

УДК 612.821

ТРЕМОРНЫЕ КОЛЕБАНИЯ ГЛАЗ КАК ОБЪЕКТИВНЫЙ ПОКАЗАТЕЛЬ УТОМЛЕНИЯ ВОДИТЕЛЕЙ

© 2022 г. С. И. Ляпунов^{1, *}, И. И. Шошина^{2, 3, **}, И. С. Ляпунов¹

¹ФГБУН Институт общей физики имени А.М. Прохорова, РАН, Москва, Россия

²ФГБУН Институт физиологии имени И.П. Павлова, РАН, Санкт-Петербург, Россия

³Санкт-Петербургский государственный университет, Санкт-Петербург, Россия

*E-mail: dc.cetsil@gmail.com

**E-mail: shoshinaii@mail.ru

Поступила в редакцию 04.03.2021 г.

После доработки 15.07.2021 г.

Принята к публикации 21.09.2021 г.

Утомление — функциональное состояние (ФС), характеризующееся стойким снижением работоспособности. Предложена система регистрации утомления водителей, основанная на модели треморного модуляционного сигнала. В качестве показателя утомления приняты амплитуда и частота естественных треморных колебаний глаза. Объективность и эффективность предложенного метода определяли в сравнении с классическими методами оценки ФС центральной нервной системы — времени простой зрительно-моторной реакции (ЗМР) и зрительно-моторной координации (ЗМК). Установлено, что вероятность правильного прогнозирования состояния утомления методом измерения параметров естественных треморных колебаний глаза (амплитуды и частоты) с данными простой ЗМР и ЗМК составляет 87.4 и 88.6% соответственно.

Ключевые слова: утомление, движения глаз, тремор глаз, треморный модуляционный сигнал, диагностика функционального состояния, работоспособность, зрительно-моторная реакция, зрительно-моторная координация, водители, анализ изображений.

DOI: 10.31857/S013116462201009X

Функциональное состояние (ФС) человека представляет собой прогностический показатель для оценки его работоспособности и определяется степенью активации всех систем организма, задействованных в исследуемом виде деятельности. Утомление — функциональное состояние, характеризующееся стойким снижением работоспособности в связи с утомлением центральной нервной системы (ЦНС) и исполнительных структур. Состояние утомления — результат накопления некомпенсированной разницы между нагрузкой и текущей работоспособностью, поэтому степень его выраженности определяется величиной этой разницы, накопленной во времени.

Наряду с понятием утомление часто, как синоним, используется понятие усталость, что не совсем корректно. Усталость определяется как психобиологическое состояние, вызванное длительным периодом напряженной познавательной или физической деятельности, характеризующееся субъективными, поведенческими и физиологическими проявлениями. Субъективное ощущение усталости не всегда возникает синхронно регистрируемому по физиологическим показателям

состоянию утомления. При высоком уровне мотивации субъективное ощущение усталости возникает гораздо позже физиологических проявлений утомления, которые могут быть объективно измерены. Поэтому наиболее информативными и адекватными показателями ФС являются параметры, отражающие утомление.

Как ФС, утомление является компенсируемым и лежит в пределах диапазона саморегуляции и самовосстановления организма в процессе отдыха и сна. Длительное отсутствие возможности восстановления и тем самым компенсации утомления приводит к истощению функциональных резервов и переходу в состояние хронического стресса. Механизм ухудшения работоспособности при утомлении выражается в снижении электрической активности префронтальной и нижневисочной коры, а также таламуса, который контролирует уровни общей активности и внимания [1].

Утомление является значимым фактором при решении вопросов организации, охраны и безопасности труда в поддержании баланса между защитой здоровья работника и издержками рабо-

тодателя, связанными со снижением работоспособности, браком и аварийностью. Снижение работоспособности, связанное с утомлением и усталостью, сопровождается потерей внимания и замедлением времени реакции, ростом количества ошибок, что может привести к катастрофическим последствиям в работе представителей различных профессий: авиадиспетчеров, операторов атомных станций, водителей судов, самолетов, железнодорожных составов, грузового, общественного и личного автотранспорта. Раннее обнаружение признаков утомления является решающим фактором для предотвращения аварийных и катастрофических последствий.

