	–	–	–	–	–	–
69	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	2216	93	8	32	40	0,68	1506,88
70	36	114	5,50	0,74	311,60	52,90	453,30	102,00	475,90	111,10	418,20	73,50	2	2165	130	1	19	20	0,87	1874,40
71	25	96	6,75	1,09	257,40	30,10	457,10	93,40	430,20	97,20	495,10	72,40	1	2562	153	3	8	11	0,93	2386,96
72	33	109	6,90	0,83	301,10	36,90	480,10	82,70	504,30	96,90	467,30	70,90	1	2318	96	1	39	40	0,70	1631,19
73	–	–	5,95	0,92	324,80	68,40	617,70	166,10	570,10	115,30	656,30	189,40	1	2241	118	5	27	32	0,78	1746,43
74	30	104	5,45	0,80	346,70	103,50	486,50	56,20	481,70	60,60	496,60	43,90	2	2922	178	6	18	24	0,88	2564,20
75	33	109	5,85	0,73	284,70	87,90	531,90	125,80	551,60	70,70	515,90	155,00	1	2284	99	4	19	23	0,81	1838,81
76	27	99	6,55	0,92	282,80	67,90	435,50	140,80	426,30	187,30	445,30	57,10	1	2728	168	3	14	17	0,91	2473,19
77	31	106	7,15	1,19	251,80	169,50	418,00	96,10	441,80	129,90	410,00	80,30	2	2550	122	14	38	52	0,68	1721,25
78	–	–	5,55	0,80	276,20	25,70	414,30	64,90	409,10	59,60	418,70	68,70	2	3353	133	4	73	77	0,63	2099,69
79	31	103	5,90	0,54	278,70	28,30	505,50	171,90	474,00	148,70	536,90	187,10	2	1608	81	3	13	16	0,83	1334,30
80	30	104	5,40	0,49	247,40	35,10	407,10	79,10	411,40	82,60	402,20	74,50	2	2108	117	5	24	29	0,79	1674,44
81	25	96	6,45	1,16	222,20	67,10	383,00	60,60	382,40	61,60	383,70	59,60	5	2378	137	4	18	22	0,86	2040,48
82	–	–	5,85	0,79	252,70	35,70	370,50	50,00	355,40	37,30	385,50	56,30	2	3143	158	3	39	42	0,79	2472,92
83	33	109	6,55	0,74	252,80	96,20	420,10	39,00	418,40	43,80	421,20	35,60	2	2744	128	3	31	34	0,79	2157,23
84	29	102	5,60	0,49	250,00	41,00	401,90	86,90	407,80	96,20	398,40	80,70	3	2827	149	5	25	30	0,83	2339,59
85	29	100	5,50	0,59	274,30	62,60	447,40	120,70	411,60	83,00	461,70	130,40	2	1569	81	2	9	11	0,88	1377,23
86	–	–	7,30	1,19	310,90	69,30	475,50	116,70	492,00	119,70	458,90	113,30	2	2363	118	1	44	45	0,72	1706,61
87	27	99	5,90	0,83	359,90	52,70	498,60	97,70	467,70	80,40	536,60	103,40	1	2732	124	6	29	35	0,77	2107,03
88	30	104	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–	–
89	38	117	7,65	1,24	227,50	32,60	429,20	79,80	445,2	53,10	420,90	89,60	1	1847	122	4	8	12	0,91	1676,51
Макс. знач.	38,00	117,00	7,65	1,87	432,80	175,40	672,90	268,50	660,50	245,10	743,90	399,20	8,00	3362,00	178,00	16,00	83,00	86,00	0,99	2637,13
Мин. знач.	21,00	87,00	4,50	0,49	204,90	19,90	326,30	39,00	346,80	32,60	310,60	35,60	0,00	1003,00	66,00	0,00	0,00	0,00	0,57	977,28
Ср. знач.	30,36	104,10	6,08	0,89	287,62	66,37	472,08	109,22	465,44	94,48	480,50	113,33	1,68	2243,92	112,65	4,32	25,55	29,18	0,79	1754,59

Условные обозначения: исп. – испытуемый; тест «Домино» – количество баллов, набранных в тесте (баллы); IQ – коэффициент интеллекта; ОКП – объем кратковременной вербальной памяти (символы); ОКП sqv – среднеквадратичное отклонение ОКП; ВР – время простой сенсомоторной реакции (мс); ВР sqv – среднеквадратичное отклонение ВР; ВРВср – среднее время реакции выбора для обеих рук (мс); ВРВср sqv – среднеквадратичное отклонение ВРВср (мс); ВРВл – время реакции выбора для левой руки (мс); ВРВл sqv – среднеквадратичное отклонение ВРВл (мс); ВРВпр – время реакции выбора для правой руки (мс); ВРВпр sqv – среднеквадратичное отклонение ВРВпр (мс); ВРВ ОШ – общее кол-во ошибок, допущенных в тесте на реакции выбора; КПБ – кол-во просмотренных букв в корректурной пробе; ПрВ – кол-во правильно выбранных букв в корректурной пробе; Н/ПрВ – кол-во неправильно выбранных букв в корректурной пробе; Проп – кол-во пропущенных букв в корректурной пробе; ОШвсе – количество ошибок, допущенных в корректурной пробе; КПр – коэффициент правильности; Кпрод – коэффициент продуктивности.

МАТРИЦА ПОЛУЧЕННЫХ В ХОДЕ ИССЛЕДОВАНИЯ КОРРЕЛЯЦИЙ

Результаты тестов Параметры ЭЭГ		Корректирующая проба				Объем зрительной кратковременной памяти	Время реакции			Уровень невербального интеллекта
		Количество просмотренных букв	Количество допущенных ошибок	Коэффициент правильности	Коэффициент продуктивности		Время простой сенсомоторной реакции	Время реакции двух-альтернативного выбора	Центральное время	
Мощность Индекс Частота Межполушарная асимметрия	Мощность		F7, T3	F7, T3						
	Индекс									
	Частота									
	Межполушарная асимметрия	T3-T4	T3-T4			T3-T4				
Мощность Индекс Частота Межполушарная асимметрия	Мощность	Fp1, Fp2, F7, F8							F3, C3, C4, T3, T4, P3, P4	
	Индекс		C3, F7, T3	C3, F7, T3					T3, T4, T5	
	Частота									
	Межполушарная асимметрия	P3-P4					T5-T6	T5-T6		
Мощность Индекс Частота Межполушарная асимметрия	Мощность								C3, C4, T3, T4, P3, P4, T5, O1, O2	
	Индекс					F3, F7, T3				
	Частота									
	Межполушарная асимметрия									
Мощность Индекс Частота Межполушарная асимметрия	Мощность									
	Индекс									
	Частота									
	Межполушарная асимметрия					Fp1-Fp2				
Первое пересечение нуля Максимальный интервал Размах Коэффициент автокорреляции	Первое пересечение нуля								T3	
	Максимальный интервал								T3	
	Размах					Fp1			C3, T3	
	Коэффициент автокорреляции		C4							
Степень пространственной синхронизации			T3 с совокупностью остальных		Все отведения					
Вариабельность степени пространственной синхронизации							Передние отведения	Передние отведения		
Корреляционная размерность ЭЭГ	P4, O2			P4, O2	Fp1				Fp1, F8	

В строках таблицы указаны основные параметры, полученные в ходе тестирования испытуемых, в столбцах – основные характеристики фоновой ЭЭГ. На пересечении строки и столбца указаны отведения, для которых обнаружена связь между указанными в строке и столбце характеристиками. В случае, если связь была обратной, ячейки имеют серую заливку.