

РОССИЙСКАЯ АКАДЕМИЯ НАУК
Институт высшей нервной деятельности и нейрофизиологии

На правах рукописи

ЗАХАРЧЕНКО Дмитрий Валерьевич

ИЗМЕНЕНИЕ ПАРАМЕТРОВ ОКУЛОМОТОРНЫХ И ДВИГАТЕЛЬНЫХ
РЕАКЦИЙ ОПЕРАТОРА ПОД ДЕЙСТВИЕМ АЛКОГОЛЯ

03.03.01 – Физиология

Диссертация на соискание учёной степени кандидата биологических наук
Научный руководитель – д.б.н. Дорохов В.Б.

Москва – 2015

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	4
ГЛАВА 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ	19
1.1. Формы глагодвигательной активности	19
1.2. Модели операторской деятельности и моторные реакции при плавном прослеживании и при внезапном появлении цели	23
1.3. Окулография как метод оценки функционального состояния ..	26
1.4. Использование алкоголя в качестве инструмента для моделирования функционального состояния испытуемого	31
ГЛАВА 2. МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ	36
2.1. Испытуемые	36
2.2. Экспериментальная модель алкогольного опьянения	36
2.3. Регистрация физиологических показателей	37
2.4. Психомоторные тесты	37
2.5. Процедура исследования	41
2.6. Программное обеспечение	42
ГЛАВА 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ	44
3.1. Статистический анализ параметров зрительно-моторных реакций ..	44
3.1.1. Удаление артефактных проб	44
3.1.2. Особенности траекторий взгляда (визуальный анализ)	48
3.1.3. Тест «Статика» (статистический анализ)	51
3.1.4. Тест «Динамика» (статистический анализ)	59
3.1.5. Тест «Динамика и дополнительный стимул» (статистический анализ)	63

3.2. Геометрический анализ траектории взгляда	69
3.2.1. Оценка степени кривизны макросаккад (тест «Статика»)	69
3.2.2. Оценка плавности прослеживание цели взглядом (Тест «Динамика»)	74
ГЛАВА 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ	84
ВЫВОДЫ	89
СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ	90
УКАЗАТЕЛЬ ЛИТЕРАТУРЫ	93

ВВЕДЕНИЕ

Проблема автоматического распознавания абнормальных состояний человека-оператора существует с момента появления сложных инженерных систем – в промышленности, в энергетике, на транспорте. Ошибка оператора может стать причиной техногенной катастрофы, влекущей за собой гибель людей, огромный материальный ущерб, уничтожение материальных или природных ресурсов. В настоящий момент считается общепризнанным тот факт, что большинство аварий на транспорте и опасных производствах вызвано влиянием т.н. человеческого фактора – операторской ошибкой, возникшей вследствие изменения функционального состояния оператора (водителя, диспетчера). Примером опасного состояния может служить развивающееся в процессе работы утомление или монотония. Алкогольная, наркотическая или медикаментозная интоксикация, повышенный эмоциональный фон, засыпание или просто несвоевременная релаксация также могут стать причиной катастрофы.

Существующие с докомпьютерных времён системы безопасности были ориентированы, главным образом, на защиту от ошибочных действий пользователя и представляли собой разного рода блокирующие механические, электромеханические или пневматические устройства (блокировки, клапаны, предохранители, автоматы защиты электрической сети). Существовали и системы, косвенно оценивающие функциональное состояние пользователя: в московском метрополитене, например, до сих пор используется система индивидуальной безопасности машиниста, которая отслеживает степень наклона головы и таким образом предотвращает засыпание. Однако применение аналоговых устройств не давало достаточных возможностей для сбора и обработки биологической

информации, поэтому аппаратуры, способной в реальном времени качественно оценивать функциональное состояние человека, в докомпьютерную эпоху создано не было. Впрочем, уже тогда специалисты понимали необходимость оценки не только самого функционального состояния, но и незначительных его изменений, которые могут служить индикаторами скорого появления потенциально опасных состояний (Баевский, 1970).

С появлением мощных и относительно дешёвых вычислительных систем разработка систем безопасности, основанных на принципе автоматизированного контроля функционального состояния оператора (машиниста, водителя, диспетчера), стала объективной реальностью (Dorokhov et al., 2008, 2009; Lazzari et al., 1997; Whitlock et al., 2002). Начиная с середины 90-х годов XX века в технологически развитых странах правительственные и коммерческие организации периодически публикуют аналитические отчёты, посвящённые анализу эффективности коммерчески доступных и разрабатываемых в текущий момент времени систем контроля состояния оператора. Особенно интенсивно подобные обзоры публикуются в странах с большой протяжённостью автомобильных и железных дорог – в США, Канаде, Великобритании, Австралии (Hartley et al., 2000; Heitmann et al., 2001; Edwards et al., 2007; Dorrian et al., 2008; Kerick et al., 2013). Заказывают подобные исследования и частные компании. В этой связи необходимо, также, отметить наметившуюся в последние годы тенденцию комплектовать современные легковые автомобили системами активной безопасности, куда, помимо всего прочего, теперь входят система контроля положения автомобиля в полосе движения, система предупреждения выезда на встречную полосу, система контроля состояния водителя и

предупреждения засыпания¹; активно разрабатываются и технологии автоведения, по аналогии с автопилотом².

С появлением систем контроля состояния оператора тут же остро встал вопрос о способе их применения:

- в качестве прибора для мониторинга состояния (в реальном времени оценивает состояние и выдаёт сигнал на проверку состояния оператору, помогая тем самым ему поддерживать бдительность)
- или в качестве корпоративной системы управления (оценивает состояние и сообщает руководителю подразделения о неадекватности работника и необходимости его замены)

Дискуссии продолжаются, однако большинство специалистов придерживается мнения об адекватности таких систем в виде прибора, помогающего оператору поддерживать бдительность. Корпоративная система управления, по их мнению, будет дискредитировать саму идею аппаратного мониторинга состояний и вызовет острое неприятие со стороны работников (Dinges, Mallis, 1998; Hartley et al., 2000).

Согласно исследованию британских аналитиков (Wright et al., 2007), по состоянию на 2007 год на мировом рынке было представлено 13 приборов, оценивающих деятельность оператора в реальном времени. И только один из них (ТСКБМ, активно используется на железных дорогах России) признан пригодным для промышленной эксплуатации³. По состоянию на июль 2013 года американские аналитики насчитали уже 45

¹ Технологии Mercedes-Benz Attention Assist, Ford Driver Alert и Driver Alert Control компании Volvo были представлены потребителю в 2011 году в рамках профильных автосалонов. Также была анонсирована система Driver State Estimation от Volvo, которая, контролируя физическое состояние водителя, сможет в критической ситуации перехватывать управление и автоматически выводить автомобиль из зоны риска.

² В частности, компании NVIDIA и Audi планируют завершить разработку системы автоведения для автомобиля к 2020 году.

³ В 2013 году по заказу ОАО РЖД нами производилась экспертно-инструментальная проверка эффективности данной системы на тренажёрном комплексе с системой виртуальной реальности. В условиях, максимально приближённых к реальным, система показала высокую эффективность и не допустила ни одного засыпания, хотя в экспериментах с выключенной системой безопасности эпизоды краткосрочного засыпания отмечались в 20% поездок.

подобных систем (Kerick et al., 2013), однако не все из этих систем способны адекватно оценивать состояние оператора (например, SMI Eye Tracking Glasses не имеет в комплекте специального ПО для оценки состояния оператора – только набор инструментов (SDK) для разработки такого ПО).

Существующие в настоящий момент аппаратно-программные комплексы оценивают функциональное состояние, используя один из следующих методов: электроэнцефалографию (Belyavin et al., 1987), анализ сердечной активности (Egelund et al., 1982), движения головы (Heitmann et al., 2001), время реакции на стимул (Mabbott et al., 1999), электродермальную активность (Dorokhov et al., 1998), движения глаз (Ceder et al., 1977), моргания (Stern et al., 1994), измерение части времени, когда глаза закрыты (PERCLOS) (Dinges et al., 1998). Однако эффективность подобных систем пока ещё невелика. Причиной тому недостаточно разработанные физиологические и поведенческие критерии, на основании которых могут распознаваться опасные для оператора состояния, проблемы с регистрацией биологических сигналов, проблемы с эргономикой и удобством использования, закрытость алгоритмов, отсутствие обмена информацией в среде разработчиков, а также простое нежелание работников быть объектами контроля.

Рассмотрим более подробно достоинства и недостатки существующих методов регистрации и оценки функциональных состояний.

- Электроэнцефалография. Используется достаточно давно – накоплен большой опыт регистрации и обработки сигнала. Обладает хорошей разрешающей способностью по времени (современные энцефалографы регистрируют сигнал с частотой не меньше 120-150 Гц, обычно – 250 Гц) и может распознавать состояние с дискретностью порядка одной секунды. К недостаткам метода можно

отнести наличие электродов с проводами, ограничивающих подвижность, проблематичность длительной регистрации, высокую подверженность влиянию артефактов и высокую вероятность появления самих артефактов. В случае применения беспроводных датчиков – неудобство использования и наличие наводок на аппаратуру в помещении.

- Анализ сердечной активности. Как правило, оценивается вариабельность сердечного ритма. В мировой научной и медицинской практике метод достаточно хорошо разработан. Имеет низкую разрешающую способность по времени (порядка 5 минут), поэтому пригоден только для оценки медленных изменений состояния. Следует отметить, также, низкую помехоустойчивость и те же проблемы с датчиками и проводами, что и у ЭЭГ.
- Время реакции на стимул. Традиционный метод оценки функционального состояния. Обладает слишком низким разрешением по времени, чтобы служить эффективным средством мониторинга состояния. В современных системах используются его модификации, оценивающие, главным образом, двигательную активность: например, в системе безопасности отдельных моделей автомобиля «Мерседес» оценивается количество микродвижений руля. Такой подход позволяет улучшить временное разрешение, но всё равно точность оценки невысока.
- Анализ электродермальной активности. Обладает не слишком хорошим разрешением по времени (скорость изменения – порядка 1 секунды, но чтобы набрать значимое количество данных уходит до нескольких десятков секунд). Позволяет отслеживать медленные изменения функционального состояния и подавать сигнал о прогнозируемых изменениях превентивно. Позволяет осуществлять

беспроводную регистрацию сигнала с использованием удобных датчиков. К недостаткам следует отнести низкую селективность метода (волны одной и той же формы и последовательности могут вызываться разными причинами), влияние на регистрацию сигнала температуры, влажности и сквозняков, большое количество моторных артефактов.

- Анализ количества и распределения микронаклонов головы. Разрешение по времени – порядка нескольких секунд. Требуется сложная система регистрации. К достоинствам можно отнести бесконтактность и удобство для пользователя (оценка положения головы производится дистанционно – либо с помощью видеорегистрации, либо путём измерения распределения электрических потенциалов вблизи головы испытуемого с помощью специальной (достаточно громоздкой) конструкции).
- Анализ окуломоторных реакций. Для данного метода характерно высокое разрешение по времени (в зависимости от задачи, анализируемого параметра и алгоритма оценивания регистрирующая аппаратура может иметь частоту от 30-50 Гц до 1000 Гц и выше)¹ – соответственно, возможна высокая скорость реагирования в реальном времени. Примерно половина современных окулографических систем бесконтактны и не создают проблем пользователю (используется либо видеорегистрация либо носимая часть, вмонтированная в оправу очков); отсутствуют провода, датчики, в зависимости от используемого метода возможно использование части артефактов (морганий) в качестве дополнительного критерия для оценки

¹ Для оценки направления взгляда достаточно 30-50 Гц, для оценки параметров макросаккад, фиксаций, прослеживающих движений и морганий – минимум 100-120 Гц, для оценки микросаккад и дрейфов – от 500 Гц и выше. В зависимости от конкретной задачи требования к аппаратуре могут варьироваться – как правило, в сторону увеличения частоты.

состояния. Возможна длительная непрерывная регистрация с параллельной обработкой данных в реальном времени.

Как видим, наиболее перспективным с точки зрения удобства использования, качества сигнала и информативности регистрируемых параметров является метод анализа окуломоторных реакций. В нашем исследовании использовался метод видеоокулографии (eye-tracking), который сочетает в себе все указанные достоинства¹.

Наиболее серьёзной проблемой при разработке систем автоматического распознавания функциональных состояний, использующих методы окулографии, является проблема отсутствия чётких окулографических критериев, по которым можно было бы отличить одно состояние от другого. Объясняется это тем, что технология видеорегистрации движений глаз появилась относительно недавно (около 10 лет назад). До этого использовались либо контактные технологии (на глазное яблоко помещали присоску, зеркальце и т.д.), либо электроокулография (которая предполагает наличие датчиков и проводов). Окулография рассматривалась как метод медицинской или психологической диагностики, но не как метод мониторинга состояний – соответственно, исследования в этом направлении велись не слишком интенсивно: в настоящий момент адекватных критериев для распознавания функциональных состояний по окулограмме просто-напросто нет. Однако с появлением технологий видеорегистрации микродвижений глаза разработка окулографических критериев стала не только возможна, но и весьма

¹ В последние годы среди производителей наметилась тенденция выпускать 4 вида ай-трекеров под разные задачи: стационарные системы (1000 Гц и выше) для научных исследований, настольные системы (350-500 Гц) для научных и маркетинговых исследований, носимые системы в виде очков (30-50 Гц) для маркетинговых исследований и портативные системы (50-20 Гц) для мобильных устройств. Носимые части, встроенные в оправу очков, в настоящий момент используются в устройствах т.н. «дополненной реальности» (например, в Google Glass). Для окулографии они применяются только в лабораторных исследованиях, хотя, с учётом современной элементной базы, являются наиболее перспективными с точки зрения разработки аппаратуры мониторинга и контроля функциональных состояний оператора.

актуальна – об этом свидетельствует резкий рост числа исследований функциональных состояний с применением ай-трекинга и интенсивная разработка аппаратуры контроля состояний на основе этих исследований.

Таким образом, для разработки аппаратуры контроля состояния оператора нужно разработать количественные физиологические критерии, по которым будет диагностироваться то или иное состояние. А чтобы получить критерии необходимо, в свою очередь, выделить простые окуломоторные реакции, изменения которых свидетельствуют об изменении функционального состояния человека.

Изучению окуломоторных реакций, потенциально пригодных в качестве маркеров изменения функционального состояния оператора и была посвящена данная работа.

Соответственно, будучи направленной на разработку теоретической проблемы (поиск окуломоторных маркеров алкогольного опьянения), наша работа имеет вполне определённый прикладной контекст, а её результаты имеют весьма широкие возможности для практического применения.

Чтобы выделить окуломоторные реакции, потенциально пригодные в качестве критериев изменения функционального состояния, нужно сравнить окуломоторные реакции в ситуации, когда человек находится в адекватном работоспособном состоянии с аналогичными реакциями в ситуации, когда оператор заведомо неадекватен. Простейший способ получить неадекватное, но при этом известное и контролируемое состояние – дать испытуемому медицинский препарат или вещество, фармакологическое действие которого предсказуемо. Мы использовали алкоголь: алкоголь хорошо изучен как фармакологический агент, его действие известно и интуитивно понятно. Алкоголь безопасен в малых дозах, доступен, стоит недорого, его применение не требует специальных

разрешений со стороны минздрава и госнаркконтроля. Сравнивая траекторию движений глаз в адекватном состоянии и после приёма алкоголя, мы можем выделить особенности окуломоторных реакций, которые изменяются при изменении функционального состояния у всех (или у большинства) испытуемых и, соответственно, потенциально пригодны либо в качестве маркера для распознавания алкогольного опьянения, либо в качестве маркера выхода из нормы.

С учётом имеющейся аппаратуры, в качестве параметров окуломоторных реакций приемлемыми для изучения нам представляются следующие:

- Латентный период макросаккады. Это интервал времени между появлением стимула и началом макросаккады в сторону этого стимула. Параметр традиционно используется в отечественной электроокулографии, интерпретируется как время, необходимое на принятие решения о переводе взгляда плюс время прохождения сигнала по проводящим путям.
- Средняя мгновенная скорость макросаккады. Средняя угловая скорость макросаккады, измеренная в угловых градусах/сек (традиционно) или в пикселях/сек (если есть необходимость привязки к координатной сетке монитора).
- Степень кривизны макросаккады. Используется преимущественно в зарубежных исследованиях для оценки степени влияния на восприятие побочных стимулов (т.н. дистракторов). Оценивает степень отклонения траектории макросаккады от прямой линии. Методика расчёта, как правило, разрабатывается авторами исследования под конкретный эксперимент.
- Степень плавности прослеживания цели взглядом (smooth pursuit). Широко используется за рубежом для диагностики ряда заболеваний

и абнормальных состояний (шизофрении, некоторых психозов, аутизма, маниакально-депрессивного синдрома и т.д.). Оценивает степень плавности и равномерности ведения цели взглядом.

Другие известные окулографические параметры (например, оценку вергентных или ротационных движений глаза, оценку параметров микросаккад) не позволяла применять имеющаяся технология регистрации.

Для поиска маркеров абнормальных состояний использовались, также, два поведенческих параметра зрительно-моторных реакций:

- Время попадания в цель. Фактически, это время сложной сенсомоторной реакции. Параметр многократно описан в отечественной и зарубежной литературе. Служит для оценки работоспособности, измеряется в миллисекундах.
- Латентный период моторной реакции. Время в миллисекундах между появлением нового стимула и началом моторной реакции на этот стимул. В литературе оценивается противоречиво, имеет сомнительную диагностическую ценность. Мы использовали этот параметр как дополнительный, просто потому что имели такую возможность.

Ещё одна идея, реализованная в данной работе, состояла в том, чтобы комплексно проверить эффективность полученных маркеров алкогольного опьянения на разных моделях деятельности: на модели статического появления / исчезновения цели, на модели плавного прослеживания цели взглядом и на модели плавного прослеживания с периодической проверкой готовности к действию. Данный подход позволяет понять, насколько полученные маркеры стабильны по отношению к разным видам

операторской деятельности и какие из маркеров являются потенциально пригодными для практического применения (например, в системах автоматизированного контроля состояния оператора).

Цель работы:

Целью данной работы являлось исследование изменений зрительно-моторных реакций под действием алкоголя на модели слежения за стационарными и движущимися объектами, а также выделение параметров окуломоторных реакций, потенциально пригодных для диагностики алкогольного опьянения и вызванных им нарушений операторской деятельности.

Задачи работы:

1. Разработать психомоторные тесты для моделирования различных видов операторской деятельности, требующих координированных движений глаз и руки и сопровождающихся разными типами движений глаз (саккады, прослеживающие движения глаз, фиксации взгляда и т.д.)
2. Оценить изменения параметров зрительно-моторных реакций под действием алкоголя на моделях статического появления / исчезновения стимула и непрерывного ведения цели.
3. Выявить показатели окуломоторных реакций, связанные со снижением эффективности выполняемой работы под действием алкоголя и потенциально пригодные для аппаратурной диагностики состояний со сниженной работоспособностью.

Научная новизна работы:

1. Разработаны психомоторные тесты для моделирования различных видов операторской деятельности, требующих координированных движений глаз и руки. Разработана оригинальная методика комплексной оценки зрительно-моторных реакций для сложнокоординированной деятельности с высоким уровнем зрительного контроля.
2. Впервые проведена оценка межиндивидуальной вариабельности изменений зрительно-моторных реакций под действием алкоголя на трёх разных моделях операторской деятельности. Изменения зрительно-моторных реакций после приёма алкоголя сопоставлены с изменением эффективности операторской деятельности для всех использовавшихся методик.
3. Анализ указанных изменений позволил выбрать два показателя, которые достоверно и стабильно изменялись под действием алкоголя у большинства испытуемых. Эти показатели расцениваются нами как потенциально пригодные для аппаратурной диагностики состояния оператора: средняя мгновенная скорость саккад в ситуации статического появления / исчезновения стимулов (в качестве маркера изменения состояния оператора), и нарушение плавности траектории взгляда при прослеживании движущегося объекта (в качестве маркера нарушения операторской деятельности).
4. Предложен новый метод оценки кривизны траектории макросаккад и проведена оценка пригодности этого показателя для диагностики снижения работоспособности оператора под действием алкоголя.

Научно-теоретическое и практическое значение работы.

Полученные результаты могут представлять интерес для понимания механизмов нарушения зрительно-моторной координации, вызываемых действием алкоголя. Разработанный нами методический инструментарий оценки межиндивидуальной variability параметров зрительно-моторной координации может быть полезен для исследований механизмов возникновения состояний со сниженной работоспособностью. Полученные результаты относительно изменения геометрических характеристик (кривизны) макросаккад под действием алкоголя, ставят ряд вопросов, требующих дальнейшего исследования и подробного анализа механизмов этого феномена.

Разработанный нами комплекс методов для исследования нарушений зрительно-моторной координации под действием алкоголя может быть полезен для выработки практических рекомендаций по нормативному регулированию допустимых доз алкоголя в крови водителей транспортных средств, а также в качестве дополнительного инструментария для разработчиков автоматизированных систем мониторинга и контроля состояния оператора. Практическое значение имеют, также, два окулографических маркера алкогольного опьянения, непосредственно выделенные нами в процессе исследования: маркер наличия алкоголя в организме и маркер наличия нарушений деятельности, вызванных влиянием алкоголя.

Положения, выносимые на защиту.

1. Наиболее стабильными окуломоторными показателями изменения функционального состояния оператора под действием алкоголя являются:

- средняя мгновенная скорость саккад в ситуации статического появления / исчезновения стимулов;
- нарушение плавности прослеживания взглядом движущегося объекта (цели).

Эти показатели могут быть рекомендованы для разработки аппаратной диагностики состояния оператора.

2. Большинство окуломоторных параметров также весьма чувствительны к действию алкоголя, но они имеют высокий уровень межиндивидуальной вариабельности и для диагностики нарушений деятельности или изменения функционального состояния непригодны.

Апробация работы.

Отдельные результаты были доложены на российских и международных конференциях:

1. «Экспериментальная психология в России: традиции и перспективы». 2010, Москва.
2. 44th International Applied Military Psychology Symposium. 2008, St.Petersburg, Russia.
3. 16th European Conference on Eye Movements. 2011, Marseille, France.

Публикации.

По теме диссертации опубликовано 3 статьи в рецензируемых научных журналах из списка изданий, рекомендуемых ВАК, и одна статья в рецензируемом тематическом сборнике.

Глава 1. ОБЗОР ЛИТЕРАТУРЫ

1.1. Формы глазодвигательной активности.

В настоящий момент известны восемь основных видов движений глаз: тремор, дрейф, микро- и макросаккады, прослеживающие, вергентные, торационные движения и нистагм (Барабанщиков и др., 2014).

Охарактеризуем их более подробно.

- Тремор. Мелкие частые колебания глаза с амплитудой порядка 20-40 угловых минут и частотой 30-150 Гц (максимум – 250 Гц). Тремор обоих глаз независим (Ditchburn et al., 1952). Из всех форм глазодвигательной активности тремор изучен меньше всего из за трудностей его регистрации (для изучения тремора требуется высокоточная регистрирующая аппаратура, позволяющая регистрировать окуломоторную активность с высоким разрешением по времени). Является естественным двигательным фоном и не поддаётся произвольному контролю. Функционально необходим для того, чтобы избежать полной стабилизации изображения относительно сетчатки (при стабилизации относительно сетчатки изображение перестаёт восприниматься полностью (Зинченко и др., 1969)).
- Дрейф. Представляет собой медленное и плавное перемещение взгляда со средней скоростью порядка 50 угловых минут за секунду (Ярбус, 1965) и длительностью от 30 миллисекунд до 5 секунд. Считается, что при дрейфе условия для восприятия и переработки оптической информации оптимальны; при рассматривании объекта на дрейф приходится до 97% времени (Барабанщиков и др., 1994; Барабанщиков и др., 2014). Дрейфы обоих глаз независимы друг от друга.

- Микросаккады. Быстрые скачки глаз длительностью 10-20 мс с амплитудой от 2 до 50 угловых минут и скоростью от 3 до 12 угловых градусов в секунду. Плохо поддаются произвольному контролю. В отличие от тремора и дрейфа, микросаккады обоих глаз скоординированы между собой – они совершаются одновременно в одном направлении (обычно – в противоположном по отношению к предшествовавшему дрейфу). Принято считать микросаккады инструментом коррекции положения оптической оси взгляда, «съехавшей» в результате тремора или дрейфа (Cornsweet, 1956).
- Макросаккады. В противоположность микросаккадам, нужны не для сохранения, а для изменения направления взгляда. Характеризуются высокой скоростью и точностью: амплитуда может варьироваться в диапазоне от 40-50 угловых минут до 50-60 угловых градусов. В ситуации реального восприятия – обычно не больше 20 градусов. Макросаккада, как правило, совершается по прямолинейной или дугообразной траектории, хотя, в принципе, может иметь и неправильную форму (например, синусоидальную или рывкообразную, в виде ломаной линии). Макросаккады возникают при смене точек фиксации; считается, что во время макросаккад условия для приёма и переработки оптической информации хуже всего. Макросаккада может состоять из нескольких саккад – в этом случае используется термин «мульти-саккада». Мульти-саккады часто встречаются в ситуации утомления, повышенного эмоционального возбуждения, при напряжённой поисковой работе зрительного анализатора или у больных с органическими поражениями ЦНС.
- Прослеживающие движения. Плавные движения глаз, которые возникают при прослеживании взглядом движущегося объекта. Обеспечивают нахождение объекта в зоне лучшего видения.

Прослеживающие движения начинаются через 150-200 мс после начала движения объекта и завершаются через 300 мс после его остановки. Скорость – от 5 угловых минут до 90 градусов в секунду. При прослеживающих движениях, как и при дрейфе, объект способен эффективно восприниматься зрительной системой.