Среди объективных способов регистрации утомления довольно популярны методы, основанные на оценке вегетативных параметров с помощью сигналов электрокардиограммы и электромиограммы [2–4]. Однако результаты исследований *A.F. Junior et al.* [5] свидетельствуют о том, что, например, частота сердечных сокращений, не является достаточно информативным показателем ввиду того, что умственная усталость может ухудшать показатели времени реакции без изменения вегетативных показателей сердечной деятельности. Регистрация времени сенсомоторных реакций один из классических способов оценки утомления нервных центров, снижения внимания и работоспособности [1, 6–11]. Среди параметров сенсомоторных реакций — время зрительно-моторной реакции (ЗМР) и зрительно-моторной координации (ЗМК). Время сенсомоторных реакций является информативным показателем ФС ЦНС, способным обеспечить эффективность его прогнозирования, контроля и коррекции. Однако их регистрация не позволяет решить задачу динамической оценки состояния в процессе деятельности. Этот же недостаток имеют методы анализа спектров мощности электроэнцефалограммы (ЭЭГ) [12–16], параметров α -ритма [17] и авторегрессионных признаков [18]. Главное ограничение в громоздкости и сложности систем ЭЭГ, что хотя и решается использованием нейроинтерфейсов мозг-компьютер [16], тем не менее, остается актуальной задача определения уровня утомления и недопущения ситуации появления признаков сонливости за рулем.

Широко распространенные в настоящее время системы технического зрения по отслеживанию поведения водителей в реальном времени, например, *PERCLOS*, оценивают уровень бдительности водителей на основе косвенных признаков сонливости, фиксируя тем самым крайнее проявление утомления [14, 19–22]. Системы, основанные на регистрации *PERCLOS* параметров, анализируют процент закрытия глаз, продолжительность закрытия глаз, частоту морганий, частоту кивков головой, положение лица и пристальность взгляда. *M. Golz et al.* в своих исследованиях [14] проси-

ли добровольцев выполнять задачи по моделированию вождения в восьми тестовых заездах, регистрируя одновременно параметры *PERCLOS*, электроэнцефалограмму (*EEG*), электроокулограмму (*EOG*), отклонение бокового положения в полосе движения (*SDL*), а также тест субъективной оценки утомляемости Каролинской шкалы сонливости (*KSS*). Регрессионный анализ показал, что *PERCLOS* значимо связан с более высокими баллами *KSS* шкалы и *SDL* теста. Однако дискриминантный анализ *PERCLOS* и *EEG/EOG* показал, что *PERCLOS* плохо различает легкую и сильную усталость (в терминах авторов). Таким образом, системы, основанные на регистрации косвенных показателей функционального состояния водителя, не позволяют определить уровень утомления. Кроме того показано, что часто водители при появлении признаков сонливости не реагируют на посылаемые системой мониторинга возбуждающие сигналы [13], что грозит катастрофическими последствиями.

Таким образом, система должна позволять непрерывно и не инвазивно осуществлять мониторинг состояния водителя (или оператора), оценивать степень утомления и эффективность возбуждающего сигнала при появлении признаков сонливости. Решение этой задачи в рамках подхода регистрации нейрофизиологических коррелятов утомления возможно путем фиксации параметров тремора глазных движений, отражающих произвольную высокочастотную импульсную активность стволовых нервных центров.

Тремор глазных движений наряду с дрейфом характеризует межсаккадические периоды фиксации [23–25]. Межсаккадические движения глаз смещают ретинальное изображение на значительную величину. Именно во время фиксационных движений глаз поступает большая часть информации и происходит детальный анализ изображения [23]. Но исследователи редко принимали их во внимание, необоснованно считая шумом, не несущим важной информации. Вторая причина в том, что параметры межсаккадических движений глаз выходят за пределы разрешающей способности наиболее популярных современных средств видеорегистрации (например, *Eyelink* 2000).

Треморные колебания глаза являются произвольными, полностью управляются α -мотонейронами (α -МН) ядер стволового отдела головного мозга, тонус которых определяется состоянием самих α -МН, а также афферентными сигналами от фоторецепторов сетчатки, других сенсорных рецепторов, нервными импульсами от нейронов ядер ствола мозга, моторных и других центров головного мозга [26, 27]. Амплитуда треморных колебаний в норме составляет 20–40 угл. с (0.33–0.67 угл. мин), средняя частота колебаний — 87 Гц. Временная частота глазного тремора попа-

Таблица 1. Оценка состояния утомления/не утомления по времени простой ЗМР

Время реакции, мс	Оценка ФС	Качественная оценка ФС	Прогноз
155–180	Норма (отсутствие утомления)	Высокий уровень	Благоприятно
181–205		Средний уровень	
206–230		Легкое отклонение	
231–300	Нарушения (утомление)	Умеренное отклонение	Сомнительно
301–400		Значительное отклонение	Неблагоприятно
>400		Сильное отклонение	

Примечание: ЗМР – зрительно-моторной реакции, ФС – функциональное состояние.

дает в γ -диапазон колебаний, которые вносят вклад в нейронную синхронизацию во многих областях мозга.

Рабочая гипотеза исследования – показатели треморных движений глаз, являются объективными и адекватными показателями утомления. Цель настоящего исследования – разработка системы не инвазивной объективной регистрации утомления водителей в режиме реального времени на основе регистрации треморных колебаний глазных яблок.

МЕТОДИКА

В исследовании принимали участие 137 водителей автопарка такси г. Москва в возрасте от 18 до 55 лет, все мужчины-правши, не имевшие в анамнезе психических и тяжелых хронических физических заболеваний. В начале и в конце смены проводили одновременные измерения параметров естественных треморных колебаний глаза, времени простой ЗМР и времени ЗМК. Полученный массив составил 274 измерения. Вероятность правильного прогнозирования утомления оценивали путем подсчета количества совпадений оценок утомление/не утомление, полученных с помощью метода регистрации простой ЗМР, ЗМК и показателей тремора глаз.

Регистрацию простой ЗМР осуществляли программно при предъявлении красного круга диаметром 2 см в центре экрана монитора *Toshiba Satellite A200-1M8*, *Intel® Core™2 Duo – T7100* 1800 МГц/1024 Мб, дисплей 15.4" *TFT WXGA* активная матрица повышенной яркости (*Toshiba TruBrite*, Китай), при разрешении 1024 × 600 пикселей, частоте обновления 60 Гц. Задача наблюдателя состояла в том, чтобы нажать любую кнопку клавиатуры при появлении стимула. Количество предъявлений стимула равнялось 50. Регистрировали среднее значение времени реакции и стандартное отклонение. Для оценки степени утомления по параметрам ЗМР использовали критерийные значения, представленные в табл. 1 [28].

Регистрацию ЗМК осуществляли также программно. На экране монитора одновременно

предъявляли шесть квадратов, один из которых был красным, а остальные серого цвета.

Квадраты появлялись одновременно и располагались по контуру воображаемого круга диаметром 27 см. Длина стороны квадрата равнялась 1 см. Задача наблюдателя состояла в том, чтобы с помощью кнопки мыши следить за местоположением и нажимать на красный квадрат. Количество предъявлений стимулов равнялось 50. Таким образом, регистрировали среднее время реакции при слежении за местом появления красного квадрата.

В случае регистрации и ЗМР, и ЗМК наблюдатель находился на расстоянии 70 см от экрана монитора, положение головы наблюдателя фиксировали с помощью стандартного офтальмологического лицевого упора.

Измерение параметров тремора глаз проводили на внешней стороне склеры. Объектом фиксации были ее оптические неоднородности, образованные в основном поверхностными артериальными и венозными микрососудами. Равномерное освещение склеры обеспечивали с внешней стороны глаза, не захватывая зрачок. В качестве осветителя использовали стандартный офтальмологический фонарь. Угол подсветки выбирали таким образом, чтобы исключить блики. Яркость подсвеченного поля обеспечивала формирование отношения сигнал/шум в его изображении не менее 30–50 раз. Взор наблюдателя был свободен, направлен вперед, задача фиксации или слежения отсутствовала.