- Вергентные движения. Представляют собой движения, направленные на сведение (конвергенция) или разведение (дивергенция) оптических осей глаз. Необходимы для стереоскопического зрения, восприятия объёма и расстояний между объектами. При фиксации на объекте оптические оси обоих глаз пересекаются в точке фиксации. Вергентные движения начинаются через 200 мс после изменения положения наблюдаемого объекта и продолжаются несколько сотен миллисекунд. В момент дивергенции и конвергенции сохраняется возможность восприятия зрительной информации.
- Торсионные (ротационные) движения. Вращательные движения глаза относительно оптической оси. Необходимы для частичной компенсации наклонов головы и изменения положения тела. Максимальная амплитуда – порядка 10 угловых градусов. Примером ротационных движений может служить вестибуло-окулярный рефлекс, назначением которого является поддержания чёткого стабильного зрения во время поворота головы (Батуев, Таиров, 1978).
- Нистагм. Это «устойчивая окулоmotorная структура, включающая чередование саккад и плавных прослеживающих движений» (Барабанщиков и др., 1994). Служит для компенсации нарушений зрительной и вестибулярной систем, а также для сохранения эффективности восприятия движущейся среды, имеющей повторяющуюся структуру (например, идущий мимо поезд или

полотно дороги), а также для фиксации неподвижного объекта на фоне изменяющейся среды. При некоторых видах патологии наблюдается т.н. спонтанный нистагм. Характер спонтанного нистагма определяется комплексом факторов, определяющих состояние больного: утомлением, болезненным состоянием, сменой настроения и т.д. (Аветисов и др., 1979, Благовещенская, 1968).

Рассмотренные виды окуломоторной активности существуют не изолированно, а в тесной связи друг с другом. Многочисленные попытки локализовать участок мозга, отвечающий за глазодвигательную активность, породили больше вопросов, чем ответов: согласно экспериментальным данным, в управлении окуломоторикой участвуют лобные и затылочные окуломоторные зоны, области переднего двухолмия (Шульговский, 1997), зрительного бугра (Шахнович, 1974), мозжечок (Optican, Robinson, 1980), фронтальное глазное поле (Fox et al., 1985). По некоторым данным, участки коры, раздражение которых вызывает окуломоторную активность, составляют 34% всей площади коры (Шахнович, 1974). В настоящее время используется термин «глазодвигательная система», под которым следует понимать совокупность окуломоторных механизмов сохранения или изменения положения оптических осей глаз в процессе восприятия (Владимиров, Хомская, 1981).

Существуют две ведущие концепции, описывающие деятельность глазодвигательной системы. Сторонники концепции автоматизации считают, что все окуломоторные действия программируются в процессе деятельности; траектория и амплитуда саккад программируется заранее, затем готовая программа запускается автоматически, с помощью механизмов условного рефлекса, после чего глаз (и его оптическая ось) движется по баллистической траектории, без дополнительного контроля со

стороны мозга (Запорожец и др., 1967, Зинченко, Ломов, 1960, Нерр, 1985). Сторонники концепции слежения рассматривают глазодвигательную систему как следящую систему с отрицательной обратной связью (Андреева, Вергилес, Ломов 1972,1975, Robinson, 1975). Согласно данному подходу, направление и скорость смещения взгляда определяется величиной рассогласования между оптической осью глаза и проекцией отслеживаемого объекта на сетчатку. Высказывалось, также, мнение, согласно которому только низшие уровни глазодвигательной системы работают как следящая система, а высшие работают по программе (Андреева, Вергилес, Ломов 1975). Не углубляясь в подробности дискуссии, отметим, что прогностическая способность обеих концепций в целом невелика, хотя отдельные полученные результаты указывают на высокую диагностическую ценность окуломоторных реакций как маркеров функциональных состояний и органических патологий.

1.2. Модели операторской деятельности и моторные реакции при плавном прослеживании и при внезапном появлении цели.

Применительно к нашему исследованию, особый интерес вызывают работы, в которых моделируется различная операторская деятельность. Самая простая (и потому самая распространённая) модель операторской деятельности это модель непрерывного ведения цели курсором (визиром, джойстиком и т.д.). Оператор в этом случае выступает как система, ликвидирующая ошибку рассогласования между положением курсора и положением цели. Рядом исследователей было показано, что операторская ошибка в этом случае будет тем меньше, чем проще испытуемому прогнозировать траекторию движения цели. Точность преследующего слежения будет в 1,5 – 2 раза выше компенсаторного (Adams, 1961; Poulton, 1952), а основным показателем эффективности оператора становится время,

затраченное на прогнозирование и выполнение моторного действия (Griefahn et al., 1986; Hening et al., 1988; Boles, 1987; Бойко, 1964; Крылов и др., 1966; Сараев, 1981). Было замечено, что при слежении задействованы минимум два механизма коррекции рассогласования: если слежение выполняется с высокой точностью, то коррекция выполняется плавно, методом скольжения. Если по какой-то причине рассогласование становится значительным – коррекция выполняется резким скачком, независимо от величины рассогласования (Крылов, Крылова, 1973). Помимо простых поведенческих существуют и более сложные, в том числе математические, модели операторской деятельности, которые включают в себя элементы прогнозирования (Ornstein, 1963; Kelly, 1969). Однако влияние таких факторов, как мотивация, характер задачи, окружающая среда и т.п. сводят на нет все попытки заменить реального оператора автоматической следящей системой (Морган, 1971).

Другой распространённой моделью операторской деятельности является модель слежения за дискретно появляющимися и исчезающими стимулами с постоянной или переменной длительностью и межстимульной паузой. В этом случае оператор выступает как следящая система дискретного действия (Craig, 1947). «Очевидно, что характер слежения в этом случае будет определяться длительностью интервалов между стимулами, их вариабельностью, информативной значимостью и рядом других факторов, действующих другие психофизиологические механизмы, главным из которых является условная реакция на время... Здесь время реакции является единственным надёжно определяемым информативным показателем состояния» (Машкова, 1999). Однако на время реакции могут значительно влиять такие факторы, как начальный уровень возбуждения нервной системы (Конопкин, Степанский, 1972), скорость формирования моторного навыка, параметры внимания, эффект ожидания

стимула (Уолтер, 1966). Немаловажную роль, также, играет длительность предъявления стимула и величина межстимульных интервалов (Алексеев и др., 1965).

Во многих исследованиях предпринимались попытки соотнести зрительные и моторные реакции с уровнем работоспособности испытуемого. Делалось это для того, чтобы по изменениям окуломоторных параметров попытаться спрогнозировать эпизоды, когда работоспособность снижается. Однако кривая работоспособности имеет фазовый характер и при формировании экспериментальной схемы необходимо это учитывать. Например, В.И.Медведев (Медведев, 1970) выделяет следующие фазы работоспособности:

1. Фаза мобилизации (определяется состоянием перед началом работы).
2. Фаза вработывания (период после начала работы, в течение которого нервная система испытуемого адаптируется к условиям деятельности и подбирает оптимальный режим функционирования).
3. Фаза компенсации (период работы, который характеризуется максимальной эффективностью и экономичностью её выполнения).
4. Фаза утомления. Идёт в два этапа: на первом из них (субкомпенсация) работоспособность поддерживается за счёт ослабления менее важных функций. На втором этапе (декомпенсация) нарушаются вегетативные и двигательные функции оператора; его функциональное состояние начинает ухудшаться, снижается качество работы.
5. Фаза конечного порыва – в ожидании скорого окончания работы работоспособность кратковременно улучшается.

Продолжительность и чередование фаз могут значительно варьироваться в зависимости от выполняемой работы, выборки и исходного состояния испытуемых.

1.3. Окулография как метод оценки функционального состояния.

В качестве метода для оценки функционального состояния человека окулография используется с середины 60-х годов XX века. При оценке функциональных состояний физиологи в качестве параметров обычно используют длительность и распределение фиксации, латентные периоды макросаккад, амплитуду, скорость и длительность микро- и макросаккад (Гиппенрейтер, 1973; Ломов, 1978; Ярбус, 1965; Ottes, 1984; Kato et al., 1994; Bauer et al., 1997). Набор исследуемых параметров зависит от задач и методики конкретного исследования. Однако, при наличии огромного числа работ по окуломоторике, статей, посвящённых исследованиям функциональных состояний человека совсем немного. Это объясняется, в первую очередь, методическими сложностями – ведь для подобных исследований необходимо организовать регистрацию окуломоторных параметров непосредственно в процессе деятельности; мало того – нужно, чтобы качество выполняемой работы при этом могло быть количественно оценено. Существует множество методик, позволяющих непрерывно оценивать качество выполняемой работы, однако непрерывная длительная регистрация окуломоторных реакций непосредственно в процессе эксперимента стала возможна относительно недавно, с появлением систем бесконтактной видеорегистрации движений глаз. Впрочем, несмотря на методические сложности, отдельным исследователям удавалось получать достаточно интересные результаты. Применительно к задачам нашего исследования особый интерес представляют окулографические маркеры болезненных и паталогических состояний, разного рода интоксикаций и

состояний со сниженной работоспособностью (например, монотонии, утомления или засыпания).

Одной из классических моделей, используемых для распознавания паталогических состояний психики (в частности, шизофрении), является модель плавного прослеживания цели (smooth pursuit eye movements), основанных на парадигме “Rashbass” (Rashbass, 1961). Рассмотрим эту модель более подробно.

В ходе исследования с использованием методики плавного прослеживания испытуемый должен отслеживать взглядом цель (маленький кружок), которая движется по предсказуемой синусоидальной траектории с периодом порядка 2-10 секунд. Показателем функционального состояния является количество, амплитуда, форма и распределение саккад, возникающих при прослеживании целевого объекта взглядом. Для контрольной группы (здоровые испытуемые) характерна плавная траектория прослеживания, без рывков, с малым количеством саккад. У пациентов с диагностированной паталогией (в частности, шизофренией) возникает т.н. дефицит слежения, который выражается в

- рывкообразном характере окуломоторных паттернов (плавность траектории прослеживания снижается, взгляд начинает периодически «подтормаживать», вследствие чего появляются корректирующие саккады)
- появлении саккад с траекторией, опережающей траекторию цели
- появлении саккад, сильно опережающей траекторию цели, после чего следует возвратная саккада несколько назад
- появлении преждевременных саккад и преждевременных саккад с неправильно предсказанным положением цели.

Также при использовании данной методики оценивается величина и направленность рассогласования между траекториями цели и взгляда. Для

этого вычисляется отношение скорости цели к средней скорости прослеживания (без учёта саккад), результаты классифицируются и на основе полученной классификации делается вывод о наличии / отсутствии дефицита прослеживания. Аналогичным способом вычисляется интенсивность дефицита прослеживания (Levy et al., 2010).

Благодаря своей простоте и эффективности данный метод используется для диагностики шизофрении на протяжении многих лет (Holzman et al., 1974; Baloh et al., 1977; Kuechenmeister et al., 1977; Mialet et al., 1981; Avila et al., 2003).

Оценка параметров прослеживания цели взглядом оказалась эффективной и при диагностике некоторых других паталогических состояний: маниакально-депрессивного синдрома (Lipton et al., 1980), некоторых психозов (Holzman et al., 1977; Shagass et al., 1976), эпилепсии (Bittencourt et al., 1980). Активно использовались и модификации исходной методики: при исследовании пациентов с аутизмом было выявлено изменение параметров и длины фиксации при прослеживании (Boraston et al., 2007; Dalton et al., 2005).

Оценка плавного прослеживания цели использовалась и при диагностике болезни Паркинсона, в том числе для оценки эффективности терапии (Lemos et al., 2013; Nilsson, 2013). Следует отметить, также, методы диагностики этого заболевания, основанные на анализе статистических параметров макросаккад. В настоящий момент запатентован метод диагностики болезни Паркинсона на основе анализа латентных периодов макросаккад и доли мультисаккад (Ратманова и др., 2006): считается, что с углублением нейродегенеративных процессов латентный период макросаккад и доля мультисаккад увеличивается. Однако, учитывая низкую специфичность такого параметра, как латентный период макросаккады, вероятно, следует считать указанные особенности скорее одним из ранних

маркеров развития заболевания, чем полноценным диагностическим признаком.

В настоящее время оценка дефицита прослеживания используется в качестве раннего маркера при диагностике шизофрении и некоторых других паталогических состояний, однако необходимость проходить специальный тест делает её непригодной для непрерывного мониторинга текущего состояния испытуемого.

Попытки найти маркеры изменения функциональных состояний без применения специальных тестов также предпринимались рядом исследователей. Во всех случаях использовалась одинаковая экспериментальная парадигма: окуломоторные реакции регистрировали непосредственно в процессе деятельности (как правило, по управлению транспортом), после чего данные подвергались математической обработке с целью поиска устойчивых и информативных единичных паттернов, а также статистически значимых медленных изменений набора окуломоторных параметров (например, количества, длительности и распределения фиксации в определённом интервале времени). В экспериментах на водителях было показано, что частота и амплитуда макросаккад уменьшаются за время эксперимента (Ceder et al., 1977); авторы отмечают этот результат как потенциальный маркер утомления. При исследовании состояния лётных экипажей во время полёта было показано, что хорошим индикатором засыпания и дремотного состояния является время изменения амплитуды саккад (Wright et al., 2001), однако существующая методика регистрации окулограммы (авторы использовали электроокулограмму) делает невозможным её использование для мониторинга состояний. При работе, имитирующей деятельность авиадиспетчера, длина саккад значительно колеблется в зависимости от фазы эксперимента (в начале и в конце двухчасового опыта – уменьшается, в середине – увеличивается), а

средняя скорость саккад значительно уменьшается (McGregor et al., 1996). В то же время авторы призывают с осторожностью использовать изменение скорости саккад как маркер утомления, поскольку он может быть вторичен по отношению к такому параметру, как увеличение количества морганий.

Увеличение количества морганий, в свою очередь, также может быть использовано в качестве маркера увеличения усталости и появления сонливости у оператора (Stern et al., 1994; Orden et al., 2000). Но используя их в качестве маркеров изменения состояния, следует учитывать неспецифический характер моргания как физиологической реакции: помимо сонливости и утомления, изменение частоты и распределения морганий может быть вызвано изменением освещённости, ветром, аллергическими реакциями и т.д.

Ещё одной разновидностью анализа морганий является парадигма PERCLOS, основанная на измерении доли времени, «... в течение которого веки испытуемого частично закрыты по оценкам наблюдателя или соответствующей прикладной программы. Критерием дремоты является состояние, когда глаза закрыты $> 80\%$ в течение 1 минуты. У дремлющих испытуемых уменьшен тонус мышц лица, замедлено движение глаз и увеличено время закрытых глаз (2+сек)» (Wright et al., 2007). В научной литературе есть описание эксперимента (Dinges et al., 1998), «... который продемонстрировал, что изменения бодрствования / дремоты с помощью PERCLOS сильно коррелируют с пропусками при выполнении задач психомоторной бдительности (PVT). Параметр хорошо работал для разных испытуемых (в течение нескольких тестовых сеансов) и предсказывал пропуски в течение первых 22 часов эксперимента» (Wright et al., 2007). К недостаткам метода авторы относят его селективность (предполагается, что данный метод эффективен главным образом для диагностики дремоты и скорого засыпания), хотя, на мой взгляд, это как раз является достоинством

метода. Также есть проблемы, связанные с типом морганий и влиянием окружающих факторов (например, запылённостью помещения, резким изменением освещённости или наличием аллергических реакций). Разработка алгоритмов велась на основе исследований на автомобильных симуляторах и нуждается в дополнительной проверке в условиях реальных поездок на автомобиле.

1.4. Использование алкоголя в качестве инструмента для моделирования функционального состояния испытуемого.

Алкоголь в качестве инструмента для моделирования абнормальных состояний испытуемого используется достаточно давно; на сегодняшний день опубликовано огромное количество работ, посвящённых влиянию алкоголя на поведенческие, психомоторные, эмоциональные и другие реакции, определяющие функциональное состояние испытуемого. Влияние на операторскую деятельность алкоголя и утомления во многом является сходным (Williamson et al., 2001). Наибольший интерес для нашего исследования представляют работы, описывающие:

- экспериментальные модели непрерывной операторской деятельности с использованием алкоголя
- дозировку (влияние малых, умеренных и высоких доз алкоголя на поведение и физиологические реакции)
- фармакокинетику алкоголя (динамику изменения количества алкоголя в крови и соответствующую ей динамику изменения поведенческих и физиологических реакций)

Экспериментальные модели с применением алкоголя в подавляющем большинстве основаны на имитации вождения транспортных средств и

работы диспетчера – потому, что проблема пьянства за рулём и задача отслеживания неадекватных и паталогических (в т.ч. болезненных) состояний на транспорте стоит наиболее остро. Вождение на разного рода симуляторах (автомобильных, железнодорожных, авиационных) может использоваться для исследования влияний собственно алкоголя (наркотиков, медицинских препаратов) на операторскую работу, или же для поиска физиологических маркеров выхода из нормального состояния.

При изучении влияния алкоголя на работу водителя (оператора) акцент обычно делается на оценку времени реакции, распределения параметров внимания и оценку параметров зрительно-моторной координации.

Большинство исследователей согласны с тем, что алкоголь даже в малых дозах ощутимо увеличивает время простой и сложной сенсомоторной реакции, а также количество и частоту проб с аномально высоким временем реакции (Gustafson, 1986 (1); Allen et al., 2009; Ogden et al., 2004); влияние алкоголя при этом является функцией от времени, которая распределяется асимметрично: более длинные времена реакции увеличиваются сильнее, чем более короткие (Gustafson, 1986 (2)). При оценке параметров внимания было установлено, что алкоголь в умеренных и высоких дозах уменьшает процент правильно распознанных стимулов, увеличивает количество ошибок распознавания стимула, уменьшает способность к классификации (Dougherty et al., 2000); распределение визуального внимания изменяется в зависимости от сложности задачи: чем сложнее задача, тем сильнее ухудшаются параметры внимания (Post et al., 1996). Зрительно-моторная координация после приёма алкоголя также ухудшается: смещение взгляда в процессе вождения перестаёт опережать моторную реакцию (поворот руля) (Marple-Horvat et al., 2007), ухудшается реакция на внезапно появляющееся препятствие (Weiler et al., 2000),

нарушается чувство равновесия и оценка расстояний (Liguori et al., 1999; Nieschalk et al., 1999; Crowdy et al., 2004). Сходные результаты получены и в опытах на крысах (Chu, 1983).

Поиск физиологических маркеров выхода из нормального состояния также даёт положительные результаты: после приёма алкоголя уменьшалась точность макросаккад, увеличивалась количество мультисаккад и, соответственно, количество корректирующих саккад (Crowdy et al., 2004). Интересен, также, тот факт, что в адекватном состоянии окуломоторный паттерн водителя при входе в поворот сохраняется даже если направление взгляда в этот момент перекрыто искусственным препятствием (Marple-Horvat et al., 2005). Соответственно, изменение или исчезновение этого паттерна под действием алкоголя может стать хорошим маркером выхода из нормального состояния.

Ещё одним видом экспериментальных моделей с применением алкоголя являются модели, в которых алкоголь применяется совместно с медицинскими препаратами (например, антигистаминами) или наркотиками (марихуаной) (Perez-Reyes, 1988; Ramaekers et al., 2000; Ridout et al., 2003; Weiler et al., 2000; Ogden et al., 2004). Полученные результаты позволяют делать выводы о безопасности медицинских препаратов и совместном действии наркотиков и алкоголя.

Одним из ключевых факторов, определяющих эффект алкоголя как средства создания экспериментальной ситуации, является количество и способ введения алкоголя в организм испытуемого. В подавляющем большинстве случаев алкоголь принимают либо в виде напитка, либо в виде водного раствора разной концентрации, после чего запивают соком. Однако существуют и модели, предполагающие длительное непрерывное поддержание заданной концентрации алкоголя в крови (Zoethout et al., 2009). Дозировка, как правило, рассчитывается исходя из веса тела

испытуемого. Применяемые дозы варьируются в литературных источниках: встречаются исследования с применением 0.15, 0.2, 0.3, 0.35, 0.4, 0.45, 0.48, 0.5, 0.55, 0.6, 0.7, 0.72, 0.8, 1, 1.2 грамма алкоголя на 1 килограмм веса тела испытуемого (Moskowitz et al., 1985; Rohrbaugh et al., 1988; Finnigan et al., 1995; Mills et al., 1996; Versavel et al., 2005; Abroms et al., 2006; Meda et al., 2009; Mills et al., 2009). Единого понимания, что такое «малая», «средняя» или «большая» доза алкоголя в литературе тоже нет; данные термины трактуются исходя из культурных традиций страны, в которой проводилось исследование. В большинстве работ дозы от 0.2 до 0.4 г/кг считаются малыми, от 0.5 до 0.8-1 г/кг – средними, 1-1.2 г/кг и больше – высокими. В своём исследовании мы придерживались именно этой классификации, считая применявшуюся нами дозу 1 г/кг средней. В отдельных работах в качестве меры используют не количество принятого алкоголя, а количество усвоенного алкоголя (концентрацию алкоголя в крови в промиле) (Vakulin et al., 2007). Такой подход обеспечивает большую точность при моделировании состояния, однако он имеет смысл только на длительных экспериментах, поскольку концентрация алкоголя в крови зависит от нескольких факторов и подобрать необходимую дозу, чтобы сразу «попасть» в заданный диапазон чрезвычайно сложно.

Ещё одним важным фактором, определяющим изменение состояния испытуемого под действием алкоголя, является время, необходимое, чтобы алкоголь подействовал. Известно, также, что действие алкоголя имеет фазовый характер: сразу после приёма наступает фаза кратковременной стимуляции, которая через несколько десятков минут сменяется расслабляющим и дезориентирующим эффектом. Относительно фазового характера действия и длительности фаз в литературе разночтений нет: максимальная концентрация алкоголя в крови отмечается, в среднем, через час, затем следует период, в течение которого концентрация практически не

изменяется (длительность периода зависит от дозы), после чего концентрация начинает медленно снижаться. Максимум поведенческих отклонений от нормы приходится на пик концентрации алкоголя в крови – т.е. через 1 час после приёма алкоголя (Versavel et al., 2005; Zoethout et al., 2009).

Таким образом, исходя из литературных данных, для поиска окулографических маркеров выхода из нормы имеет смысл использовать следующий набор методов и экспериментальных параметров:

- экспериментальная схема должна включать в себя тесты на непрерывное плавное прослеживание и дискретное появление / исчезновение стимула
- длительность единичного теста не должна превышать 15 минут (иначе возможно возникновение состояний усталости или монотонии)
- доза алкоголя должна составлять 1 г/кг веса тела (если меньше – возможна недостаточная выраженность реакций, больше – возможно ухудшение самочувствия испытуемого в ходе эксперимента вследствие интоксикации)
- пауза после между приёмом алкоголя и началом тестовой серии должна составлять не менее 40–60 минут (иначе возможен стимулирующий эффект)

Глава 2. МЕТОДИКА ИССЛЕДОВАНИЯ

2.1. Испытуемые.

В исследовании добровольно приняли участие 22 испытуемых мужского пола в возрасте от 20 до 36 лет. Все испытуемые были физически здоровы и не имели проблем с алкоголем. Первый этап отбора проводился через Интернет и включал в себя информирование о процедуре исследования и первичный инструктаж (нормально выспаться, не употреблять алкоголь, кофе и медпрепараты в день эксперимента и накануне, пообедать за 2 часа до начала тестов). Участие в исследовании оплачивалось. Соответственно, все согласившиеся на эксперимент имели необходимый опыт работы с компьютером и мышью, а также мотивацию, достаточную для выполнения тестовых заданий. Второй этап отбора проводился непосредственно в день эксперимента и включал в себя ознакомление с тестовыми заданиями и пробную запись видеоокулограммы (испытуемый сидел в экспериментальном кресле и выполнял сокращённые версии тестовых заданий. Экспериментатор в это время проверял качество записи и калибровал аппаратуру).

2.2. Экспериментальная модель алкогольного опьянения.

Для создания экспериментальной модели алкогольного опьянения испытуемые принимали алкоголь в количестве 1 грамм 96% алкоголя на 1 килограмм веса тела, при этом количество 96% медицинского спирта пересчитывалось на 40% водку. Количество алкоголя в выдохе оценивалось с помощью алкотестера AL-7000 с точностью $\pm 15\%$ от полученного значения. Учитывалась также динамика воздействия алкоголя: после

приёма алкоголя испытуемый в течение часа общался с экспериментатором на отвлечённые темы, и только потом начинался тест.

2.3. Регистрация физиологических показателей.

Основным физиологическим показателем в нашей серии опытов были окуломоторные реакции испытуемых. Траектория перемещения взгляда регистрировалась при помощи системы бесконтактной видеорегистрации движений глаз (Eyegaze Analyzing System), использующей принцип отражения инфракрасного света от роговицы глаза (далее – «ай-трекер») с программным обеспечением NYAN 2 ® компании Interactive Minds. Запись велась в бинокулярном режиме попеременно двумя камерами, суммарная частота опроса – 120 герц; расстояние до экрана – 60 см, экранное разрешение – 1280x1024 пикселей, размеры пикселя – 0,265 мм (в данном эксперименте угловое смещение экранного объекта на один пиксел примерно соответствует смещению на $0,0246^\circ$ относительно глаза испытуемого). Голова испытуемого фиксировалась сзади подголовником кресла. Помимо окуломоторных реакций, с помощью специально разработанных программ регистрировалась траектория движения курсора мыши по экрану, все нажатия на клавиши мыши и связанные с ними события на экране (появление, перемещение и исчезновение тестовых стимулов). Дискретность регистрации – 8 мс (125 Гц).

2.4. Психомоторные тесты.

Для моделирования различных аспектов операторской деятельности нами были разработаны и программно реализованы на Delphi три психомоторных теста («Статика», «Динамика», «Динамика и дополнительный стимул»). Эти тесты позволяют оценивать реакцию как на статически появляющиеся и исчезающие стимулы, так и на движущуюся цель. Тесты предъявлялись в

затемнённой камере на жидкокристаллическом мониторе Samsung с диагональю 17 дюймов (340x270мм, разрешение 1280x1024 пиксела) и легендировались как «стрельба по целям».

В тесте «Статика» экран условно делили на 20 секторов в виде сетки (5 по горизонтали, 4 по вертикали); каждый сектор имел свой номер (рис. 1), границы и номер секторов на экран не выводились. В начале опыта в центре одного из секторов появлялась цель в форме круга диаметром 5 мм – испытуемый должен был максимально быстро навести на него курсор и щёлкнуть мышью. При попадании цель исчезала и одновременно появлялась в центре другого сектора. Номер сектора программа выбирала автоматически, с помощью генератора случайных чисел. В течение опыта предъявлялось 120 стимулов-целей, испытуемый должен был поразить их все за максимально короткое время.

1	2	3	4	5
6	7	8	9	10
11	12	13	14	15
16	17	18	19	20

Рис. 1. Тест «статика»: разбивка экрана на секторы, стимул. При тестировании сетка и номера секторов не отображаются.

Для всех испытуемых во всех опытах последовательность секторов была одинаковой, координаты всех целей известны, траектория движения мыши и все щелчки записывались в лог-файл. Единичной пробой считалось предъявление одного стимула (т.е. все действия испытуемого с момента появления цели и до щелчка по цели мышью). Описанный алгоритм предъявления стимулов позволяет строить точные траектории движения взгляда и мыши для каждой пробы теста с учётом времени начала и конца предъявления каждого стимула.

В тесте «Динамика и дополнительный стимул» цель (зелёный круг диаметром 12 мм) двигалась по круговой траектории диаметром 75 мм с угловой скоростью 28 градусов в секунду относительно центра экрана (рис. 2).

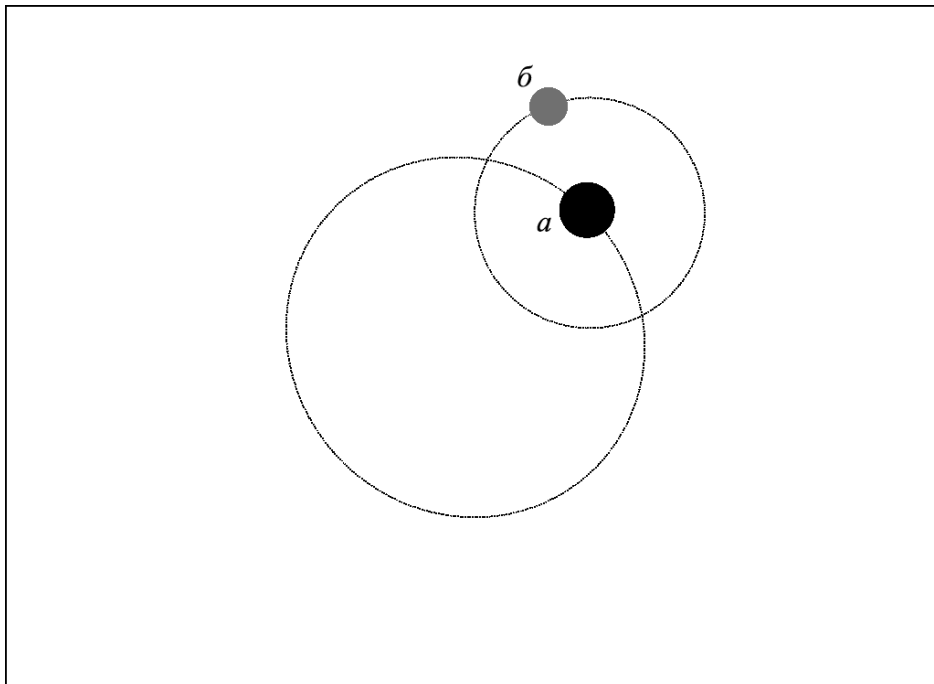


Рис. 2. Тесты «динамика», «динамика и дополнительный стимул»: траектории основной и дополнительной цели. а – основная цель, б – дополнительная цель. Обе цели движутся по часовой стрелке. При тестировании траектории не отображаются.

Один раз за полный оборот с внешней стороны траектории цели появлялась дополнительная цель – красный круг диаметром 12 мм. Дополнительная цель начинала двигаться по круговой орбите вокруг основной цели с угловой скоростью 29 градусов в секунду. Радиус отбиты дополнительной цели – 60 мм. Испытуемый получал инструкцию вести курсором мыши основную цель, стараясь не выходить за её пределы; при появлении дополнительной цели он должен был быстро навести на неё курсор и щёлкнуть мышью. В случае попадания дополнительная цель исчезала, а испытуемый должен был быстро вернуть курсор на основную цель и вести её дальше. Всего за тест предъявлялось порядка 70 дополнительных целей, паузы между предъявлениями варьировались в случайном порядке. Такой алгоритм позволяет строить и количественно оценивать траектории взгляда в процессе ведения цели, а также при поражении дополнительной цели.

Тест «Динамика» полностью аналогичен тесту «Динамика и дополнительный стимул», за исключение того, что при появлении дополнительной цели испытуемый должен был щёлкнуть по основной цели (по той, которую вёл); дополнительная цель здесь играла роль сигнала и исчезала после щелчка по основной цели. Также в тесте «Динамика» отличались размеры основной цели (её диаметр составлял 8мм); это было сделано для того, чтобы сравнить динамику изменения моторных паттернов на разных образцах стимула. Всего за тест предъявлялось порядка 150-180 дополнительных целей, паузы между предъявлениями варьировались в случайном порядке. Такой алгоритм позволяет строить и количественно оценивать траектории взгляда и моторику руки в процессе ведения цели, время реакции на побочный стимул без принятия решения, а также сравнивать время моторной и окуломоторной реакции в ситуации без

принятия решения о смене целевого объекта (тест «Динамика») и с принятием решения (тест «Динамика и дополнительный стимул»).

2.5. Процедура исследования (экспериментальная схема).

Процедура исследования включала в себя две серии опытов: контрольную и тестовую (рис. 3).

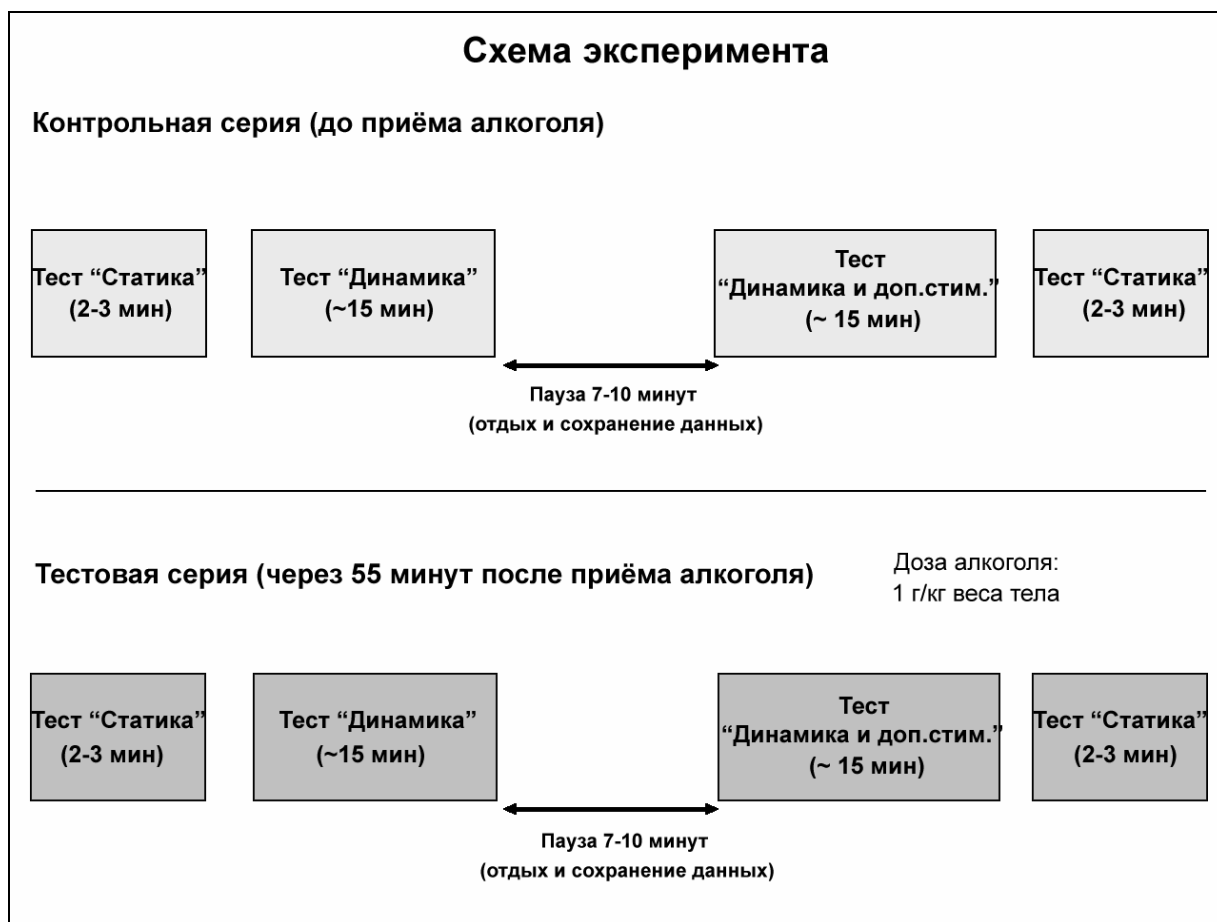


Рис. 3. Схема эксперимента.

Сначала выполнялась контрольная серия: испытуемый садился в кресло, производилась калибровка аппаратуры, после чего последовательно выполнялось тестирование по методике «статика» (около 3 минут) и сразу же, без паузы, по методике «динамика» (15 минут). Затем делался

небольшой перерыв (7-10 минут), в течение которого испытуемый мог встать, размяться, дать отдых глазам (перерыв нужен для того, чтобы избежать монотонии и не дать развиться утомлению). После перерыва опять производилась калибровка аппаратуры, после чего без паузы выполнялись тесты «Динамика и дополнительный стимул» (15 минут) и «Статика» (около 3 минут). На этом контрольная серия заканчивалась – испытуемый переходил в другое помещение, там принимал алкоголь и в течение часа общался с экспериментатором на отвлечённые темы (пауза между контрольной и тестовой серией нужна, во-первых, чтобы дать алкоголю усвоиться и, во-вторых, чтобы избежать стимулирующего эффекта). Через час после приёма алкоголя проводился контрольный замер количества алкоголя в выдохе и начиналась тестовая серия опытов – полностью аналогичная контрольной.

2.6. Программное обеспечение.

Помимо штатного программного обеспечения ай-трекера NYAN 2 ® компании Interactive Minds, нами были разработаны и использовались программы предъявления для тестов «Статика», «Динамика», «Динамика и дополнительный стимул», работающие в реальном времени.

Для обработки экспериментальных данных разрабатывалось специальное ПО с применением процедур и функций на Matlab:

- программы выравнивания временных интервалов между соседними опросами ай-трекера
- программы синхронизации лог-файлов ай-трекера и каждого из тестов
- программы визуализации для всех тестов
- программы детекции артефактов, в т.ч. аппаратурных
- программы полуавтоматического распознавания макросаккад

- программы оценки мгновенных скоростей взгляда и мыши
- программы обработки моторных параметров (время попадания в цель, латентность первого движения и т.д.) по лог-файлам программ предъявления
- программы обработки траекторий взгляда

Также производилась статистическая обработка данных с помощью пакета Statistica.

Глава 3. РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ

3.1. Статистический анализ параметров зрительно-моторных реакций.

3.1.1. Удаление артефактных проб.

Чтобы иметь возможность проводить количественный анализ параметров окулографических и моторных реакций, необходимо удалить из анализа пробы с артефактами записи и реакциями, заведомо не имеющими отношения к выполняемому тесту и изменению функционального состояния испытуемого.

Первый тип артефактов – отсутствие экранных координат взгляда в записи. Такие артефакты возникают в двух случаях: если зрачок испытуемого по каким-то причинам выпал из поля зрения регистрирующей камеры (как правило, при морганиях) или если имела место пауза в работе таймера программы (т.е. если пауза между соседними опросами была больше, чем штатный период опроса аппаратуры (для 120 Гц это 8,3 мс)). При визуализации траектории все артефакты первого типа выглядят примерно одинаково (рис. 4): через несколько опросов после появления стимула следует резкий рывок в точку с координатами ($X=0, Y=0$), затем взгляд столь же резко возвращается обратно на траекторию. На самом деле взгляд не делает никаких рывков – просто в лог-файл с координатами взгляда вместо потерянных данных пишутся нули.

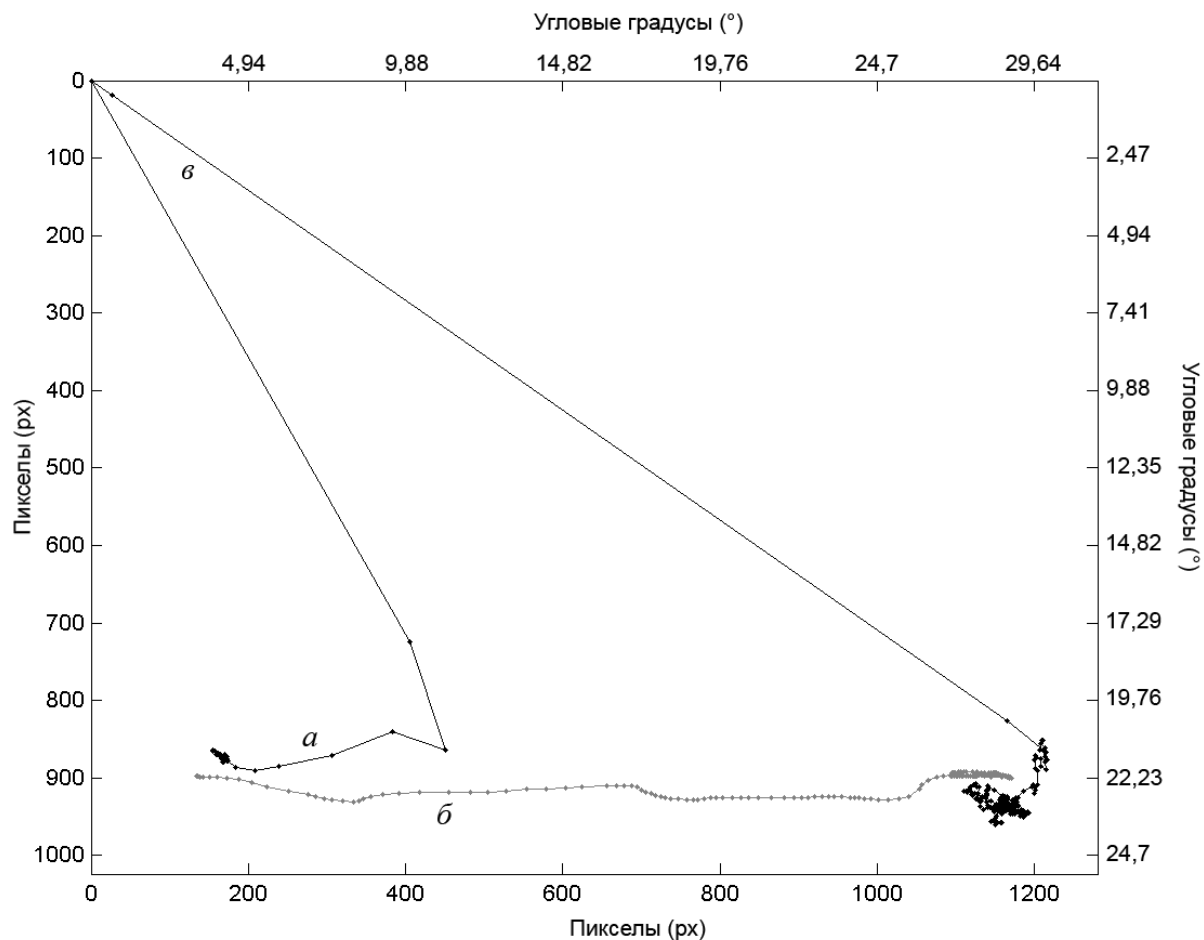


Рис. 4. Артефакты, вызванные потерей данных при записи.

a – траектория взгляда, *б* – траектория курсора мыши, *в* – потерянные данные при визуализации.

Второй тип артефактов – артефакты, вызванные поведенческой стратегией испытуемого. Инструкция требует от испытуемого работать максимально быстро и максимально точно, поэтому, чтобы поразить все цели в максимально короткий срок, отдельные испытуемые в отдельных пробах начинают гадать, в каком месте появится новая цель. Последовательность действий испытуемого в этом случае выглядит следующим образом: испытуемый наводит курсор на цель и в момент щелчка по цели переводит взгляд в область, где, по его мнению, должна появиться следующая цель. В результате взгляд начинает двигаться раньше, чем появляется следующая

цель. Как правило, испытуемый не угадывает – в результате получается траектория без латентного периода и изначально направленная в сторону от цели (рис. 5).

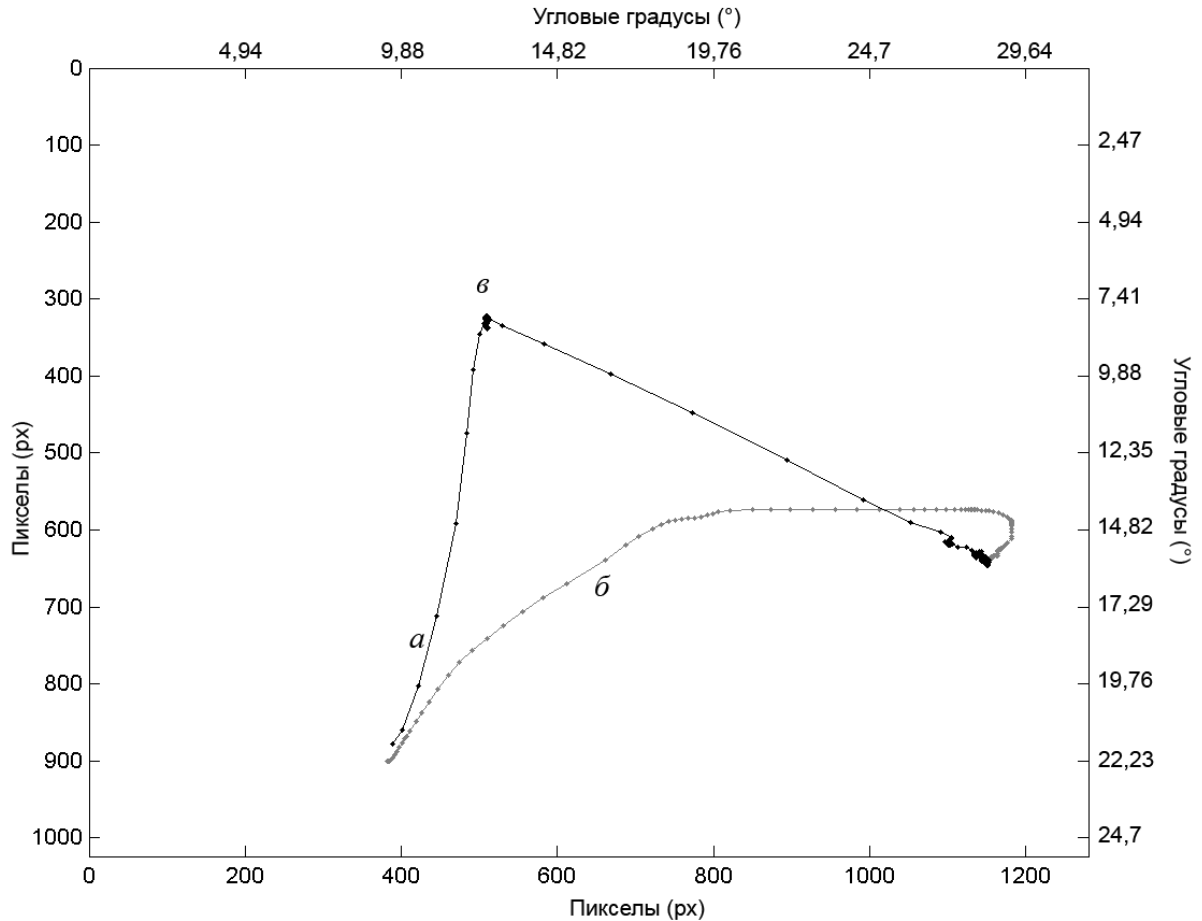


Рис. 5. Артефакты, вызванные поведенческой стратегией испытуемого.

а – траектория взгляда не имеет латентного периода и направлена в сторону от цели, *б* – траектория мыши, *в* – промежуточная фиксация, после которой начинается коррекция траектории.

Ситуацию, когда испытуемый успешно угадывает местоположения следующего стимула, также можно идентифицировать по траектории взгляда: в этом случае латентный период макросаккады либо отсутствует, либо будет аномально коротким; траектория макросаккады будет разбита короткими фиксациями на два и более участка; угловое расстояние от

первой фиксации до цели будет значительно больше пяти угловых градусов (размер жёлтого пятна сетчатки – зоны наилучшего видения).

Третий тип артефактных проб – пробы, в которых макросаккады имели зигзагообразную, синусоидальную или совсем уж экзотическую траекторию. Количество таких проб невелико и, соответственно, исключение их из обработки на статистические показатели не влияет. В то же время происхождение и физиологический смысл таких макросаккад неясен, поэтому зигзагообразные и синусоидальные траектории оценивались качественно (наличие / отсутствие, количество в тестах до и после приёма алкоголя); из количественной обработки такие пробы исключались.

После удаления артефактных проб все оцениваемые показатели имели нормальное распределение, проверка типа распределения во всех тестах производилась с помощью визуального анализа гистограмм распределения (рис. 6). Конфигурация распределений для всех исследуемых параметров во всех тестах соответствует нормальному закону.

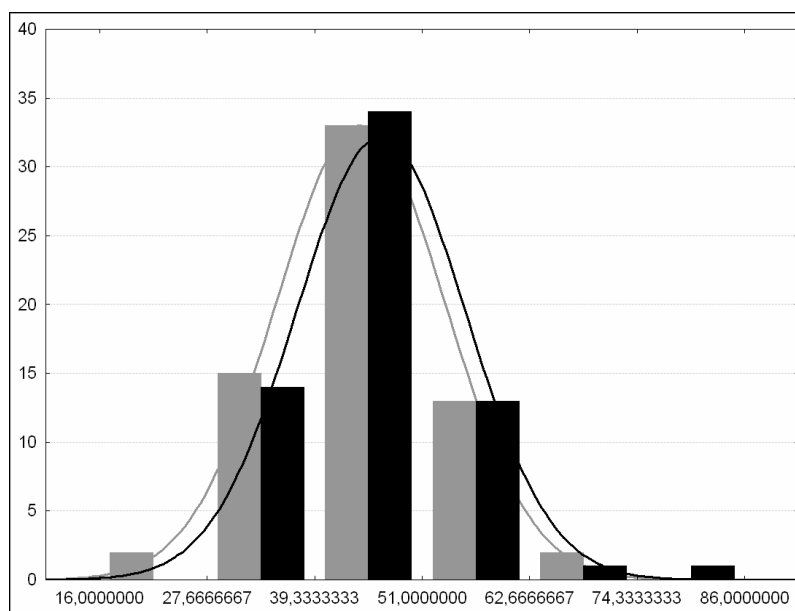


Рис. 6. Гистограммы распределения латентностей макросаккад в тесте «Динамика и дополнительный стимул»¹ после удаления артефактов. Испытуемый № 13.

Серые столбцы – латентность макросаккад до приёма алкоголя, чёрные столбцы – латентность макросаккад после приёма алкоголя. Латентность - в миллисекундах, вариационный ряд разбит на 6 интервалов.

3.1.2. Особенности траекторий взгляда (визуальный анализ).

Визуальным анализом траекторий движения взгляда до и после приёма алкоголя удалось выделить два типа изменений в траекториях саккад при перемещении взгляда с одного объекта на другой.

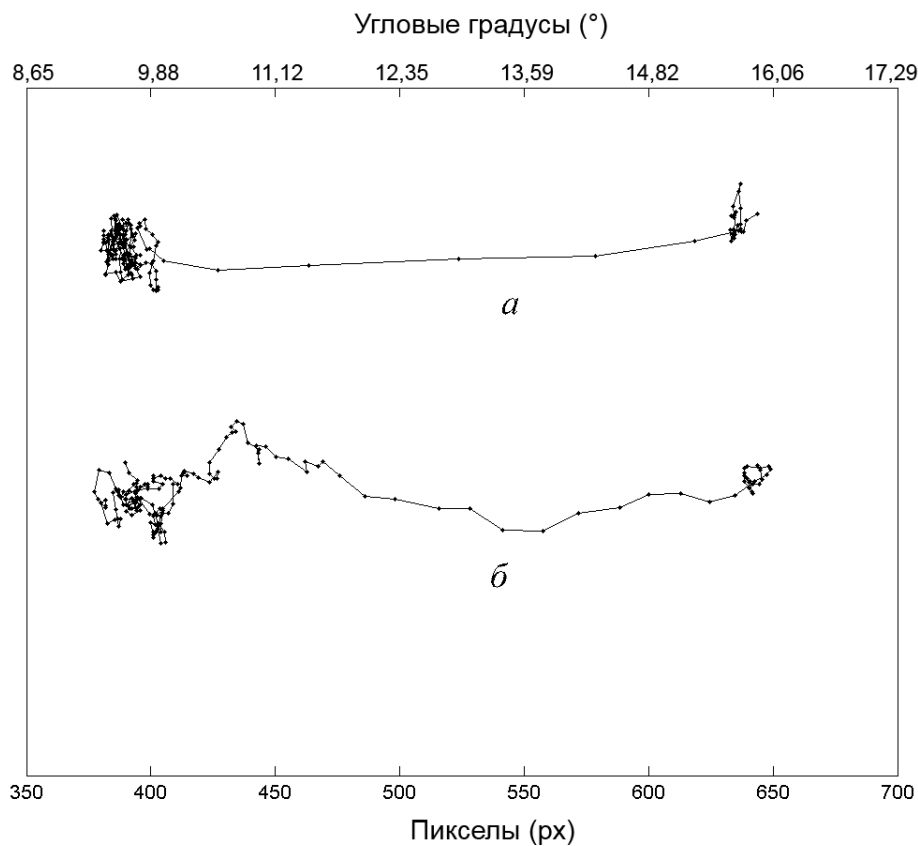


Рис. 7. Траектории перемещений взгляда испытуемого П. а – до приёма алкоголя, б – после приёма алкоголя. По оси X – экранные координаты в пикселях и угловых градусах.