Оптическую ось измерителя тремора глаз устанавливали перпендикулярно поверхности склеры. Размер рабочего поля измерителя тремора составлял менее 1.5 × 1.5 мм. Все манипуляции по выполнению перечисленных требований контролировали на экране видеокамеры. Параметры согласующей оптики обеспечивали выполнение двух требований. Во-первых, комфортное удаление внешних элементов согласующей оптики от склеры глаза – не менее 20–25 мм. Во-вторых, для обеспечения заданной проекции размера пикселя видеокамеры в плоскость роговицы по-

Таблица 2. Параметры установки регистрации показателей тремора глаз

№	Наименование показателя	Значение
1	Размер пикселя видеокамеры, мкм	1.4
2	Формат видеокadra, пикс	1280 × 720
3	Фокальное число оптики видеокамеры	1.5
4	Кадровая частота видеокамеры, <i>fps</i>	960
5	Приведённый размер пикселя на склере, мкм/пикс	1.1
6	Угловой размер пикселя на склере, угл. мин/пикс	0.222
7	Количество разрешаемых градаций серого	≥50
8	Угловая чувствительность установки, угл. мин/пикс	≤0.03
9	Удаление входной оптики от склеры, мм	≥20

ворот глаза на одну угловую минуту соответствовал линейному смещению на склере 4.9451 мкм.

Калибровку оптической системы, включая видеокамеру, осуществляли с использованием стандартной тестовой таблицы *ISO-12233 (International standard ISO 12233*. <https://www.iso.org/obp/ui/#iso:std:iso:12233:ed-3:v1:en>).

Продолжительность видеозаписи с учетом конкурирующих требований, связанных, с одной стороны, с необходимостью удержания выбранных неоднородностей рабочего поля в кадре, с другой — необходимым для вычислений параметров тремора количеством видеокadров в ролике, составляла 0.3–1.5 с.

Полученную видеоинформацию записывали в XY координатах матрицы видеокамеры с дискретностью, равной размеру пикселя матрицы. Для измерения координат движения зрака использовали корреляционный метод слежения за выделенной вручную контрастной областью рабочего поля. Размер области слежения составлял 70–200 × 70–200 пикселей. Слежение осуществляли автоматически. Измерения считали состоявшимися, если в процессе видеозаписи область слежения не выходила за поле зрения измерителя. Точность измерения координат движения зрака определялась контрастностью изображения, отношением сигнал/шум (количеством рабочих градаций яркости) на пикселе и составляла величину меньшую размера пикселя в корень квадратный из отношения сигнал/шум. Первичные координаты движения зрака сглаживали в полосе 300 Гц.

По полученным координатам движения зрака для амплитуды и частоты треморных колебаний глаза программно заложено вычисление: среднего значения; медианы; среднего квадратического отклонения; частоты попадания в заданный интервал значений частоты и амплитуды; спектральных параметров движения зрака.

Хронометраж и персонализацию данных; запись видеофайла, поступающего с видеокамеры;

измерение координат межкадрового смещения изображения; расчет статистических параметров тремора, ЗМР и ЗМК и формирование базы данных измерений осуществляли с помощью программного обеспечения, реализованного на основе языка *python* версии 3 и публично доступных библиотек обработки изображений и *OpenCV* анализа данных *scipy*.

РЕЗУЛЬТАТЫ ИССЛЕДОВАНИЯ И ИХ ОБСУЖДЕНИЕ

Предложен метод и установка для регистрации состояния утомления водителей. В основу метода положена фиксация естественных рефлекторных высокочастотных треморных колебаний глаз и модель контрастной чувствительности зрительной системы человека, основанная на треморном модуляционном сигнале (далее модель ТМС). Модель ТМС связывает значения показателей треморных колебаний глаза со значениями контрастной чувствительности зрительной системы человека [29–32]. Адекватность модели подтверждена для центрального и периферического зрения в большом диапазоне внешних условий — яркости адаптации (10^{-3} – 10^3 кд/м²), угловых размеров (1–300 угл. мин) и формы тестовых стимулов (диски, кольца Ландольта, миры Фуко, синусоидальные решетки), времени их предъявления (10^{-5} –5 с) [29–32].