¹ Параметры зрительно-моторных реакций в тесте «Динамика и дополнительный стимул» наиболее подвержены воздействию артефактных проб на статистику. Поэтому для иллюстрации параметров распределения и качества полученных данных мы выбрали именно этот тест. Подробные результаты статистического анализа данных для теста «Динамика и дополнительный стимул» будут представлены ниже, в соответствующем разделе.

Первая особенность окуломоторных реакций после приёма алкоголя - уменьшение скорости перемещений взгляда между целями в отдельных пробах. Данный эффект наблюдался у всех испытуемых. На рис. 7 изображены в одинаковом масштабе траектории перемещения взгляда между двумя стимулами для теста «Статика». Траектории даны для одной и той же пробы до и после приёма алкоголя. Испытуемый – один и тот же. Начало макросаккады – справа. Как нетрудно заметить, траектория становится намного менее гладкой и мгновенные скорости на наиболее быстром участке намного ниже, чем в пробе без алкоголя. В отдельных пробах средняя скорость перемещения взгляда от одного объекта к другому уменьшается в 10-15 раз.

На рис. 8 изображены траектории перемещения взгляда до и после приёма алкоголя для одной из проб теста «Динамика и дополнительный стимул». Здесь наблюдается та же закономерность, что и в тесте «Статика»: после приёма алкоголя мгновенные скорости макросаккады значительно уменьшаются¹.

Следует отметить, что резкое снижение мгновенных скоростей макросаккад после приёма алкоголя наблюдается не во всех пробах и даже не в большинстве из них. Макросаккады с аномально низкими мгновенными скоростями в пробах с алкоголем достаточно редки и составляют в среднем порядка 5% от общего числа проб. Но в пробах без алкоголя они встречаются намного реже, что позволяет считать пробы с «медленными» макросаккадами одной из характерных черт состояния алкогольного опьянения. Интересно, также, что эти пробы обычно являются одиночными – т.е. не объединяются в серии: в пробах до и после пробы с

¹ Мгновенная скорость взгляда – расстояние, которое проходит взгляд по экрану за один опрос ай-трекера (в нашем случае – за 8,3 мс). Измеряется (в зависимости от задачи) в пикселях за опрос или в угловых градусах в секунду. На рисунке мгновенную скорость можно оценить по расстоянию между двумя соседними узловыми точками траектории.

«медленной» макросаккадой макросаккады обычно имеют обычную скорость.

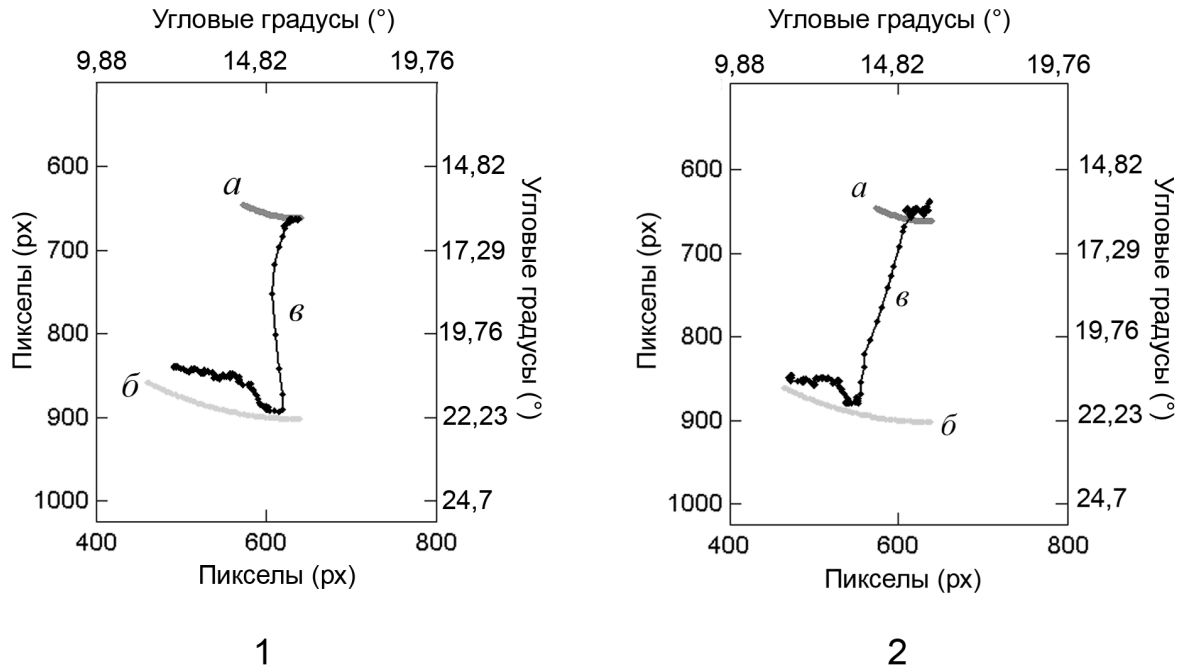


Рис. 8. Траектории перемещений взгляда испытуемого в тесте «Динамика и дополнительный стимул» до и после приёма алкоголя.

1 – траектории до приёма алкоголя, 2 – траектории после приёма алкоголя, а – траектория основной цели, б – траектория дополнительной цели, в – траектория взгляда. По оси X – экранные координаты в пикселях и угловых градусах.

Небольшое количество и способ распределения проб с «медленной» макросаккадой позволяют предположительно интерпретировать их как кратковременные эпизоды резкого снижения уровня бодрствования, которые, тем не менее, не перерастают в засыпание, монотонию или другое нарушение деятельности.

Вторая особенность окуломоторных реакций после приёма алкоголя – появление траекторий, имеющих зигзагообразную или синусоидальную форму. На рис. 9 представлены образцы таких траекторий.

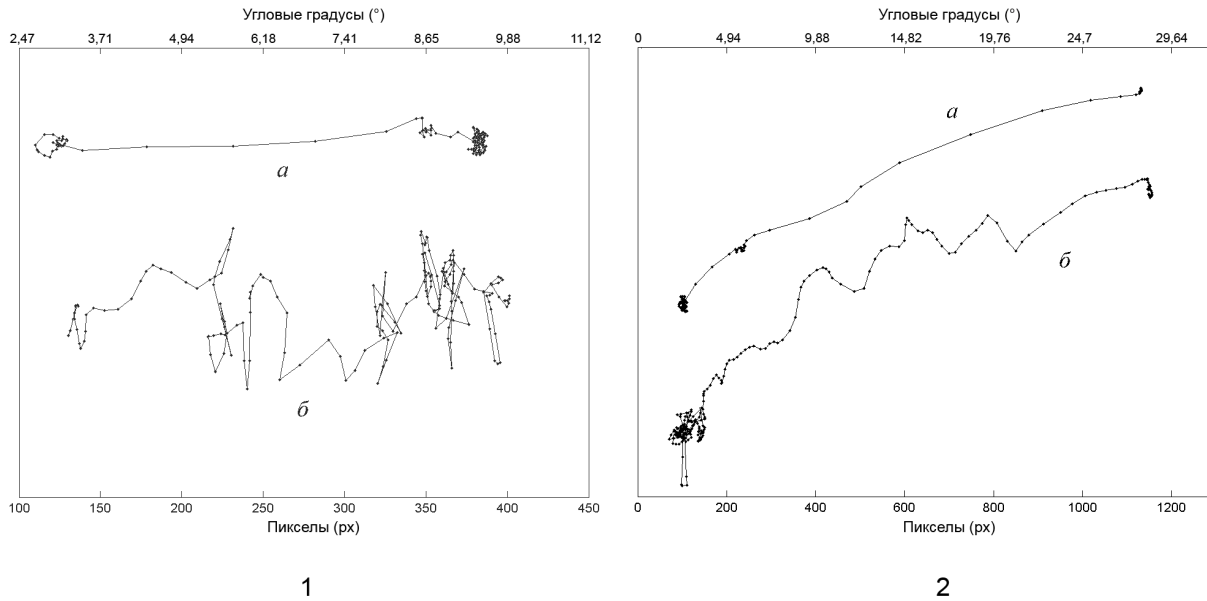


Рис. 9. Зигзагообразная и синусоидальная траектории.

1 – зигзагообразная траектория (начало макросаккады – слева), 2 – синусоидальная траектория (начало макросаккады – справа), а – траектория до приёма алкоголя, б – после приёма алкоголя. По оси X – экранные координаты в пикселях и угловых градусах.

Зигзагообразные и синусоидальные траектории встречаются редко и не у всех испытуемых (в нашей серии опытов отмечены у 6 из 22 испытуемых). В контрольных сериях тестов (до приёма алкоголя) не встречаются вообще. В большинстве случаев «странная» форма макросаккады сочетается с низкой скоростью перемещения взгляда (как на рис. 9-2), что позволяет предположительно интерпретировать их как эпизоды с кратковременным резким снижением уровня бодрствования. Число таких макросаккад невелико и обычно не превышает 2-3%. При количественной обработке данных мы не учитывали эти эпизоды.

3.1.3. Тест «Статика» (статистический анализ).

В тесте «Статика» целевой объект (круг диаметром 5 мм) статически появляется и исчезает после щелчка по нему мышью. Количество

предъявлений цели (проб) – 120. Единичной пробой считается временной интервал между появлением стимула и щелчком по нему мышью (попадание по цели). Траектория движения взгляда в каждой пробе относительно стандартна и, как правило, соответствует одной из двух моделей: в первом случае после появления цели взгляд в течение какого-то времени продолжает оставаться на месте (рис. 10, а), затем следует резкая быстрая макросаккада (рис. 10, б), которая заканчивается фиксацией вблизи цели (рис. 10, в).

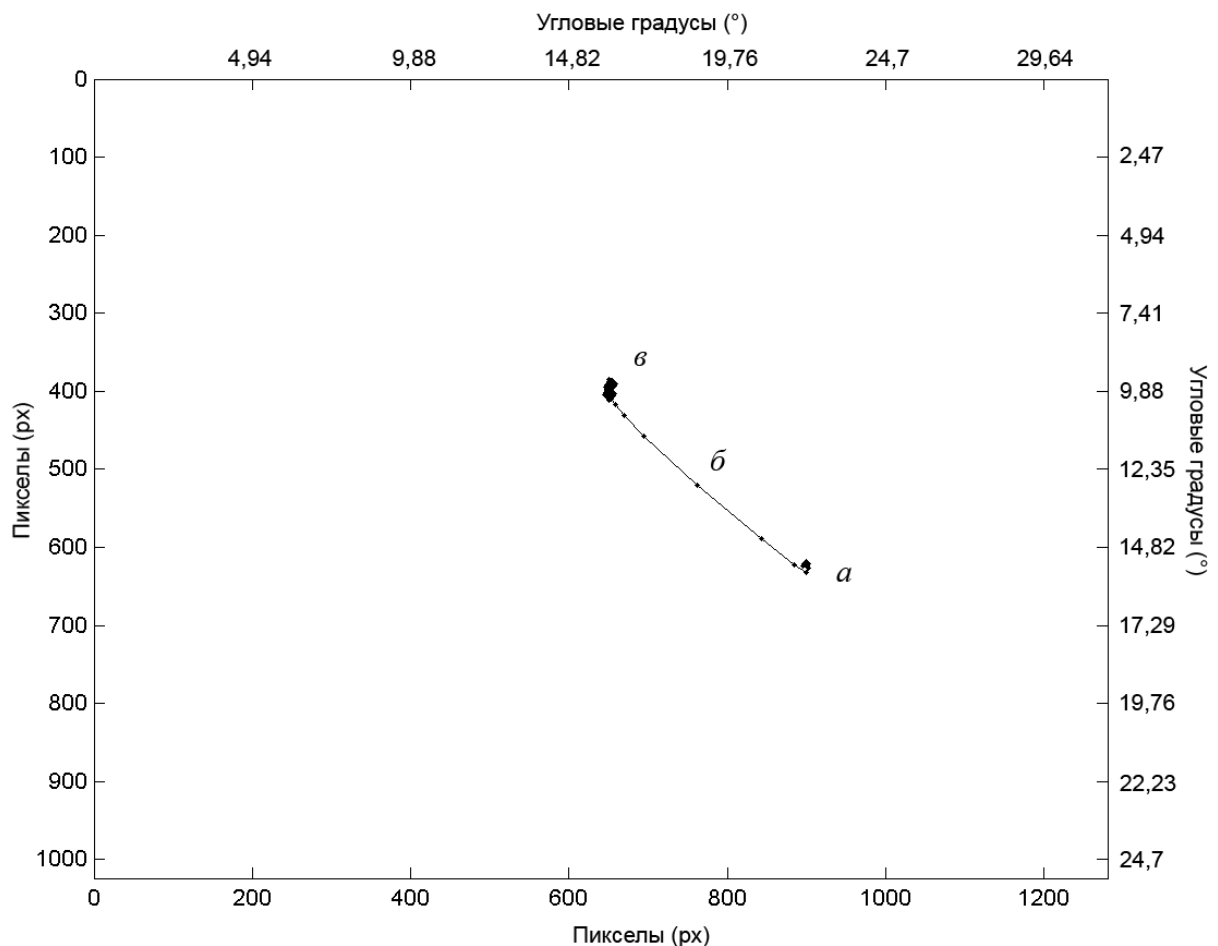


Рис. 10. Нормальная траектория взгляда в единичной пробе теста «Статика». а – латентный период макросаккады, б – макросаккада, в – фиксация вблизи цели.

Второй вариант нормальной траектории – это макросаккада с корректирующей саккадой. Обычно этот тип окуломоторных реакций встречается в пробах с длинными макросаккадами, когда нужно перевести взгляд на относительно большой угол.

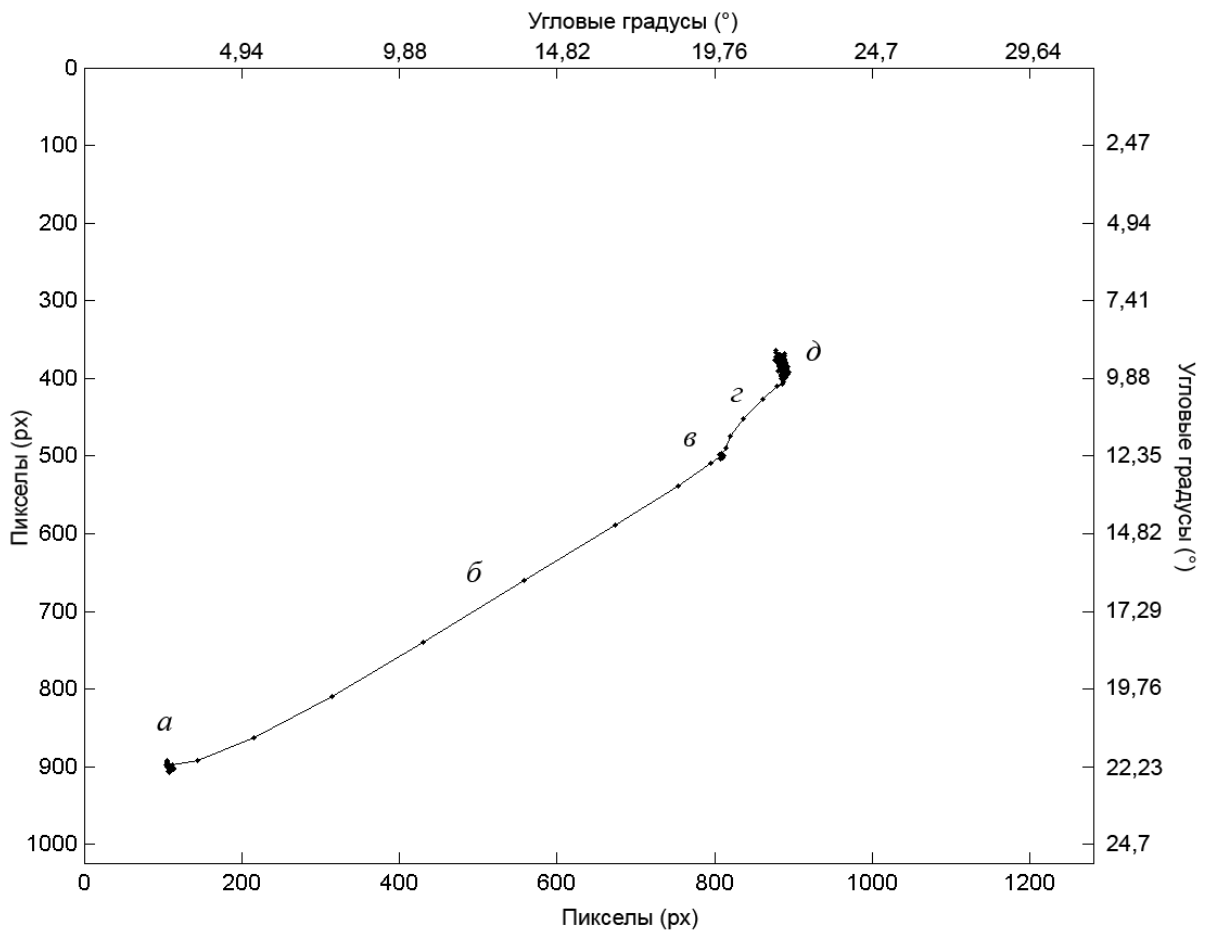


Рис. 11. Нормальная траектория взгляда в единичной пробе теста «Статика».

a – латентный период макросаккады, *б* – макросаккада, *в* – промежуточная фиксация, *г* – корректирующая саккада, *д* – фиксация вблизи цели.

Траектория взгляда в этом случае выглядит следующим образом: после появления стимула взгляд некоторое время продолжает оставаться на месте (рис 11, *a*), затем следует быстрая макросаккада (рис. 11, *б*), которая заканчивается промежуточной фиксацией (рис. 11, *в*). Вслед за

промежуточной фиксацией следует корректирующая саккада (рис. 11, *з*), которая заканчивается фиксацией вблизи целевого объекта (рис. 11, *д*).

С точки зрения анализа параметров окуломоторных реакций наибольший интерес представляет латентный период макросаккады и первая (обычно самая большая) макросаккада. Макросаккады от фиксаций и корректирующих саккад отличаются, в первую очередь, высокой мгновенной скоростью. На рис. 12 представлен график мгновенных скоростей взгляда для пробы, траектория которой изображена на рис. 11.

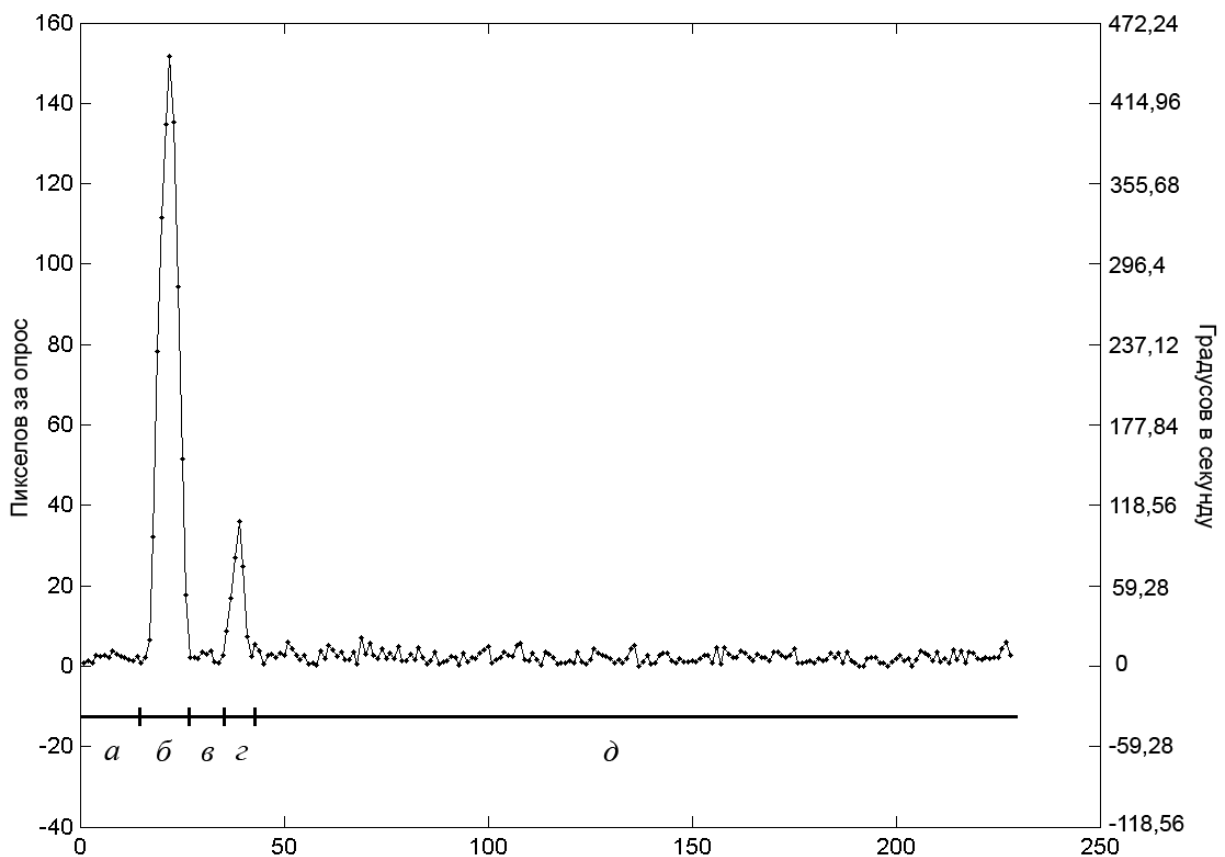


Рис. 12. График мгновенных скоростей для каждого опроса пробы.

По оси *X* — номер опроса в пробе, по оси *Y* — мгновенная скорость (левая шкала — пикселей за опрос, правая шкала — градусов в секунду).

а — латентный период макросаккады, *б* — макросаккада, *в* — промежуточная фиксация, *г* — корректирующая саккада, *д* — фиксация вблизи цели.

По графику мгновенных скоростей достаточно легко выделить латентный период макросаккады и саму макросаккаду. В нашем исследовании для детекции саккад и фиксаций использовался пороговый алгоритм: макросаккадой считали первый резкий скачок мгновенной скорости взгляда, имеющий длину не меньше трёх опросов подряд. Началом макросаккады считали опрос, мгновенная скорость которого превышала 15 пикселей за опрос (44,46 угловых градусов в секунду). Конец макросаккады тоже определялся по пороговому алгоритму – первый опрос фиксации должен иметь мгновенную скорость не больше 8 пикселей за опрос (23,7 угловых градусов в секунду). Детекция макросаккад осуществлялась в полуавтоматическом режиме, с возможностью ручной правки параметров (латентности и длительности макросаккады, а также моментов начала и конца).

Поскольку последовательность секторов, в которых появляется цель, является общей для всех четырёх тестов «Статика» (два до приёма алкоголя, два после приёма алкоголя) и все исследуемые параметры распределены согласно нормальному закону распределения, наиболее уместным методом статистической обработки является Т-критерий Стьюдента для связанных выборок. Соответственно, сравниваться должны пробы с одинаковыми порядковыми номерами – тогда последовательность предъявления стимулов будет совпадать. Поэтому при удалении артефактов из обработки исключалась не только артефактная проба, но и проба с таким же номером в тесте, с которым производилось сравнение. Например, если сравнивать последний тест «Статика» до и после приёма алкоголя, то при удалении артефактной пробы №43 в тесте до приёма алкоголя из обработки удалялась, также, безартефактная проба №43 в аналогичном тесте после приёма алкоголя. Таким образом, во всех тестах сравнивались только

безартефактные пробы с одинаковыми порядковыми номерами (т.е. пробы с одинаковой последовательностью предъявления стимулов).

Итак, удалив артефакты, мы провели статистический анализ параметров макросаккад и моторики руки до и после приёма алкоголя. Статистический анализ производился только для второго теста «Статика» до и после приёма алкоголя. Первый тест «Статика» и в контрольной, и в тестовой серии был нужен, чтобы исключить влияние факторов обучения и вработывания и, соответственно, не оценивался. Во втором тесте «Статика» до и после алкоголя оценивались следующие показатели:

- латентность первой макросаккады (мс)
- средняя мгновенная скорость макросаккады (пикселей за опрос или угловых градусов в секунду)
- время попадания в цель (мс)
- латентность первого движения мыши (мс)

Латентность первого движения мыши определялась так же, как и латентность первой макросаккады – единственное отличие состояло в количественных параметрах порога мгновенной скорости, выше которого движение считалось целенаправленным. Для первого движения мыши порог составлял 5 пикселей за опрос (14,82 угловых градуса в секунду).

На рисунке 13 представлены результаты сравнения параметров зрительно-моторных реакций для теста «Статика» в целом по выборке. Латентность макросаккады, латентность моторной реакции и время попадания в цель достоверно увеличиваются; интересно, что достоверность этих изменений достаточно высока – особенно для показателей латентности макросаккад, где уровень достоверности чрезвычайно высок ($p=0,000001$). Однако в абсолютных цифрах разница в латентностях макросаккад до и после приёма алкоголя составляет в среднем порядка 15 мс. Не менее интересным результатом является резкое уменьшение средней мгновенной

скорости макросаккад – при уровне достоверности ($p=0,000001$) средняя мгновенная скорость макросаккад уменьшается в среднем на 17 градусов в секунду, что превышает даже среднеквадратичное отклонение от среднего в каждом из тестов.

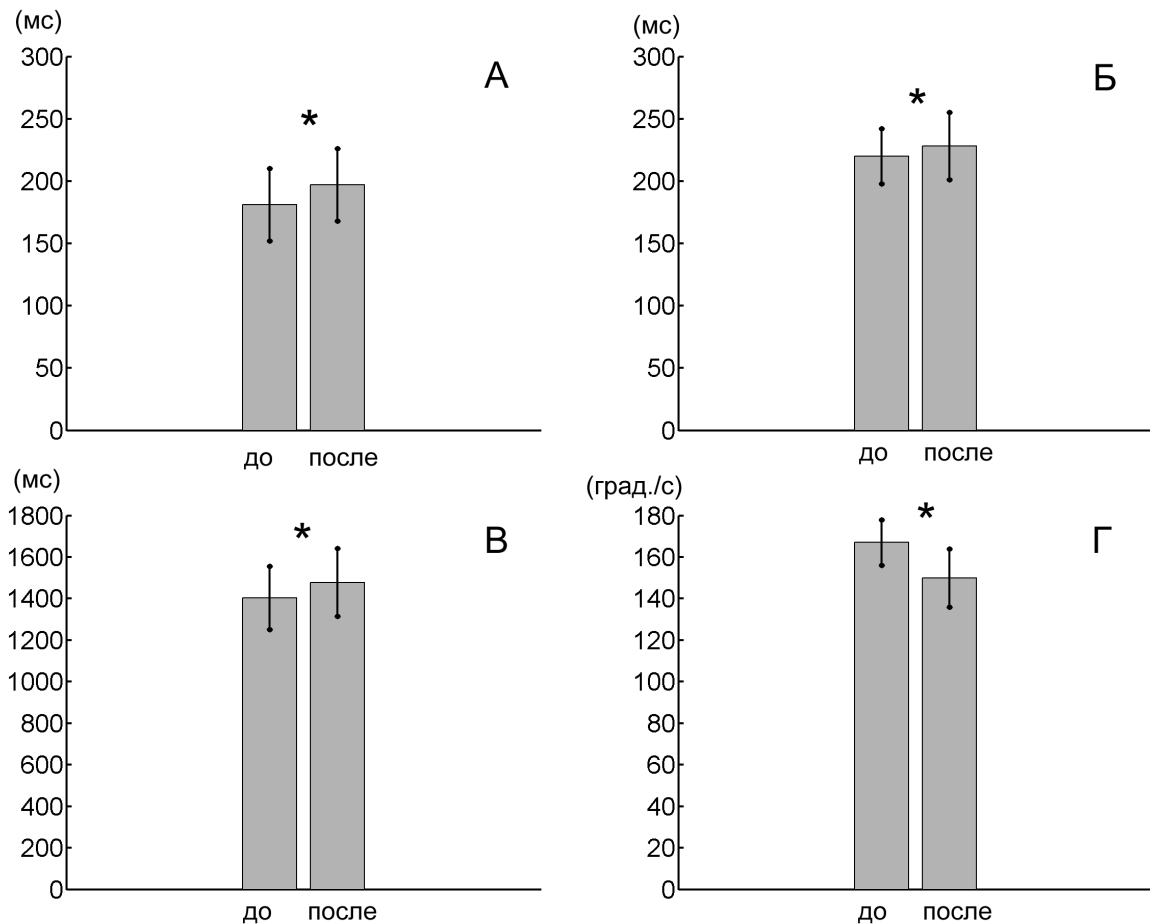


Рис. 13. Изменение параметров зрительно-моторных реакций под действием алкоголя для всех испытуемых (тест «Статика»). Достоверные изменения (Т-критерий Стьюдента для связанных выборок) отмечены звёздочкой, зоны погрешности – среднеквадратичное отклонение.

А – изменение латентности макросаккад ($p=0,000001$), Б – изменение латентности моторной реакции (первого движения мышцы) ($p<0,02$), В – изменение времени попадания в цель ($p<0,004$), Г – изменение средней мгновенной скорости макросаккады ($p=0,000001$).

Теперь посмотрим, как изменяются параметры зрительно-моторных реакций в каждом конкретном случае. В таблице 1 представлены результаты статистического сравнения для второго теста «Статика» до и после приёма алкоголя для всей выборки. Номерами в первом столбце обозначены испытуемые (номер в столбце соответствует номеру испытуемого в нашей базе данных).

Таблица 1. Изменение параметров зрительно-моторных реакций во втором тесте «Статика» до и после приёма алкоголя.

Исп-й	Сред. латентность макросаккад (мс)			Сред. латентность моторной реакции (мс)			Сред. время попадания в цель (мс)			Сред. мгновенная скорость (град. / с)		
	до	после	(p=)	до	после	(p=)	до	после	(p=)	до	после	(p=)
1	235	263	0,000	272	298	0,000	1626	1820	0,000	149	122	0,000
2	160	174	0,001	215	220	0,394	1432	1468	0,393	163	154	0,000
3	173	183	0,001	231	234	0,533	1260	1427	0,000	164	144	0,000
4	157	166	0,000	206	216	0,007	1394	1272	0,000	167	158	0,000
5	186	199	0,002	194	223	0,000	1264	1430	0,000	147	150	0,313
6	167	181	0,000	199	203	0,295	1250	1269	0,587	172	176	0,213
7	198	220	0,000	249	255	0,203	1619	1752	0,015	166	142	0,000
8	152	168	0,000	197	179	0,005	1287	1243	0,466	173	161	0,007
9	189	193	0,579	207	229	0,008	1360	1467	0,055	184	145	0,000
10	187	199	0,003	216	219	0,714	1494	1601	0,091	186	166	0,000
11	267	275	0,337	252	267	0,027	1531	1612	0,040	155	152	0,359
12	199	231	0,000	199	247	0,000	1241	1532	0,000	165	128	0,000
13	179	181	0,682	219	220	0,874	1443	1513	0,069	159	128	0,000
14	152	172	0,000	186	172	0,009	1207	1323	0,005	171	152	0,000
15	167	174	0,052	206	212	0,244	1346	1267	0,011	162	156	0,002
16	165	177	0,000	225	205	0,000	1385	1314	0,066	190	168	0,000
17	164	184	0,001	228	226	0,801	1356	1399	0,322	168	133	0,000
18	218	212	0,321	228	228	0,977	1819	1761	0,486	161	142	0,000
19	170	204	0,000	218	244	0,000	1283	1510	0,000	178	156	0,000
20	185	210	0,000	230	246	0,003	1402	1459	0,092	164	152	0,000
21	164	175	0,001	247	246	0,672	1540	1555	0,739	163	156	0,047
22	156	186	0,000	210	233	0,000	1329	1518	0,000	171	154	0,000

Примечание: достоверность по Стьюденту (связанные выборки), $p < 0,05$.

Светло-серая заливка – показатель достоверно увеличивается, тёмно-серая – достоверно уменьшается, белая – изменения недостоверны.

Анализируя таблицу 1, легко заметить, что наиболее выраженные изменения параметров зрительно-моторных реакций (и они же – наиболее статистически достоверные) – это изменение величины латентного периода макросаккад и изменения средней мгновенной скорости макросаккад. Эти два параметра изменяются в подавляющем большинстве случаев; даже у испытуемых, где изменения недостоверны, как правило, сохраняется та же направленность изменений, что и у всей выборки. Данный результат позволяет интерпретировать изменение латентного периода и скорости макросаккад под действием алкоголя как параметры, потенциально пригодные для диагностики изменения функциональных состояний.

3.1.4. Тест «Динамика» (статистический анализ).

В тесте «Динамика» испытуемый вёл курсором цель (круг 8 мм), которая двигалась по круговой траектории. Периодически появлялась дополнительная цель, которая служила сигналом для щелчка по основной цели. После щелчка по основной цели дополнительная цель исчезала. Паузы между появлениями дополнительной цели варьировались в случайном порядке от 3 до 7 секунд, всего за тест предъявлялось порядка 150-180 дополнительных целей. Единичной пробой считался период времени с момента появления дополнительной цели и до щелчка мышью по основной цели.

В общем виде траектории основной цели, взгляда и курсора мыши в тесте до приёма алкоголя изображены на рисунке 14: при прослеживании медленно движущейся цели движение взгляда носит равномерный характер, саккады редки, артефактов мало, основная форма окуломоторной активности – медленный дрейф. Взгляд может отставать от цели или опережать её, но угловое расстояние от взгляда до цели при этом, как правило, не превышает 5 угловых градусов (т.е. проекция цели на сетчатку

всё время находится в пределах жёлтого пятна – области наилучшего видения).

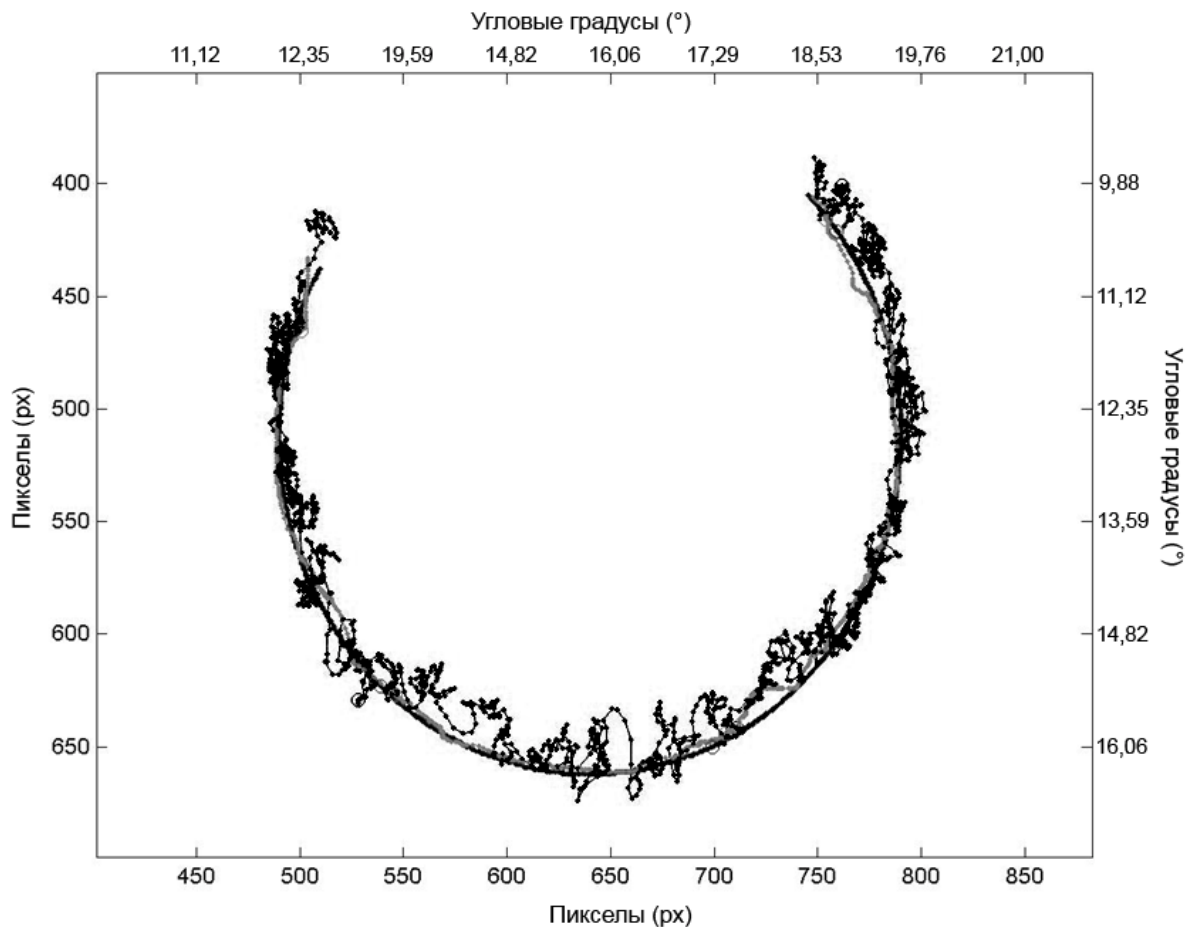


Рис. 14. Траектории движения основной цели, взгляда и курсора мыши в тесте «Динамика» до приёма алкоголя.

Чёрная круговая траектория – траектория основной цели, чёрная ломаная линия – траектория взгляда, серая линия – траектория курсора мыши.

Траектория цели, взгляда и курсора мыши в единичной пробе изображены на рисунке 15: взгляд находится вблизи ведомого объекта, саккад нет, явных подтормаживаний тоже нет. Видимых изменений в траектории курсора мыши нет. Иными словами, в нормальном состоянии при ведении объекта необходимость отреагировать на дополнительный стимул (щёлкнуть по цели) никак не сказывается на траектории взгляда или курсора мыши.

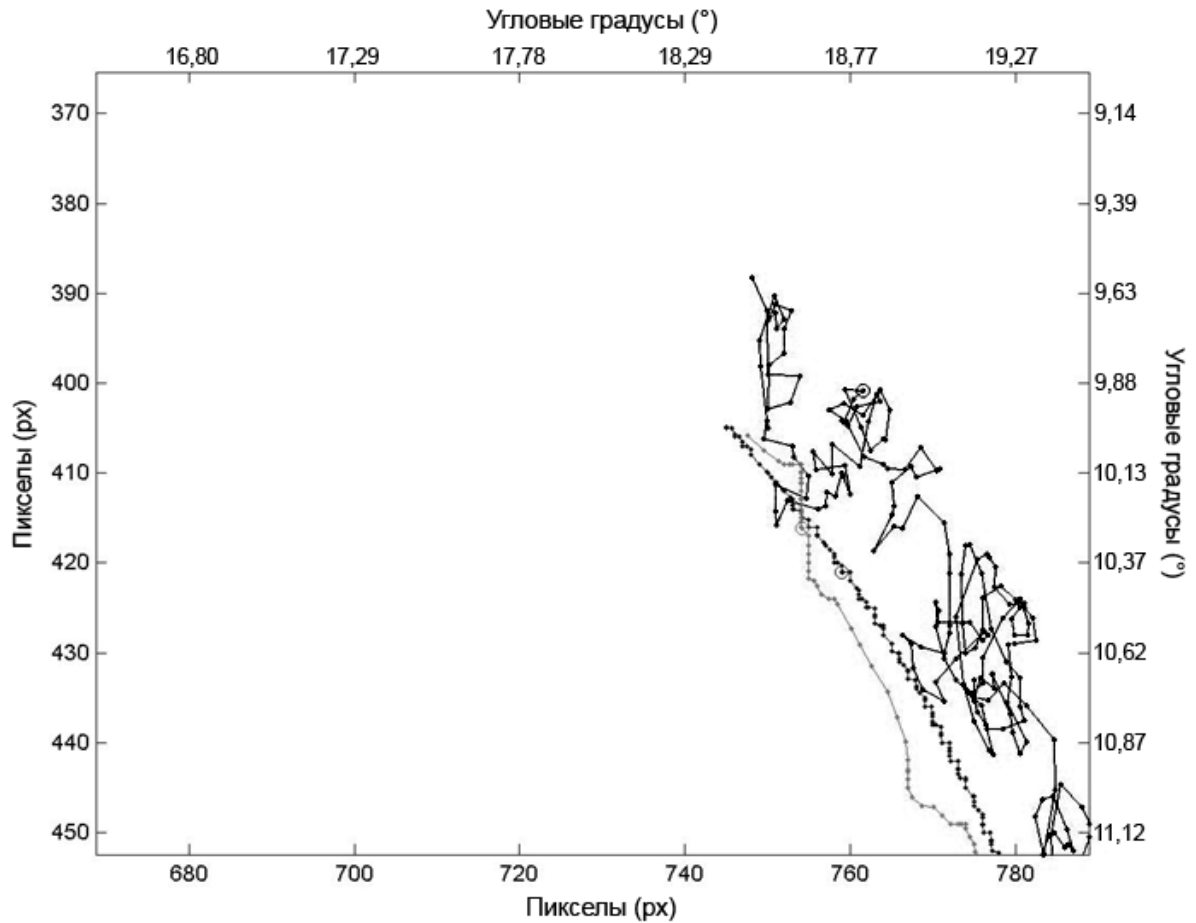


Рис. 15. Единичная проба теста «Динамика».

Начало пробы соответствует началу траектории, кружками обозначен момент щелчка по основной цели.

Чёрная дуговая траектория – траектория основной цели, чёрная ломаная траектория – траектория взгляда, серая траектория – траектория курсора мыши.

Единственным статистическим параметром, который мы оценивали в тесте «Динамика», было время попадания в цель. Учитывая, что испытуемый вёл эту цель мышью, фактически, мы измеряли время реакции. На рисунке 16 и в таблице 2 представлены изменения времени реакции на появление дополнительной цели после приёма алкоголя. Изменения в целом по выборке выглядят более чем убедительно: разница во времени реакции в тестах до и после приёма алкоголя составляет в среднем 82 мс, уровень достоверности ($p=0,000014$) также чрезвычайно высок. Однако, если

рассматривать результаты отдельных испытуемых (таблица 2), становится ясно, что примерно в трети случаев различия недостоверны, а высокая степень различий по выборке в целом возникает за счёт однонаправленного характера изменений: из 22 испытуемых только у одного время реакции сокращалось, в то время как у 21 испытуемого время реакции увеличивалось.

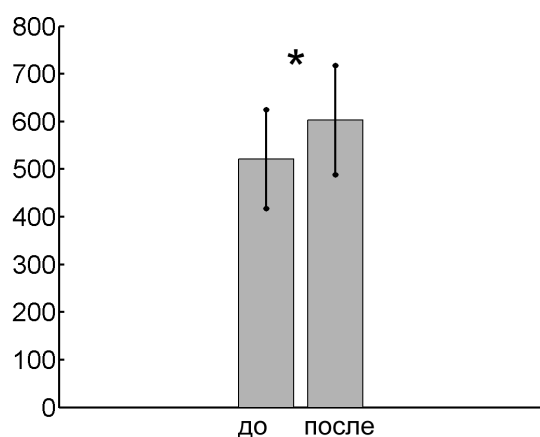


Рис. 16. Изменение времени реакции (времени щелчка по цели) под действием алкоголя в тесте «Динамика». Достоверные изменения (Т-критерий Стьюдента для связанных выборок) отмечены звёздочкой, $p=0,000014$, зоны погрешности - среднеквадратичное отклонение.

Таблица 2. Изменение времени реакции (времени щелчка по цели) в тесте «Динамика» до и после приёма алкоголя.

Исп-й	Среднее время щелчка по цели (мс)		
	до	после	($p=$)
1	530	611	0,007
2	467	556	0,007
3	497	678	0,011
4	418	445	0,088
5	431	484	0,006
6	494	524	0,126
7	696	762	0,226
8	572	558	0,852
9	541	481	0,012
10	561	652	0,005
11	573	621	0,108
12	543	799	0,000
13	518	605	0,000
14	349	401	0,000
15	433	549	0,000
16	527	568	0,105
17	571	634	0,292
18	853	896	0,505
19	462	606	0,000
20	442	542	0,000
21	459	626	0,000
22	526	667	0,000

Исходя из вышесказанного, врядли возможно использовать изменение времени реакции в качестве маркера изменения функционального состояния (в нашем случае – состояния алкогольного опьянения), однако общая направленность изменений данного параметра сомнений не вызывает.

3.1.5. Тест «Динамика и дополнительный стимул» (статистический анализ).

В тесте «Динамика и дополнительный стимул» испытуемый вёл курсором цель (круг 12 мм), которая двигалась по круговой траектории. При появлении дополнительной цели (красный круг 12 мм, двигался по орбите вокруг основной цели) испытуемый максимально быстро наводил на неё курсор и щёлкал мышью. При попадании дополнительная цель исчезала, а испытуемый продолжал вести курсором основную цель. Дополнительная цель могла появляться строго в момент, когда основная цель находилась в одной из четырёх крайних точек своей траектории: вверху, внизу, слева или справа; дополнительная цель появлялась с внешней стороны от основной цели и предъявлялась один раз за полный оборот основной цели (примерно 20 секунд). Всего за опыт предъявлялось порядка 70-80 дополнительных стимулов. Единичной пробой считался период времени с момента появления дополнительной цели и до щелчка мышью по дополнительной цели.

В общем виде траектории целей, взгляда и курсора представлены на рисунке 17. Как и в тесте «Динамика», на участках без дополнительного стимула мы наблюдаем преимущественно равномерный дрейф взгляда практически без саккад; траектория курсора близка к траектории основной цели. При появлении дополнительного стимула (рис. 17, д) взгляд и курсор какое-то время продолжают двигаться за основной целью, затем следует

быстрая макросаккада к дополнительной цели (рис. 17, б), после чего взгляд начинает вести дополнительную цель и ведёт её вплоть до момента щелчка мышью по цели (рис. 17, е).

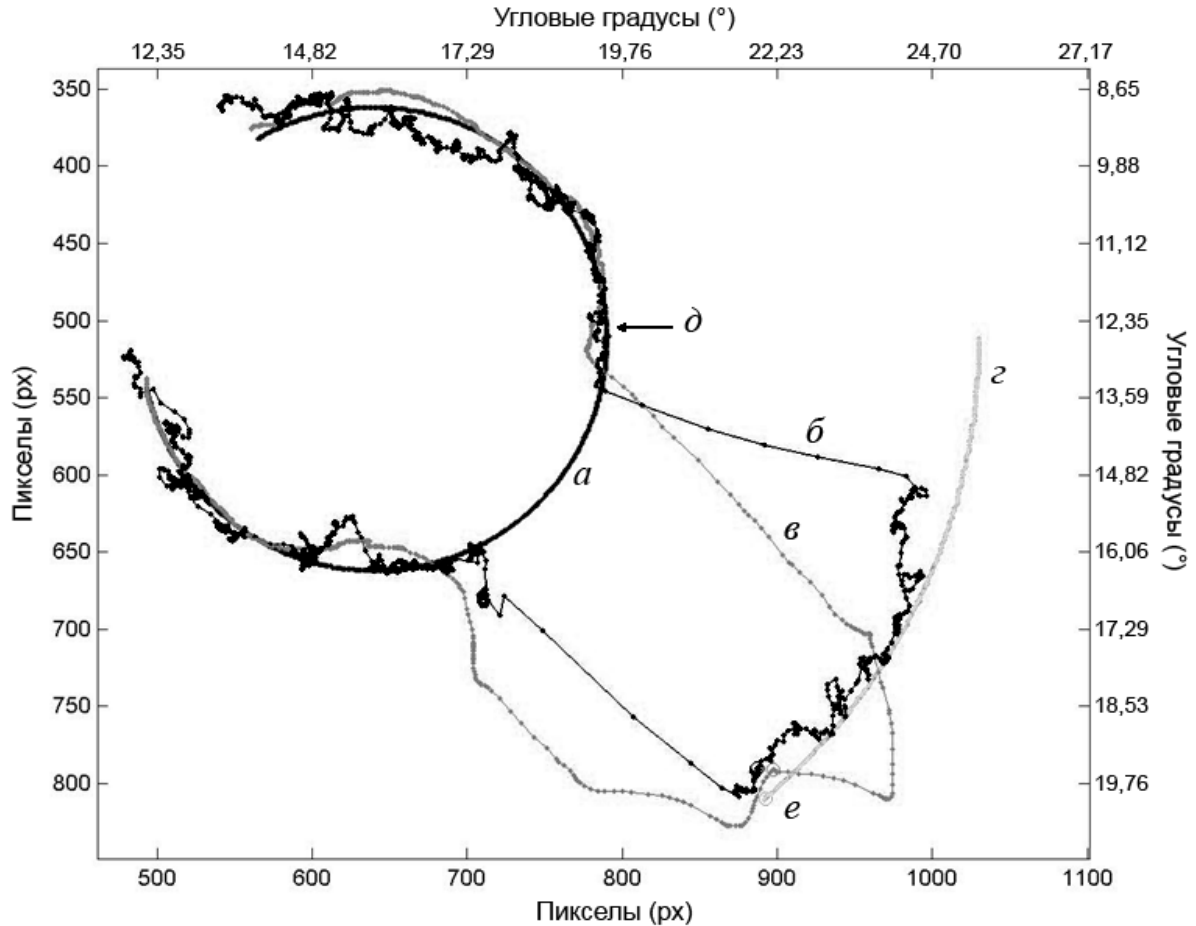


Рис. 17. Траектории движения основной цели, дополнительной цели, взгляда и курсора мыши при выполнении теста «Динамика и дополнительный стимул».

а – траектория основной цели, *б* – траектория взгляда, *в* – траектория курсора мыши, *г* – траектория дополнительного стимула, *д* – момент появления дополнительного стимула, *е* – момент щелчка мышью по дополнительной цели (обозначен кружком для взгляда, мыши и дополнительного стимула).

Траектория курсора мыши во многом похожа на траекторию взгляда: резкое быстрое движение курсора к дополнительной цели обычно начинается либо синхронно с началом макросаккады, либо несколько позже (рис. 18). В отличие от макросаккады, курсор обычно движется под углом к

дополнительной цели, так, чтобы оказаться на пути дополнительной цели и там её перехватить. Курсор как бы «поджидает» дополнительную цель на её предполагаемой траектории; при наплзании цели на курсор испытуемый делает щелчок мышью. Испытуемые, как правило, не пытаются догнать дополнительную цель курсором – напротив, они стараются мысленно просчитать траекторию дополнительной цели и расположить курсор на её пути. После попадания дополнительная цель исчезает, а взгляд и курсор возвращаются к основной цели и ведут её дальше (рис. 17).

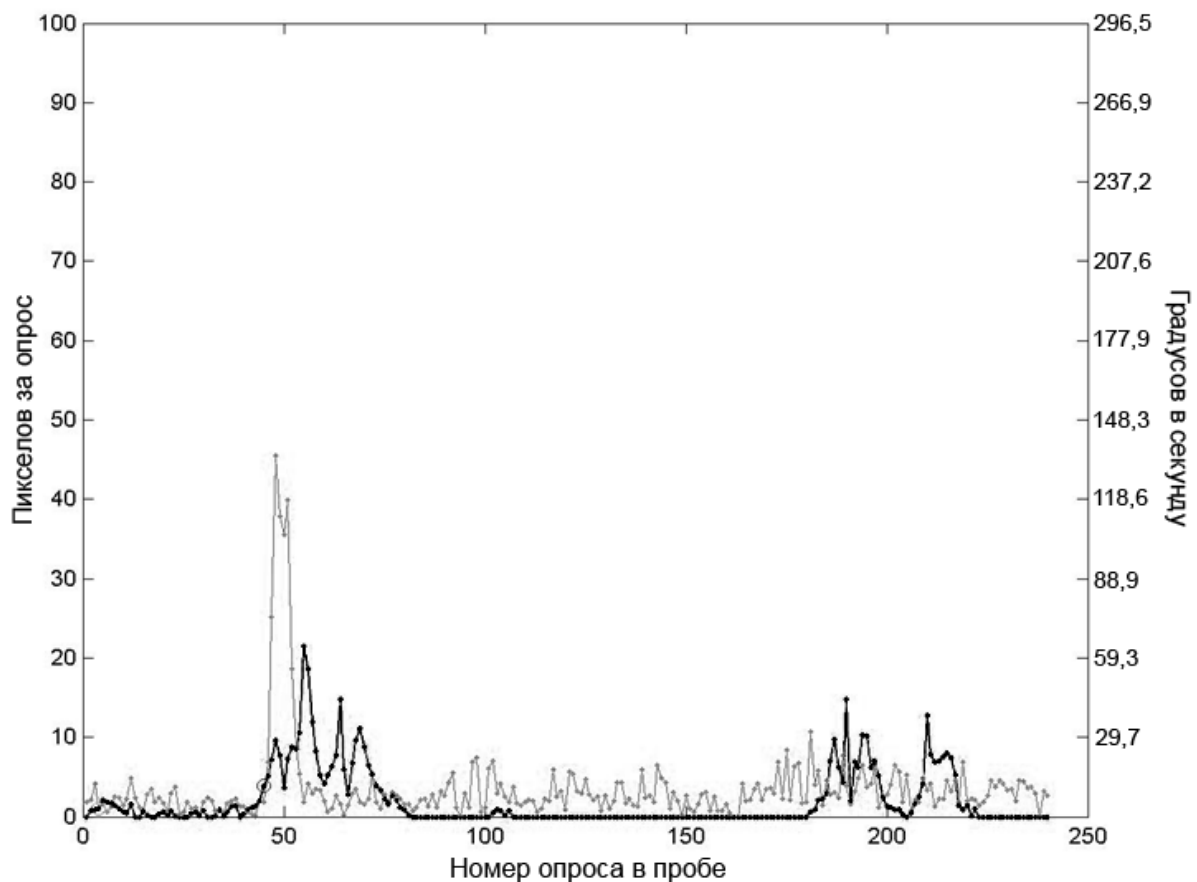


Рис. 18. График мгновенных скоростей взгляда и курсора мыши в единичной пробе теста «Динамика и дополнительный стимул».

Серая кривая – мгновенная скорость взгляда, чёрная кривая – мгновенная скорость курсора мыши. Кружком обозначен момент начала целенаправленного движения курсора.

По оси X – номер опроса в пробе (один опрос – 8,3 мс), по оси Y – мгновенная скорость (левая шкала – пикселей за опрос, правая шкала – градусов в секунду).

Для статистического анализа в тесте «Динамика и дополнительный стимул» наибольший интерес представляют следующие параметры зрительно-моторных реакций:

1. Величина латентного периода макросаккады (время, необходимое чтобы неосознанно просчитать величину, скорость и геометрические параметры макросаккады).
2. Величина латентного периода движения курсора мыши (время, необходимое чтобы просчитать траекторию дополнительной цели, величину упреждения и параметры моторной реакции).
3. Средняя мгновенная скорость макросаккад (как показатель изменений в работе зрительного анализатора под действием алкоголя).
4. Время попадания в цель (как показатель изменения эффективности операторской работы под действием алкоголя).

Величина латентного периода макросаккады и длительность макросаккады вычислялись с применением порогового алгоритма, аналогично тому, что использовался в тесте «Статика». Единственное отличие состояло в величине пороговых параметров макросаккад: порог скорости, выше которого движение взгляда считалось макросаккадой, составлял 8,3 пиксела за опрос (24,6 градусов в секунду) и для начала, и для конца макросаккады. Этот же алгоритм применялся и для определения латентного периода моторной реакции; поскольку курсор двигался значительно медленнее взгляда, порог для него составлял 5 пикселей за опрос (14,8 угловых градусов в секунду).

На рисунке 19 представлены результаты сравнения параметров зрительно-моторных реакций для теста «Динамика и дополнительный стимул» в целом по выборке.

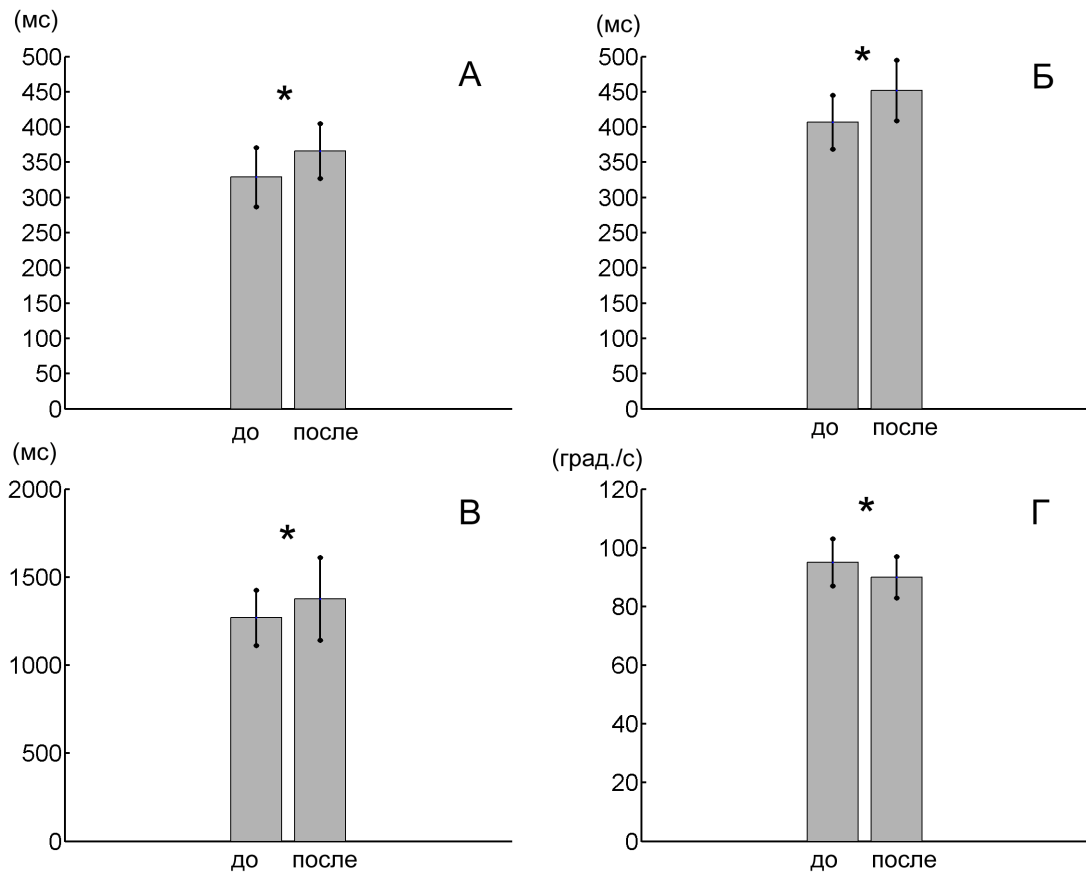


Рис. 20. Изменение параметров зрительно-моторных реакций под действием алкоголя для всех испытуемых (тест «Динамика и дополнительный стимул»). Достоверные изменения (Т-критерий Стьюдента для связанных выборок) отмечены звездочкой, зоны погрешности - среднеквадратичное отклонение.

А – изменение латентности макросаккад ($p=0,000027$), Б – изменение латентности моторной реакции (первого движения мыши) ($p=0,000035$), В – изменение времени попадания в цель ($p=0,01023$), Г – изменение средней мгновенной скорости макросаккады ($p=0,000739$).

Как и в тесте «Статика», латентность макросаккад, латентность моторных реакций и время попадания в цель достоверно увеличиваются. Латентность макросаккад и моторной реакции увеличивается в среднем на 37 и 45 миллисекунд соответственно, что по длительности сопоставимо с временем восприятия стимула (порядка 40-50 мс). Время попадания в цель увеличивается в среднем на 107 миллисекунд, что сопоставимо с временем

простой сенсомоторной реакции (порядка 100 мс). А средняя мгновенная скорость, наоборот, с высокой достоверностью снижается – совсем как в тесте «Статика».

Теперь рассмотрим, как изменяются параметры зрительно-моторных реакций в каждом конкретном случае. В таблице 3 представлены результаты выполнения теста «Динамика и дополнительный стимул» до и после приёма алкоголя для каждого испытуемого.

Таблица 3. Изменение параметров зрительно-моторных реакций в тесте «Динамика и дополнительный стимул» до и после приёма алкоголя.

Исп-й	Сред. латентность макросаккад (мс)			Сред. латентность моторной реакции (мс)			Сред. время попадания в цель (мс)			Сред. мгновенная скорость (град. / с)		
	до	после	(p=)	до	после	(p=)	до	после	(p=)	до	после	(p=)
1	357	439	0,000	404	488	0,000	1385	1660	0,009	92	80	0,000
2	279	312	0,000	367	404	0,001	1209	1289	0,168	100	94	0,009
3	278	337	0,000	386	448	0,000	1156	1325	0,010	97	94	0,422
4	327	347	0,044	366	395	0,006	1212	1226	0,814	99	93	0,001
5	281	290	0,502	367	374	0,557	1102	1120	0,687	89	84	0,091
6	377	332	0,001	445	407	0,001	1312	1179	0,044	98	95	0,288
7	365	381	0,229	423	461	0,009	1547	2185	0,001	92	84	0,013
8	290	349	0,006	375	488	0,000	1106	1295	0,019	106	95	0,006
9	345	389	0,004	446	487	0,011	1279	1263	0,795	95	102	0,408
10	320	339	0,219	430	428	0,853	1444	1476	0,717	102	95	0,008
11	398	413	0,533	455	452	0,861	1505	1524	0,878	75	77	0,484
12	296	382	0,000	388	494	0,000	1128	1409	0,000	87	85	0,395
13	366	385	0,177	457	490	0,011	1246	1319	0,071	105	95	0,005
14	269	308	0,000	335	387	0,000	1057	1085	0,638	94	89	0,096
15	376	418	0,015	342	442	0,000	1068	1312	0,000	78	77	0,706
16	239	349	0,000	384	430	0,000	1309	1241	0,313	102	99	0,372
17	343	374	0,184	458	474	0,337	1230	1189	0,434	94	95	0,556
18	341	387	0,064	445	462	0,439	1622	1585	0,762	93	93	0,977
19	329	335	0,513	397	417	0,054	1162	1303	0,008	97	92	0,026
20	373	391	0,221	428	475	0,008	1331	1300	0,647	92	88	0,104
21	342	414	0,000	419	500	0,000	1373	1443	0,330	100	102	0,615
22	340	391	0,011	433	546	0,000	1146	1540	0,000	94	82	0,000

Примечание: достоверность по Стьюденту (связанные выборки), $p < 0,05$.

Светло-серая заливка – показатель достоверно увеличивается, тёмно-серая – достоверно уменьшается, белая – изменения недостоверны.

Как видим, далеко не во всех случаях достоверные изменения одного показателя зрительно-моторных реакций соответствуют достоверным изменениям остальных показателей. Однако направленность изменений в подавляющем большинстве случаев соответствует направленности изменения средних значений по выборке. Этот результат указывает на то, что при диагностике функциональных состояний для достижения оптимального результата необходимо учитывать изменения сразу нескольких параметров.

3.2. Геометрический анализ траектории взгляда.

3.2.1. Оценка степени кривизны макросаккад (тест «Статика»).

При визуальном анализе траекторий макросаккад в тесте «Статика» было замечено, что в отдельных пробах взгляд движется по достаточно крутой дуге. Возникает вопрос: связана ли кривизна траектории макросаккад с функциональным состоянием и насколько пригоден этот параметр для диагностики функциональных состояний?

Отдельными исследователями высказывалось мнение, что отклонение траектории макросаккады происходит вследствие изменения направленности внимания, отвлечения или ожидания дополнительного значимого стимула в области, по направлению к которой отклоняется траектория макросаккады. Совершенно очевидно, что под действием алкоголя способность к концентрации внимания ослабевает – следовательно, степень кривизны (степень отклонения от прямолинейной траектории) макросаккад должна увеличиваться. Проверим, так ли это на самом деле.

Оценка степени кривизны макросаккад производилась по следующему алгоритму:

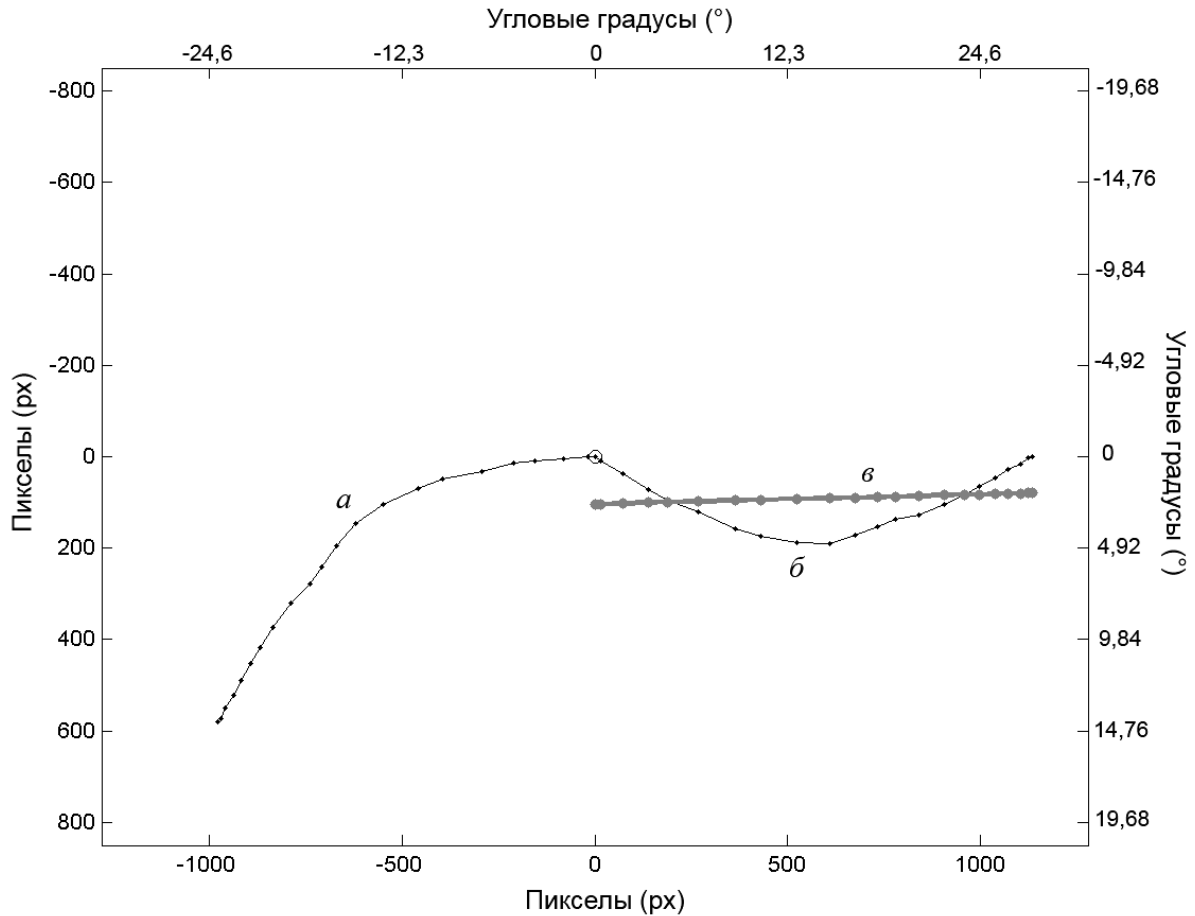


Рис. 21. Оценка степени кривизны макросаккады.

а – макросаккада с началом в точке начала координат, *б* – поворот макросаккады (выполняется таким образом, чтобы последняя точка траектории лежала на оси *X*), *в* – регрессионная прямая, наложенная на преобразованную траекторию.

1. Методом параллельного переноса смещаем начало макросаккады в точку начала координат (точка с координатами (0,0)). Для этого достаточно вычесть из координат всех узловых точек макросаккады координаты точки начала макросаккады (рис. 21, *а*).
2. Выполняем поворот макросаккады вокруг начала координат таким образом, чтобы последняя точка макросаккады лежала на оси *X* и угол между началом и концом макросаккады составлял 0° (рис. 21, *б*).

3. Накладываем регрессионную прямую на получившуюся траекторию.
4. Вычисляем расстояния от узловых точек траектории макросаккады до узловых точек регрессионной прямой и на основе этих данных вычисляем статистические показатели кривизны для каждой макросаккады.

В качестве статистических показателей кривизны использовались следующие геометрические параметры макросаккад:

- среднее расстояние до регрессионной прямой (вычислялось как среднее расстояние в пикселах от узловых точек макросаккады до узловых точек регрессионной прямой)
- максимальное расстояние до регрессионной прямой (максимальное отклонение узловой точки макросаккады от регрессионной прямой)
- нормированное отклонение от регрессионной прямой (отношение суммы отклонений всех узловых точек к расстоянию от первой до последней точки макросаккады)
- нормированное взвешенное отклонение от регрессионной прямой (отношение суммы взвешенных отклонений всех узловых точек к расстоянию между первой и последней точками макросаккады (взвешенное отклонение точки = отклонение точки от регрессионной прямой * расстояние от текущей узловой точки до предыдущей узловой точки))

Все эти показатели, как выяснилось, сильно скоррелированы между собой, поскольку описывают один и тот же фактор – степень кривизны макросаккады. Соответственно, для дальнейшего анализа мы использовали

только один параметр кривизны – нормированное отклонение от регрессионной прямой¹.

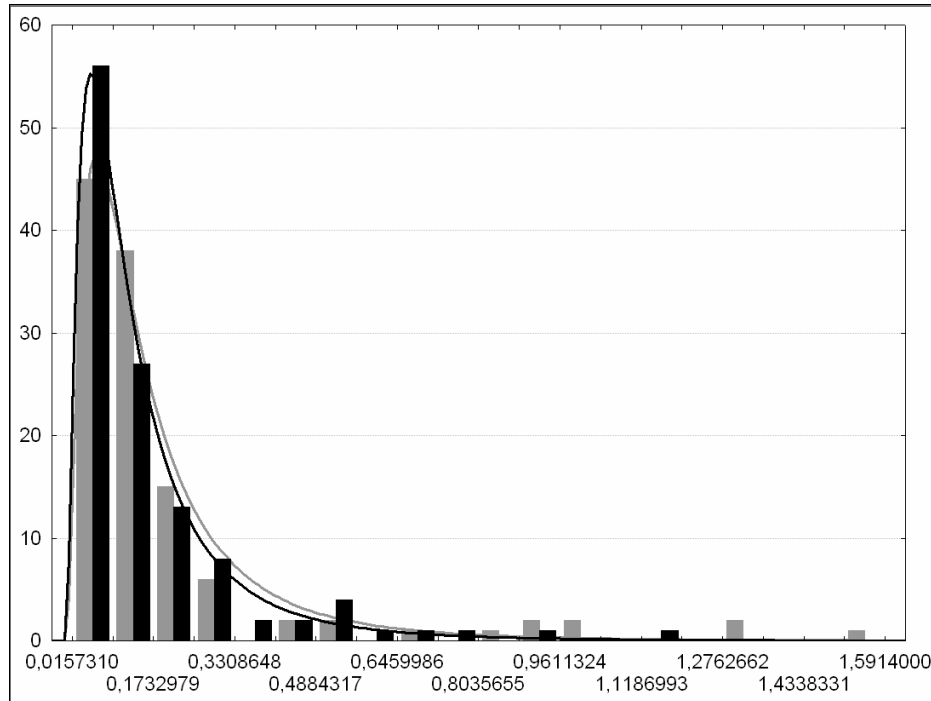


Рис. 22. Гистограммы распределения нормированных отклонений от регрессионной прямой до и после приёма алкоголя в тесте «Статика». Испытуемый № 2.

Серые столбцы – до приёма алкоголя, чёрные – после приёма алкоголя. Подгонка под логнормальное распределение. Вариационный ряд разбит на 20 интервалов.

Нормированное отклонение от регрессионной прямой имеет логнормальное распределение (рис. 22), а последовательность проб в тесте «Статика» до и после приёма алкоголя полностью идентична. Поэтому для статистического сравнения кривизны макросаккад до и после приёма алкоголя мы использовали непараметрические методы – тест знаков и тест связанных пар Вилкоксона.

¹ Нормированное отклонение от регрессионной прямой имеет наибольшую корреляцию с выделенным в ходе факторного анализа фактором «кривизна макросаккады». Поскольку других положительных результатов факторный анализ не дал, подробное описание его процедуры не приводится.

Во втором и третьем столбце таблицы 4 представлены результаты сравнения кривизны макросаккад до и после приёма алкоголя с использованием этих двух методов. В последнем столбце таблицы указано направление и вероятность изменения времени реакции (попадания в цель) для каждого испытуемого.

Таблица 4. Изменение степени кривизны макросаккад и времени реакции в тесте «Статика» до и после приёма алкоголя.

Исп-й	Достоверность изменений (p=)		
	Кривизна (тест знаков)	Кривизна (тест Вилкоксона)	Время реакции
1	0,6567	0,4060	0,000
2	0,1391	0,1959	0,393
3	0,0327	0,0913	0,000
4	1,0000	0,4464	0,000
5	0,5544	0,7621	0,000
6	0,8508	0,1634	0,587
7	0,8533	0,9685	0,015
8	0,0161	0,0012	0,466
9	0,0004	0,0000	0,055
10	0,8973	0,4752	0,091
11	0,5758	0,4664	0,040
12	0,0002	0,0000	0,000
13	0,0037	0,0012	0,069
14	0,0790	0,1820	0,005
15	0,9260	0,9013	0,011
16	0,5465	0,2871	0,066
17	0,0000	0,0000	0,322
18	1,0000	0,1322	0,486
19	0,1678	0,0211	0,000
20	1,0000	0,7398	0,092
21	0,7787	0,9493	0,739
22	0,7091	0,1654	0,000

Примечание: достоверные изменения выделены цветом заливки ($p < 0,05$).

Светло-серая заливка – показатель достоверно увеличивается, тёмно-серая – достоверно уменьшается, белая – изменения недостоверны.

Как видно из таблицы, кривизна макросаккад достоверно увеличивается примерно в четверти случаев. При этом изменения кривизны в каждом

конкретном эксперименте совершенно не стыкуются с изменением времени реакции (попадания в цель) в этом же эксперименте. Отсюда вывод: изменения степени кривизны макросаккад напрямую не связаны с эффективностью выполнения операторской работы и не могут служить маркером снижения работоспособности.

Ещё один вывод заключается в том, что изменение параметров внимания с высокой вероятностью не связано с изменением кривизны макросаккад: трудно себе представить, что три четверти испытуемых после приёма изрядной дозы алкоголя¹ сохраняют те же параметры внимания, что и в контрольной серии опытов. Таким образом, полученные результаты не подтверждают гипотезу о связи параметров внимания и геометрических характеристик макросаккад.

3.2.2. Оценка плавности прослеживания цели взглядом (тест «Динамика»).

Анализируя траектории прослеживания цели взглядом, мы рассчитывали увидеть определённые особенности, вызванные изменением функционального состояния испытуемого (в частности, при переходе от нормального, адекватного, состояния к абнормальному, вызванному алкоголем). Особенности траекторий отчётливо видны при визуализации (рис. 23): в контрольной опыте (рис. 23-А) взгляд ведёт цель относительно плавно; рывков и длительных фиксаций практически нет; возможны небольшие отклонения от траектории цели (обычно не больше 1-1,5 угловых градусов).

¹ Для испытуемого весом 80 кг доза 1 г алкоголя на 1 кг веса тела составит примерно 200 г водки. Большинство испытуемых имели вес тела порядка 70-80 кг.

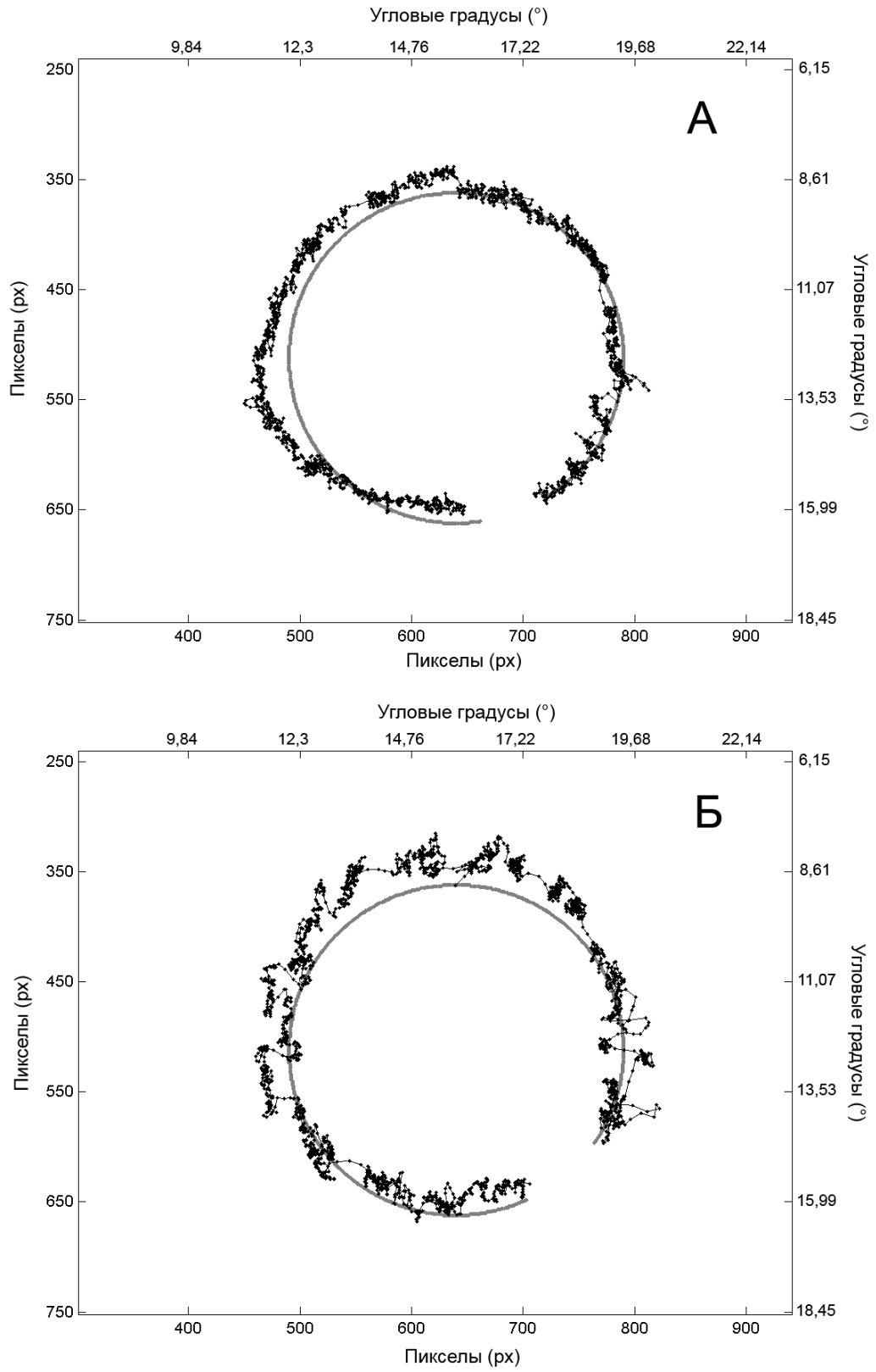


Рис. 23. Изменение характера ведения цели взглядом после приёма алкоголя.

Испытуемый № 20, интервал с 59 по 66 секунду опыта. Серая траектория – траектория цели, чёрная – траектория взгляда. А – прослеживание цели до приёма алкоголя, Б – после приёма алкоголя.

После приёма алкоголя (рис 23-Б) траектория перестаёт быть плавной: появляются длительные фиксации, рывки (в том числе перпендикулярно траектории цели), возвраты назад; возрастает количество саккад и быстрых дрейфов.

Возникает вопрос: как количественно оценить плавность траектории прослеживания, чтобы сравнить траектории до и после приёма алкоголя? И существует ли связь между изменением плавности траектории и эффективностью операторской работы?

Для оценки плавности траекторий использовался следующий алгоритм:

1. С помощью цифрового фильтра сглаживаем траекторию взгляда (удаляется высокочастотная составляющая свыше 0,2 Гц) и выполняем подгонку по фазе. В результате получаем сглаженную траекторию взгляда – аппроксимирующую кривую.
2. Вычисляем расстояние в пикселах между каждой точкой реальной (несглаженной) траектории взгляда и соответствующей ей точкой сглаженной траектории. Получаем последовательность отклонений для каждой точки траектории от аппроксимирующей кривой.
3. Полученную последовательность отклонений используем для статистического анализа.

Идея данного алгоритма заключается в том, что на рывкообразных траекториях среднее отклонение от аппроксимирующей кривой будет ощутимо больше. Если после приёма алкоголя траектория действительно

менее плавная, а количество данных одинаково – в этом случае мы увидим чёткие различия на гистограмме отклонений.

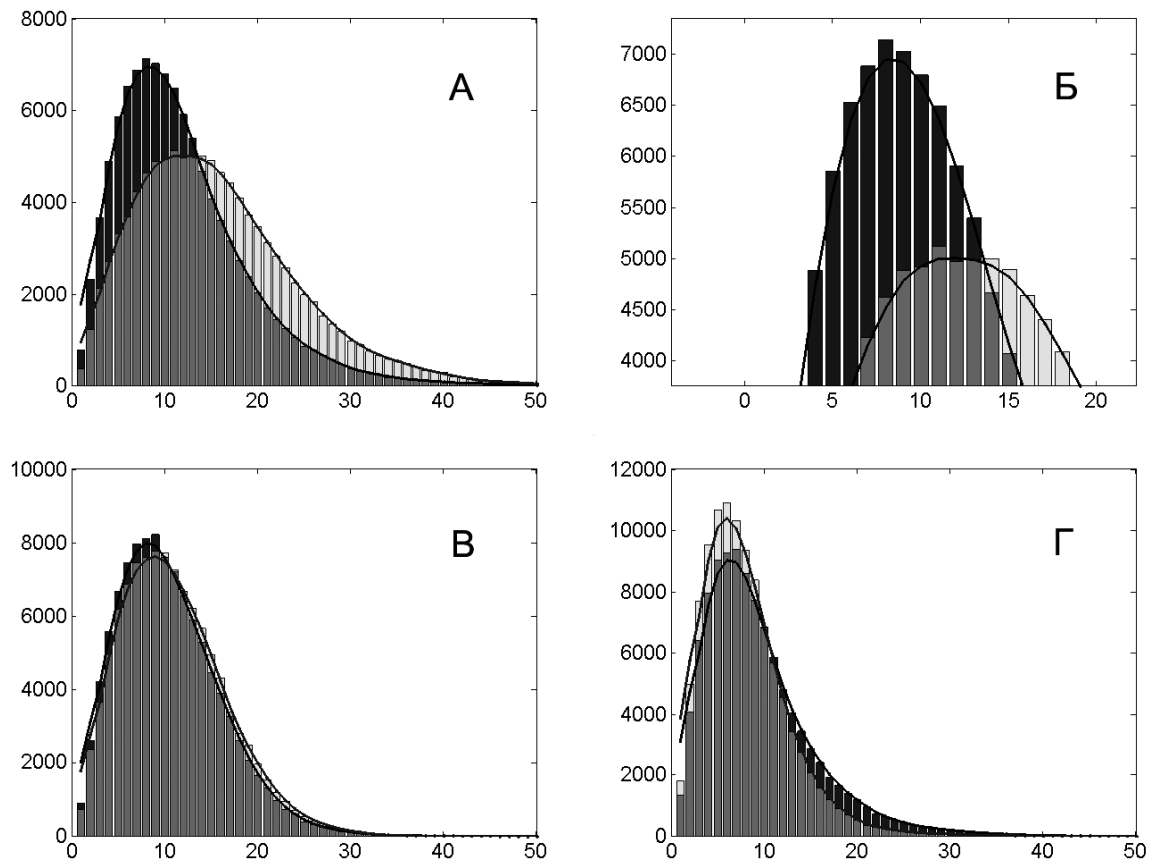


Рис. 23. Изменение отклонений реальной траектории от аппроксимирующей кривой под действием алкоголя.

Тёмно-серая гистограмма – до приёма алкоголя, светло-серая гистограмма – после приёма алкоголя. А – наиболее типичная форма распределения (15 испытуемых из 22), Б – подгонка огибающей для вычисления амплитуды моды, В и Г – нетипичные формы распределения (соответственно, 4 и 3 испытуемых из 22).

На рисунке 23-А мы видим типичную форму распределения отклонений реальной траектории от аппроксимирующей кривой (15 испытуемых из 22). Легко заметить, что после приёма алкоголя форма распределения значительно меняется: мода слегка смещается в сторону больших значений,

значительно снижается амплитуда моды, пик становится менее острым, правая часть распределения становится более пологой. Биологическая интерпретация этих изменений очевидна:

1. После приёма алкоголя значительно увеличивается число участков траектории с большим отклонением от аппроксимирующей кривой (а это возможно только за счёт рывкового характера прослеживания цели взглядом).
2. Снижение амплитуды моды происходит за счёт увеличения числа участков траектории, на которых отклонение от аппроксимирующей кривой больше, чем значение моды (что тоже указывает на снижение плавности траектории).

На рисунке 23-В и 23-Г представлены нетипичные формы распределения отклонений: в одном случае (рис. 23-В) распределение практически не изменяется (а значит не изменяется и степень рывкообразности траектории взгляда), в другом случае (рис. 23-Г) мы наблюдаем ситуацию, противоположную типичной (степень рывкообразности незначительно снижается). Количество нетипичных распределений невелико (соответственно, 3 и 4 случая из 22), однако вместе они составляют примерно треть выборки, что не позволяет использовать изменение плавности прослеживания в качестве маркера наличия алкоголя в крови.

Теперь посмотрим, как изменяются параметры распределения отклонений в целом по выборке. На гистограммах хорошо видно, что наиболее явно после приёма алкоголя изменяется амплитуда моды. Чтобы вычислить амплитуду моды значения столбцов гистограммы сглаживали методом простого скользящего среднего с периодом 3. Сглаживание проводили в два этапа: сперва от начала к концу вариационного ряда, затем от конца к началу. Такой подход позволяет получить качественное

сглаживание и избежать смещения фазы (рис. 23-Б). По сглаженной кривой находили моду и амплитуду моды до и после приёма алкоголя. Полученную амплитуду моды нормировали, разделив на количество отсчётов (строк с данными) в опыте. Затем выполнялось сравнение нормированной амплитуды моды до и после приёма алкоголя для всех испытуемых выборки с помощью теста знаков и теста связанных пар Вилкоксона. Как и ожидалось, после приёма алкоголя амплитуда моды распределения (а значит и степень плавности траектории взгляда) с высокой достоверностью снижается ($p=0,001384$ для теста знаков, $p=0,003302$ для теста Вилкоксона).

Ещё более интересные результаты мы получаем при попытке соотнести степень плавности траектории прослеживания и эффективность операторской работы. Для этого:

1. Вычислим матрицы разности для нормированной амплитуды моды до и после приёма алкоголя (для каждого испытуемого из нормированной амплитуды моды после приёма алкоголя вычитаем нормированную амплитуду моды до алкоголя).
2. Вычислим матрицы разности для времени реакции до и после приёма алкоголя (аналогично, для каждого испытуемого из среднего времени реакции после приёма алкоголя вычитаем среднее время реакции до алкоголя).
3. Полученные матрицы разности выведем в виде диаграммы рассеяния и подвергнем корреляционному анализу.

Полученные диаграммы рассеяния представлены на рисунке 24. По оси X – изменение времени реакции, по оси Y – изменение нормированной амплитуды моды. Нулевой уровень по оси Y – уровень, на котором амплитуда моды не изменяется, выше нулевого уровня – амплитуда моды

(и, соответственно, рывкообразность траектории взгляда) после приёма алкоголя растёт, ниже – уменьшается.

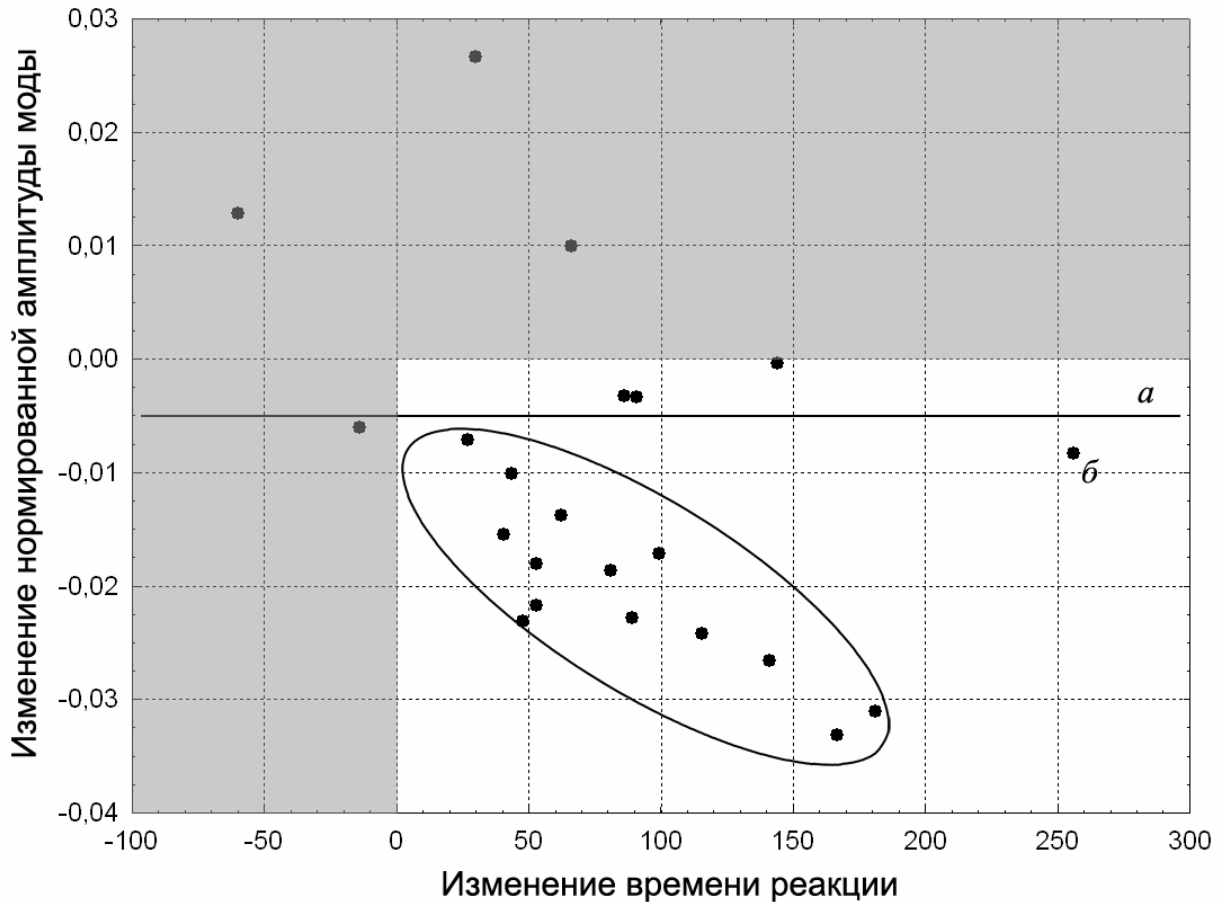


Рис. 24. Изменения нормированной амплитуды моды в зависимости от изменений времени реакции.

По оси X – изменение среднего времени реакции (мс) (разность времени реакции после-до приёма алкоголя), по оси Y – изменение нормированной амплитуды моды (разность амплитуды моды после-до приёма алкоголя); область с серой заливкой – нетипичные для выборки реакции; a – предполагаемый порог чувствительности алгоритма, b – статистический выброс.

Теперь соотнесём полученную диаграмму с результатами статистического анализа. Согласно результатам статистического анализа, амплитуда моды в целом по выборке с высокой достоверностью снижается

($p=0,001384$ для теста знаков, $p=0,003302$ для теста Вилкоксона). Соответственно, увеличение амплитуды моды после приёма алкоголя – нетипичная реакция для данной выборки. Аналогично, нетипичным является уменьшение среднего времени реакции после приёма алкоголя ($p=0,000014$, Т-критерий Стьюдента для связанных выборок). Заштриховав области нетипичных реакций серым цветом (рис. 24), видим, что в эти области попадают результаты 4 испытуемых. Считаем их артефактами и исключаем из дальнейшей обработки. В оставшейся области хорошо видна группа точек с чрезвычайно высокой линейной корреляцией и группа из 4 точек, которые не коррелируют с остальными. У всех «нескоррелированных» точек изменение амплитуды моды лежит в диапазоне от 0 до $-0,01$. С точки зрения физиологии это означает, что во всех этих случаях функциональное состояние испытуемого изменилось типичным для выборки образом, но по интенсивности – незначительно. Более значительные изменения состояния (изменение амплитуды моды на $(-0,01)$ и ниже) дают жёсткую линейную корреляцию между изменением амплитуды моды и времени реакции.

Полученные результаты интерпретируются нами следующим образом:

- Испытуемые, у которых после приёма алкоголя нормированная амплитуда моды (плавность прослеживания) увеличивается или не изменяется, не теряют способности адекватно выполнять простую операторскую работу. Алкоголь на них либо подействовал незначительно, либо оказал стимулирующий эффект. Изменение плавности траектории взгляда и изменение времени реакции у них не скоррелированы. На рис. 24 эти испытуемые находятся в зоне с серой заливкой.

- Испытуемые, на которых алкоголь подействовал слабо, демонстрируют стандартную, но слабо выраженную физиологическую реакцию: степень плавности траектории взгляда (амплитуда моды) у них уменьшается незначительно (от 0 до -0,01). При этом часть испытуемых сохраняет способность адекватно выполнять простую операторскую работу, поэтому чётко выраженной зависимости между изменением плавности прослеживания (амплитуды моды) и изменением времени реакции нет. На рис. 24 это группа точек в области без заливки в диапазоне изменения амплитуды моды от 0 до -0,01.
- Испытуемые, на которых алкоголь подействовал сильно, демонстрируют чёткую линейную зависимость между изменением амплитуды моды (плавности прослеживания) и изменением времени реакции (качества операторской работы). На рис.24 это группа точек с высокой корреляцией и амплитудой моды (-0,01) и ниже.

Остановимся чуть подробнее на группе испытуемых, на которых алкоголь подействовал слабо. Диапазон амплитуды моды от 0 до -0,01, по сути, является пороговой областью, ниже которой изменение амплитуды моды (плавности прослеживания) начинает чётко коррелировать с изменением времени реакции (эффективности операторской работы).

Задача точного вычисления порога, ниже которого начинается указанная корреляция, в принципе, может быть решена за счёт увеличения числа экспериментов. В нашем случае мы исключаем результаты одного испытуемого, которые являются явным статистическим выбросом (рис. 24, б) и получаем порог изменения амплитуды моды, равный -0,005, ниже которого остаются только скоррелированные результаты (рис. 24, а).

Теперь мы можем вычислить коэффициенты корреляции для группы, на которую алкоголь подействовал значительно: коэффициент линейной корреляции Пирсона равен (-0,88) при $p < 0,00005$ и коэффициент ранговой корреляции Спирмена равен (-0,84) при $p = 0,000091$. Как видим, полученная зависимость имеет высокую степень корреляции при очень высоком уровне достоверности.

Таким образом, полученная линейная зависимость между снижением плавности прослеживания и снижением качества операторской деятельности проявляется только в ситуациях, когда алкоголь подействовал на испытуемого достаточно сильно. Соответственно, если вычислить порог снижения плавности прослеживания, за которым начинаются нарушения операторской работы, данный параметр (плавность прослеживания) может быть использован в качестве маркера нарушения операторской деятельности. Конкретные значения порогов для каждого вида деятельности, вероятно, будут различаться и должны вычисляться отдельно для каждого вида деятельности на соответствующей выборке испытуемых.

Глава 4. ОБСУЖДЕНИЕ РЕЗУЛЬТАТОВ

Как уже упоминалось во введении, существуют два основных контекста, в которых должны рассматриваться результаты данной работы: научно-теоретический (изучение окуломоторных реакций как возможных коррелятов и маркеров изменения функциональных состояний человека) и научно-прикладной (разработка систем непрерывного мониторинга и контроля состояния оператора в реальном времени). Поскольку в работе использовались оригинальные методы, имеет место и научно-методический контекст.

С научно-теоретической точки зрения важно отметить следующее: и для модели плавного прослеживания цели (тесты «Динамика», «Динамика и дополнительный стимул»), и для модели дискретного появления / исчезновения стимула (тест «Статика») статистический анализ параметров зрительно-моторных реакций даёт практически одинаковый результат:

- латентный период макросаккад увеличивается
- латентный период моторной реакции (первого движения мыши) увеличивается
- время реакции (время попадания в цель) увеличивается
- средняя мгновенная скорость макросаккад уменьшается.

Изменения указанных параметров во всех тестах имеют высокую, а иногда – очень высокую достоверность. Однако при рассмотрении результатов отдельных испытуемых (см. таблицы) легко заметить, что только один из исследованных параметров изменяется относительно стабильно и с высокой амплитудой – это средняя мгновенная скорость макросаккад в тесте «Статика» (модель дискретного появления / исчезновения стимула).

Соответственно, только этот параметр может быть использован в качестве маркера абнормального состояния испытуемого, вызванного алкогольным опьянением. И только на моделях со статическими стимулами.

Эффекты, связанные с изменением плавности прослеживания (smooth pursuit eye movement), многократно описаны в литературе (Holzman et al., 1974; Baloh et al., 1977; Kuechenmeister et al., 1977; Mialet et al., 1981; Avila et al., 2003). На их основе разработаны алгоритмы, позволяющие диагностировать наличие шизофрении (Levy et al., 2010), маниакально-депрессивного синдрома (Lipton et al., 1980), некоторых психозов (Holzman et al., 1977; Shagass et al., 1976), эпилепсии (Bittencourt et al., 1980), а также болезни Паркинсона (Lemos et al., 2013; Nilsson, 2013) и аутизма (Boraston et al., 2007; Dalton et al., 2005). Наличие нарушения плавности прослеживания или «дефицита» прослеживания при совершенно разных патологиях указывают на неспецифический характер этого явления. В нашем исследовании мы рассматривали дефицит прослеживания (во всех его проявлениях) как потенциальный маркер абнормального состояния, вызванного алкоголем, или маркер наличия нарушений в деятельности. Соответственно, наша задача состояла в том, чтобы оценить эффективность плавности прослеживания как маркера выхода из нормы и сопоставить изменения плавности прослеживания с изменениями эффективности деятельности.

Результаты анализа изменений плавности прослеживание цели взглядом не позволяют использовать плавность прослеживания в качестве маркера изменения функционального состояния (у 7 испытуемых из 22 плавность прослеживания изменяется или крайне слабо, или нетипичным для выборки образом). В то же время жёсткая линейная корреляция между изменением плавности прослеживания и изменением времени реакции позволяет однозначно интерпретировать плавность прослеживание как

маркер нарушения деятельности. Иными словами, дефицит прослеживания указывает не на сам факт наличия некоего поражающего фактора, а на то, что под влиянием этого поражающего фактора уже произошли нарушения деятельности. Таким образом, дефицит прослеживания не может использоваться как маркер изменения функционального состояния, но при этом может быть использован как эффективный маркер нарушения деятельности.

С научно-методической точки зрения стоит отметить следующее: Специально разработанная для данного исследования методика оценки параметров ведения цели взглядом в основе своей сходна с активно используемыми методами оценки плавного прослеживания. Однако классические схемы экспериментов с прослеживанием, имеют ряд недостатков, которые существенно влияют на качество результатов:

1. В классических схемах нет системы стимулирования мотивации испытуемого. Испытуемый выполняет тест, подчиняясь инструкции и не имея никакого другого стимула для выполнения работы. В ходе опыта мотивация к выполнению теста (прослеживанию цели) может изменяться вплоть до полного исчезновения; методов контроля и поддержания уровня мотивации в классических схемах не предусмотрено.
2. В классических схемах нет системы оценки текущей работоспособности. Такая система там просто не нужна, учитывая тот факт, что классические схемы экспериментов на плавное прослеживание создавались для поиска маркеров органических патологий.
3. На классических синусоидальных траекториях предъявления имеют место участки, где цель движется линейно, и экстремумы, на которых

цель имеет центростремительное ускорение. Неоднородность траектории затрудняет статистический анализ и создаёт сложности при интерпретации результатов.

Поэтому мы изменили традиционную схему предъявления стимула, сделав траекторию цели круговой и добавив непрерывное ведение цели курсором мыши и периодические проверки поведенческих реакций с помощью дополнительного стимула. Такой подход позволил избежать снижения мотивации при прослеживании (невозможно эпизодически отслеживать цель, если при этом ты должен вести её курсором) и сделал траекторию цели однородной, за счёт чего улучшилась точность оценки отклонений взгляда от цели. Принципиально новым моментом стали периодические проверки времени реакции – это позволило соотнести плавность прослеживания и эффективность операторской работы. В результате был получен высокоточный алгоритм оценки операторской работоспособности по изменению параметров плавного прослеживания. Данный алгоритм является принципиально новым (аналогов в литературе найти не удалось) и значительно расширяет возможности плавного прослеживания как метода диагностики функциональных состояний.

С практической точки зрения важно понимать следующее:

Все использовавшиеся в исследовании методики по сути своей являются тестами. При желании их, конечно, можно использовать для оценки работоспособности оператора (например, в ходе процедуры предрейсового контроля), но эффективность таких процедур будет невелика. Для разработки аппаратуры непрерывного мониторинга и контроля состояния оператора нужны окуломоторные маркеры, которые можно получить без применения тестов и калибровки аппаратуры.

В то же время полученные маркеры демонстрируют нам крайне высокую информативность и высокую скорость распознавания абнормальных состояний и нарушений деятельности, что указывает на чрезвычайно высокую перспективность окуломоторных реакций в качестве метода диагностики и мониторинга состояний оператора.

Реальное прикладное значение имеет снижение скорости макросаккад при работе со статически появляющимися / исчезающими стимулами. При условии проведения дополнительных исследований, этот эффект, вероятно, мог бы быть использован для оценки состояния оператора на ряде производств и на транспорте (например, для оценки состояния диспетчеров аэропорта, электростанции или на трубопроводном транспорте). Определённое практическое значение имеют и отрицательные результаты: неадекватность в роли маркеров состояния таких показателей, как латентность макросаккад и латентность моторных реакций, отнюдь не очевидна. Полученные результаты позволяют сэкономить время и деньги на дорогостоящих прикладных исследованиях.

В заключение хотелось бы отметить, что разработанные в ходе нашего исследования методики оценки функциональных состояний являются одной из первых успешных попыток количественного оценивания и диагностики функциональных состояний по параметрам окуломоторной активности, из числа предпринимавшихся в нашей стране. Полученные результаты, с одной стороны, хорошо укладываются в рамки существующих научных представлений и, одновременно, существенно расширяют эти представления за счёт полученных в ходе работы экспериментальных результатов.

ВЫВОДЫ

1. На всех использовавшихся моделях операторской деятельности (и на модели плавного прослеживания, и на модели дискретного появления / исчезновения стимула) статистические параметры макросаккад и моторных реакций в целом по выборке изменяются одинаково: латентность макросаккад увеличивается, латентность моторной реакции увеличивается, средняя мгновенная скорость макросаккад уменьшается, время реакции (попадания в цель) увеличивается. Указанные изменения имеют высокую достоверность.
2. После приёма алкоголя наиболее стабильно и интенсивно изменяется средняя скорость макросаккад в ситуации статического появления / исчезновения стимула (уменьшается с высокой достоверностью в 19 из 22 случаев). Данный параметр расценивается нами как потенциально пригодный для аппаратурной диагностики функциональных состояний.
3. Изменение плавности прослеживания цели взглядом является маркером ухудшения работоспособности оператора и может быть использовано для прогнозирования нарушений операторской работоспособности в ситуациях, когда испытуемый уже неадекватен.
4. Линейная зависимость между эффективностью операторской работы конкретного испытуемого и количеством алкоголя в крови отсутствует. Зависимость между изменением эффективности операторской работы после приёма алкоголя и изменением величины латентных периодов макросаккад и моторной реакции носит вероятностный характер и в качестве маркеров изменения функционального состояния или нарушения деятельности использоваться не может.

СПИСОК ПУБЛИКАЦИЙ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

Статьи

1. Захарченко Д.В., Дорохов В.Б. Изменение отдельных параметров зрительно-моторных реакций под действием алкоголя. // Экспериментальная психология. - 2012. - Т.5. - №2. - С.5-21.
2. Дорохов В.Б., Свидерская Н.Е., Захарченко Д.В., Антонов А.Г. Сравнительный анализ влияния этанола на пространственную организацию биопотенциалов при открытых или закрытых глазах и при конвергентном и дивергентном типах мышления. // Журнал высшей нервной деятельности. - 2011. - Т.61. - №2. - С.170-179.
3. Дорохов В.Б., Арсеньев Г.Н., Ткаченко О.Н., Захарченко Д.В., Лаврова Т.П., Дементенко В.В. Психомоторный тест для исследования зрительно-моторной координации при выполнении монотонной деятельности по прослеживанию цели. // Журнал высшей нервной деятельности. - 2011. - Т.61.- №4. - С.476-484.

Сборники

1. Захарченко Д.В., Дорохов В.Б. Окуломоторные паттерны, возникающие при выполнении операторской работы в условиях алкогольной интоксикации. // Экспериментальная психология в России: традиции и перспективы. - М.: Институт психологии РАН. - 2010. - С.496-501.

Материалы конференций

1. Dorokhov V.B., Arsenyev G.N., Zakharchenko D.V., Ukrainitseva Y.V., Lavrova T.P., Dementienko V.V. Eye–hand coordination: Performance errors and vigilance level // International Journal of Psychophysiology. – 2008. – Т. 69. – №. 3. – С. 266.

2. Дорохов В.Б., Арсеньев Г.Н., Захарченко Д.В., Лаврова Т.П., Ткаченко О.Н., Пучкова А.Н., Дементиев В.В. Методика экспресс-диагностики сниженной работоспособности по характеристикам зрительно-моторной координации. - Четвертая международная конференция по когнитивной науке. Тезисы докладов –Томск. – 2010. – Т.1. – С.241.
3. Дорохов В.Б., Арсеньев Г.Н., Захарченко Д.В., Лаврова Т.П., Ткаченко О.Н., Дементиев В.В., Шахнарович В.М. Нарушения зрительно-моторной координации, вызываемые снижением уровня бодрствования при выполнении монотонной деятельности по прослеживанию цели. // Материалы 15-й Международной конференции по нейрокибернетике. – Ростов- на –Дону. - 2009. - Т.1. - С. 202-203.
4. Арсеньев Г.Н., Захарченко Д.В., Лаврова Т.П., Ткаченко О.Н., Дементиев В.В., Шахнарович В.М., Дорохов В.Б. Нарушения зрительно-моторной координации, тестируемые дополнительным стимулом при сниженном уровне бодрствования. // Материалы 5-ой Школы конференции «Сон-окно в мир бодрствования». - 2009. - С. 93.
5. Дорохов В.Б., Лаврова Т.П., Украинцева Ю.В., Захарченко Д.В., Пинтелина Н.А., Горбунов К.С., Дементиев В.В., Герус С.В., Марков А.Г., Шахнарович В.М. Монотония как экспериментальная модель засыпания. - Материалы IV съезда Российского психологического общества. - Ростов-на-Дону. - 2007. - Т.1. - С. 328.
6. Dorokhov V.B., Arsenyev G.N., Tkachenko O.N., Zakharchenko D.V., Dementienko V.V. Eye-hand coordination errors during monotonous activity // 15th European Conference on Eye Movements. Southampton. UK. – 2009. – С. 159.
7. Dorokhov V.B., Arsenyev G.N., Zakharchenko D.V., Ukraintseva J.V., Lavrova T.P., Dementienko V.V., Markov A.G., Shakhnarovich V.M. Monotony and eye-hand coordination during tracking performance.

Abstracts of the 44th International Applied Military Psychology Symposium. -
St. Petersburg. – 2008. P.53-54.

УКАЗАТЕЛЬ ЛИТЕРАТУРЫ

1. Аветисов Э.С., Смольянинова И.Л. Новые возможности улучшения зрительных функций при нистагме. // Вестник офтальмологии, 1979. №3. С.26-32.
2. Алексеев М.А., Крылова Н.В., Лившиц М.П., Найдель А.П. О механизмах координации ритмических движений. // Вопросы психологии, 1965. №5. С.82-97.
3. Андреева Е.А., Вергилес Н.Ю., Ломов Б.Ф. К вопросу о функциях движения глаз в процессе зрительного восприятия. // Вопросы психологии, 1972. №1, С.11-24.
4. Андреева Е.А., Вергилес Н.Ю., Ломов Б.Ф. Механизм элементарных движений глаз как следящая система. // Моторные компоненты зрения. М.: Наука, 1975. С.7-56.
5. Баевский Р.М. Физиологические измерения в космосе и проблема их автоматизации. М., Наука, 1970. 254с.
6. Барабанщиков В.А., Жегалло А.В. Айттрекинг. М.: Когито-Центр, 2014. 128 с.
7. Барабанщиков В.А., Милад М.М. Методы окулографии в исследовании познавательных процессов и деятельности. М.: Институт психологии РАН, 1994. 88 с.
8. Батуев А.С., Таиров О.П. Мозг и организация движений. Л.: Наука, 1978. 139с.
9. Благовещенская Н.С. Электронистагмография при очаговых поражениях головного мозга. Л.: Медицина, 1968. 170с.
10. Бойко Е.И. Время реакции человека. М.: Медицина, 1964. 496с.
11. Владимиров А.Д., Хомская Е.Д. Процессы экстраполяции в глазодвигательной системе. М.: Наука, 1981. 165с.

12. Гиппенрейтер Ю.Б. Движения глаз в деятельности человека и её исследовании. // Исследование зрительной деятельности человека. М.: МГУ, 1973. С.3-26.
13. Запорожец А.В., Венгер Л.А., Зинченко В.П., Рузская А.Г. Восприятие и действие. М.: Просвещение, 1967.
14. Зинченко В.П., Вергилес Н.Ю. Формирование зрительного образа. М.: Издательство МГУ, 1969.
15. Зинченко В.П., Ломов Б.Ф. О функциях движения руки и глаза в процессе восприятия. // Вопросы психологии, 1960. №1. С.27-31.
16. Ильин Е.П. Психофизиология состояний человека. «Питер». 2005. 412с.
17. Конопкин О.А., Степанский В.И. Саморегуляция деятельности в условиях временной неопределённости используемых сигналов. // Вопросы психологии. 1972. №4.
18. Крылов А.А., Пахомов А.Ф. Зависимость продолжительности простой сенсомоторной реакции человека от интервала времени, разделяющего сигналы. // Проблемы инженерной психологии. 1966. Вып.4, С.7-18.
19. Крылов В.Ю., Крылова Н.В. Авторегрессионная модель слежения за дискретным сигналом. // Новая аппаратура и методы для научных исследований в области высшей нервной деятельности человека. М.: Наука, 1973. С.116-119.
20. Леонова А.Б., Величковская С.Б. Дифференциальная диагностика состояний сниженной работоспособности. // Психология психических состояний, 2002. Т.4, С. 326-343.
21. Ломов Б.Ф., Вергилес Н.Ю., Митькин А.А. Движения глаз и зрительное восприятие. М.: Наука, 1978. 277с.
22. Машкова В.М. Окуло- и сенсомоторные корреляты функционального состояния человека в норме и патологии. Диссертация на соискание степени доктора биологических наук. Москва, 1999. 356с.

- 23.Медведев В.И. Функциональное состояние оператора. // Эргономика. Принципы и рекомендации. Москва, 1970. Вып.1. С.63-71.
- 24.Морган К.Т. Инженерная психология в применении к проектированию оборудования. М.: Машиностроение, 1971. 486с.
- 25.Ратманова П.О., Евина Е.И., Напалков Д.А., Богданов Р.Р., Турбина Л.Г. Нарушения саккадических движений глаз на разных стадиях болезни Паркинсона. // Альманах клинической медицины. М.: Московский областной научно-клинический институт им. М.Ф.Владимирского, 2006. №13. С.90-93.
- 26.Сараев И.Ф. Особенности операторской деятельности в условиях монотонии. // Исследование и моделирование деятельности человека-оператора. М.: Наука, 1981. С.98-105.
- 27.Уолтер Г. Живой мозг. М.: Мир, 1966. 300с.
- 28.Шахнович А.Р. Мозг и регуляция движений глаз. М.: Медицина, 1974. 158с.
- 29.Шульговский В.В. Физиология центральной нервной системы. М.: Издательство МГУ, 1997. 397с.
- 30.Ярбус А.Л. Роль движений глаз в процессе зрения. М.: Наука, 1965. 166с.
- 31.Abroms B.D., Gottlob L.R., Fillmore M.T. Alcohol effects on inhibitory control of attention: distinguishing between intentional and automatic mechanisms. // Psychopharmacology, 2006. 188(3): 324-334.
- 32.Adams J.A. Human tracking behavior. // Psychological bulletin, 1961. 58 55.
- 33.Allen A.J., Meda S.A., Skudlarski P., Calhoun V.D., Astur R., Ruopp K.C., Pearlson G.D. Effects of alcohol on performance on a distraction task during simulated driving. // Alcohol Clin Exp Res, 2009. 33(4): 617-25 LID - 10.1111/j.1.

34. Avila M.T., Sherr J.D., Hong E., Myers C.S., Thaker G.K., others Effects of nicotine on leading saccades during smooth pursuit eye movements in smokers and nonsmokers with schizophrenia. // *Neuropsychopharmacology: official publication of the American College of Neuropsychopharmacology*, 2003. 28(12): 2184-2191.
35. Baloh R.W., Honrubia V., Sills A., others Eye-tracking and optokinetic nystagmus. Results of quantitative testing in patients with well-defined nervous system lesions. // *The Annals of otology, rhinology, and laryngology*, 1977. 86(1 Pt 1): 108-114.
36. Bauer L.O., Gross J.B., Meyer R.E., Greenblatt D.J. Chronic alcohol abuse and the acute sedative and neurophysiologic effects of midazolam. // *Psychopharmacology*, 1997. 133(3): 293-299.
37. Belyavin A., Wright N.A. Changes in electrical activity of the brain with vigilance. // *Electroencephalography and clinical Neurophysiology*, 1987. 66(2): 137-144.
38. Bittencourt P.R., Gresty M.A., Richens A. Quantitative assessment of smooth-pursuit eye movements in healthy and epileptic subjects. // *Journal of Neurology, Neurosurgery & Psychiatry*, 1980. 43(12): 1119-1124.
39. Boles D.B. Reaction time asymmetry through bilateral versus unilateral stimulus presentation. // *Brain and cognition*, 1987. 6(3): 321-333.
40. Boraston Z., Blakemore S.-J. The application of eye-tracking technology in the study of autism. // *The Journal of Physiology*, 2007. 581(3): 893-898.
41. Ceder A. Drivers' eye movements as related to attention in simulated traffic flow conditions. // *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 1977. 19(6): 571-581.

42. Chu N.-S. Effects of ethanol on rat cerebellar Purkinje cells. // International journal of neuroscience, 1983. 21(3-4): 265-277.
43. Cornsweet T.N. Determination of the stimuli for involuntary drifts and saccadic eye movements. // J. Opt. Soc. Amer., 1956. 46(11): 987-988.
44. Craik K.J. Theory of the human operator in control systems. // British Journal of Psychology., 1947. 38(2): 56-61.
45. Crowdy K.A., Marple-Horvat D.E. Alcohol affects eye movements essential for visually guided stepping. // Alcoholism: Clinical and Experimental Research, 2004. 28(3): 402-407.
46. Dalton K.M., Nacewicz B.M., Johnstone T., Schaefer H.S., Gernsbacher M.A., Goldsmith H.H., Alexander A.L., Davidson R.J. Gaze fixation and the neural circuitry of face processing in autism. // Nature neuroscience, 2005. 8(4): 519-526.
47. Dinges D.F., Mallis M.M., Maislin G., Powell I.V., others Evaluation of techniques for ocular measurement as an index of fatigue and the basis for alertness management. 1998.
48. Ditchburn R.W., Ginsborg B.L. Vision with a stabilized retinal image. // Nature, 1952. 170(4314): 36-37.
49. Dorokhov V.B., Dementienko V.V., Koreneva L.G., Markov A.G., Tarasov A.V., Shakhnarovitch V.M. 706 On the possibility of using EDR for estimation the vigilance changes. // International Journal of Psychophysiology, 1998. 30(1): 267.
50. Dorokhov V.B., Arsenyev G.N., Zakharchenko D.V., Ukraintseva Yu.V., Lavrova T.P., Dementienko V.V., Kadin I.L., Markov A.G., Shakhnarovich V.M. Eye–hand coordination: Performance errors and vigilance level. Int. J. Psychophysiol. 2008. 69(3). 266.

51. Dorokhov V.B., Arsenyev G.N., Tkachenko O.N., Zakharchenko D.V., Dementienko V.V. Eye-hand coordination errors during monotonous activity. Abstracts of the 15th European Conference on Eye-Movements. University of Southampton. UK. 2009. 159.
52. Dorrian J., Lamond N., Kozuchowski K., Dawson D. The driver vigilance telemetric control system (DVTCS): Investigating sensitivity to experimentally induced sleep loss and fatigue. // Behavior research methods, 2008. 40(4): 1016-1025.
53. Dougherty D.M., Marsh D.M., Moeller F.G., Chokshi R.V., Rosen V.C. Effects of moderate and high doses of alcohol on attention, impulsivity, discriminability, and response bias in immediate and delayed memory task performance. // Alcoholism: Clinical and Experimental Research, 2000. 24(11): 1702-1711.
54. Edwards D.J., Sirois B., Dawson T., Aguirre A., Davis B., Trutschel U. Evaluation of fatigue management technologies using weighted feature matrix method. // Proceeding of the Fourth International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design, 2007.
55. Egelund N. Spectral analysis of heart rate variability as an indicator of driver fatigue. // Ergonomics, 1982. 25(7): 663-672.
56. Finnigan F., Hammersley R., Millar K. The effects of expectancy and alcohol on cognitive-motor performance. // Addiction, 1995. 90(5): 661-672.
57. Fox P.T., Fox J.M., Raichle M.E., Burde R.M. The role of cerebral cortex in the generation of voluntary saccades: a positron emission tomographic study. // Journal of Neurophysiology, 1985. 54(2): 348-369.
58. Griefahn B., Gros E. Noise and sleep at home, a field study on primary and after-effects. // Journal of Sound and Vibration, 1986. 105(3): 373-383.

59. Gustafson R. Alcohol and vigilance performance: effect of small doses of alcohol on simple visual reaction time. // *Percept Mot Skills*, 1986. 62(3): 951-955.
60. Gustafson R. Effect of moderate doses of alcohol on simple auditory reaction time in a vigilance setting. // *Perceptual and Motor Skills*, 1986. 62(3): 683-690.
61. Hartley L., Horberry T., Mabbot N. Review of fatigue detection and prediction technologies. National Road Transport Commission. Melbourne, Australia 2000.
62. Heitmann A., Guttkuhn R., Aguirre A., Trutschel U., Moore-Ede M. Technologies for the monitoring and prevention of driver fatigue. // *Proceedings of the First International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design*, 2001. 81-86.
63. Hening W., Favilla M., Ghez C. Trajectory control in targeted force impulses. // *Experimental Brain Research*, 1988. 71(1): 116-128.
64. Hepp K. Parallel Processes in Oculomotor Control. // *Complex Systems—Operational Approaches in Neurobiology, Physics, and Computers*, 1985. 169-178.
65. Holzman P.S., Levy D.L. Smooth pursuit eye movements and functional psychoses; a review. // *Schizophrenia Bulletin*, 1977. 3(1): 15-27.
66. Holzman P.S., Proctor L.R., Levy D.L., Yasillo N.J., Meltzer H.Y., Hurt S.W. Eye-tracking dysfunctions in schizophrenic patients and their relatives. // *Archives of General Psychiatry*, 1974. 31(2): 143-151.
67. Kato I., Nakamura T., Kanayama R., Aoyagi M. Slow saccades and quick phases of nystagmus after pontine lesions. // *Acta Oto-Laryngologica*, 1994. 51 95-98.

68. Kerick S., Metcalfe J., Feng T., Ries A., McDowell K. Review of Fatigue Management Technologies for Enhanced Military Vehicle Safety and Performance. 2013.
69. Kelley C.R. The measurement of tracking proficiency. // *Human Factors*, 1969. 11(1): 43-64.
70. Kuechenmeister C.A., Linton P.H., Mueller T.V., White H.B. Eye tracking in relation to age, sex, and illness. // *Archives of General Psychiatry*, 1977. 34(5): 578-579.
71. Lazzari S., Vercher J.L., Buizza A. Manuo-ocular coordination in target tracking. I. A model simulating human performance. *Biol. Cybern.* 1997. 77(4). 257–266.
72. Lemos J., Eggenberger E. Saccadic intrusions: review and update. // *Current opinion in neurology*, 2013. 26(1): 59-66.
73. Levy D.L., Sereno A.B., Gooding D.C., O'Driscoll G.A. Eye tracking dysfunction in schizophrenia: characterization and pathophysiology. // *Behavioral Neurobiology of Schizophrenia and Its Treatment*, 2010. 311-347.
74. Liguori A., D'Agostino R.B., Dworkin S.I., Edwards D., Robinson J.H. Alcohol effects on mood, equilibrium, and simulated driving. // *Alcoholism: Clinical and Experimental Research*, 1999. 23(5): 815-821.
75. Lipton R.B., Levin S., Holzman P.S. Horizontal and vertical pursuit eye movements, the oculocephalic reflex, and the functional psychoses. // *Psychiatry Research*, 1980. 3(2): 193-203.
76. Marple-Horvat D.E., Chattington M., Anglesea M., Ashford D.G., Wilson M., Keil D. Prevention of coordinated eye movements and steering impairs driving performance. // *Experimental brain research*, 2005. 163(4): 411-420.

77. Marple-Horvat D.E., Cooper H.L., Gilbey S.L., Watson J.C., Mehta N., Kaur-Mann D., Wilson M., Keil D. Alcohol badly affects eye movements linked to steering, providing for automatic in-car detection of drink driving. // *Neuropsychopharmacology*, 2008. 33(4): 849-858.
78. McGregor D.K., Stern J.A. Time on task and blink effects on saccade duration. // *Ergonomics*, 1996. 39(4): 649-660.
79. Meda S.A., Calhoun V.D., Astur R.S., Turner B.M., Ruopp K., Pearlson G.D. Alcohol dose effects on brain circuits during simulated driving: an fMRI study. // *Human brain mapping*, 2009. 30(4): 1257-1270.
80. Mialet J.P., Pichot P. Eye-tracking patterns in schizophrenia: An analysis based on the incidence of saccades. // *Archives of General Psychiatry*, 1981. 38(2): 183-189.
81. Mills K.C., Parkman K.M., Spruill S.E. A PC-Based Software Test for Measuring Alcohol and Drug Effects in Human Subjects. // *Alcoholism: Clinical and Experimental Research*, 1996. 20(9): 1582-1591.
82. Mills K.C., Spruill S.E., Walker J.M., Lamson M. A clinical trial demonstration of a web-based test for alcohol and drug effects. // *Journal of studies on alcohol and drugs*, 2009. 70(2): 308.
83. Moskowitz H., Burns M.M., Williams A.F. Skills performance at low blood alcohol levels. // *Journal of Studies on Alcohol*, 1985.
84. Nieschalk M., Ortmann C., West A., Schmal F., Stoll W., Fechner G. Effects of alcohol on body-sway patterns in human subjects. // *International journal of legal medicine*, 1999. 112(4): 253-260.
85. Nilsson M.H., Patel M., Rehncrona S., Magnusson M., Fransson P.-A., others Subthalamic deep brain stimulation improves smooth pursuit and saccade

- performance in patients with Parkinson's disease. // *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2013. 10(1): 33.
86. Ogden E., Moskowitz H. Effects of alcohol and other drugs on driver performance. // *Traffic injury prevention*, 2004. 5(3): 185-198.
87. Optican L.M., Robinson D.A. Cerebellar-dependent adaptive control of primate saccadic system. // *Journal of Neurophysiology*, 1980. 44(6): 1058-1076.
88. Ornstein G.N. The automatic analog determination of human transfer function coefficients. // *Medical electronics and biological engineering*, 1963. 1(3): 377-387.
89. Ottes F.P., Van Gisbergen J.A., Eggermont J.J. Metrics of saccade responses to visual double stimuli: two different modes. // *Vision research*, 1984. 24(10): 1169-1179.
90. Perez-Reyes M., Hicks R.E., Bumberry J., Robert Jeffcoat A., Cook C.E. Interaction between marijuana and ethanol: effects on psychomotor performance. // *Alcoholism: Clinical and Experimental Research*, 1988. 12(2): 268-276.
91. Post R.B., Lott L.A., Maddock R.J., Beede J.I. An effect of alcohol on the distribution of spatial attention. // *J Stud Alcohol*, 1996. 57(3): 260-266.
92. Poulton E.C. Perceptual anticipation in tracking with two-pointer and one-pointer displays. // *British Journal of Psychology. General Section*, 1952. 43(3): 222-229.
93. Ramaekers J.G., Robbe H., O'Hanlon J.F., others Marijuana, alcohol and actual driving performance. // *Human Psychopharmacology Clinical and Experimental*, 2000. 15(7): 551-558.

94. Rashbass C. The relationship between saccadic and smooth tracking eye movements. // *The Journal of Physiology*, 1961. 159(2): 326-338.
95. Ridout F., Shamsi Z., Meadows R., Johnson S., Hindmarch I., others A single-center, randomized, double-blind, placebo-controlled, crossover investigation of the effects of fexofenadine hydrochloride 180 mg alone and with alcohol, with hydroxyzine hydrochloride 50 mg as a positive internal control, on aspects of cogn. // *Clinical therapeutics*, 2003. 25(5): 1518-1538.
96. Robinson D.A. Oculomotor control signals. // *Basic mechanisms of ocular motility and their clinical implications*, 1975. 337-374.
97. Rohrbaugh J.W., Stapleton J.M., Parasuraman R., Frowein H.W., Adinoff B., Varner J.L., Zubovic E.A., Lane E.A., Eckardt M.J., Linnoila M. Alcohol intoxication reduces visual sustained attention. // *Psychopharmacology*, 1988. 96(4): 442-446.
98. Shagass C., Roemer R.A., Amadeo M. Eye-tracking performance and engagement of attention. // *Archives of General Psychiatry*, 1976. 33(1): 121-125.
99. Song J.-H., McPeck R.M. Eye-hand coordination during target selection in a pop-out visual search. // *Journal of neurophysiology*, 2009. 102(5):2681-2692.
100. Stern J.A., Boyer D., Schroeder D. Blink rate: a possible measure of fatigue. // *Human Factors: The Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 1994. 36(2): 285-297.
101. Vakulin A., Baulk S.D., Catcheside P.G., Anderson R., van den Heuvel, Cameron J, Banks S., McEvoy R.D. Effects of moderate sleep deprivation and low-dose alcohol on driving simulator performance and perception in young men. // *Sleep*, 2007. 30(10): 1327.

102. Van Orden K.F., Jung T.-P., Makeig S. Combined eye activity measures accurately estimate changes in sustained visual task performance. // *Biological psychology*, 2000. 52(3): 221-240.
103. Versavel M., Zuhlsdorf M., Unger S., Wensing G., Kuhlmann J. Concentration-effect relationships of alcohol in a computerised psychometric test system. // *Arzneimittelforschung*, 2005. 55 289-295.
104. Weiler J.M., Bloomfield J.R., Woodworth G.G., Grant A.R., Layton T.A., Brown T.L., McKenzie D.R., Baker T.W., Watson G.S. Effects of Fexofenadine, Diphenhydramine, and Alcohol on Driving PerformanceA Randomized, Placebo-Controlled Trial in the Iowa Driving Simulator. // *Annals of Internal Medicine*, 2000. 132(5): 354-363.
105. Whitlock A. Driver Vigilance Devices: Systems Review. Surrey, United Kingdom: Quintec Associates Limited. 2002. Retrieved from <http://www.rssb.co.uk/pdf/reports/research>.
106. Williamson A.M., Feyer A.-M., Mattick R.P., Friswell R., Finlay-Brown S. Developing measures of fatigue using an alcohol comparison to validate the effects of fatigue on performance. // *Accident Analysis & Prevention*, 2001. 33(3): 313-326.
107. Wright N., McGown A. Vigilance on the civil flight deck: incidence of sleepiness and sleep during long-haul flights and associated changes in physiological parameters. // *Ergonomics*, 2001. 44(1): 82-106.
108. Wright N., Stone B., Horberry T., Reed N. and others. A review of in-vehicle sleepiness detection devices. 2007.
109. Zoethout R.W., Schoemaker R.C., Zuurman L., Van Pelt H., Dahan A., Cohen A.F., Van Gerven J. Central nervous system effects of alcohol at a pseudo-steady-state concentration using alcohol clamping in healthy volunteers. // *British journal of clinical pharmacology*, 2009. 68(4): 524-534.

110. Zoethout R.W., Schoemaker R.C., Zuurman L., van Pelt H., Dahan A., Cohen A.F., van Gerven J.M. Central nervous system effects of alcohol at a pseudo-steady-state concentration using alcohol clamping in healthy volunteers. // *British Journal of Clinical Pharmacology*, 2009. 68(4): 524.