Параметры установки для регистрации тремора глаз представлены в табл. 2.

Блок-схема измерительной установки для регистрации параметров треморных колебаний глаза показана на рис. 1.

Для проверки устойчивости работы и оценки точности блока слежения, а также блока вычисления параметров треморных колебаний глаз использовали имитатор синусоидальных колебаний с произвольным выбором амплитуды, частоты колебаний и угла между осью синусоиды и координатной сетки матрицы видеокамеры. Макси-

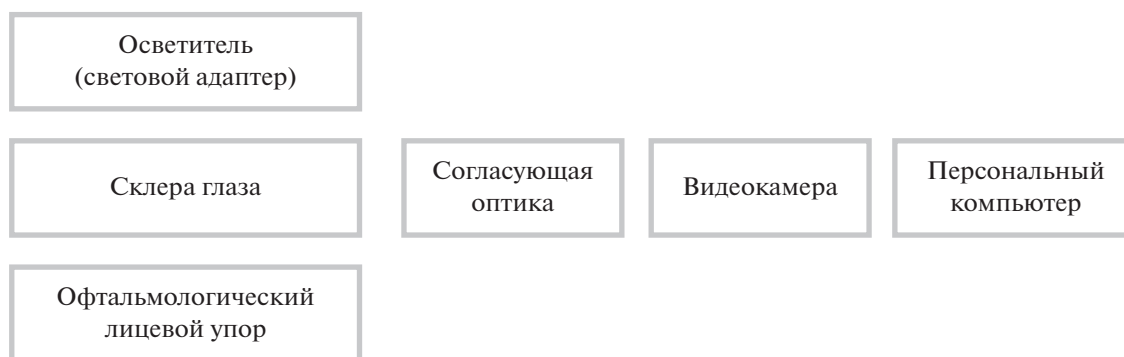


Рис. 1. Блок-схема установки измерения треморных колебаний глаза.

мальное отклонение измеряемых параметров составляло не более $\pm 0.3\%$ от номинального значения для 100 случайных значений имитатора.

Для проверки выбранных режимов работы измерителя треморных колебаний глаз и устойчивости работы программного обеспечения осуществляли:

- многократную запись видеороликов на одном операторе. Максимальное отклонение измеряемых параметров составляло не более $\pm 1.7\%$ от среднего значения для 4 последовательных измерений с минимальным интервалом съемки;

- многократный выбор размеров и областей слежения на одном видео. Максимальное отклонение измеряемых параметров составляло не более $\pm 0.5\%$ от среднего значения для 10 измерений.

Предложенная установка для регистрации параметров тремора глаз имеет юстировку (подвижки) по трем осям и углу наклона, с помощью которых осуществляется выбор рабочего участка и фокусировка изображения участка склеры (рис. 2). Микроизображение склеры, полученное на работавшей установке, представлено на рис. 3.

В результате регистрации параметров тремора глаз, простой ЗМР и ЗМК был получен, соответственно, массив данных по трем независимым показателям состояния водителей. Для массива данных по каждому из показателей определялось количество водителей в состоянии “норма” (отсутствие утомления) и “утомление”, т.е. оценивалась частота наблюдения каждого из состояний в массиве. Если значение показателя входило в интервал нормы, состояние водителя принималось как “норма” и индексировалось как 1, если же вне интервала нормы, то состояние расценивалось как “утомление” и индексировалось как 0. Так как тремор глаз характеризуется значениями частоты и амплитуды колебаний, поэтому для каждого из показателей тремора, по аналогии с ЗМР и ЗМК, проводилось индексирование состояния “норма” и “утомление”. Наряду с частотой наблюдения в массиве по частоте и амплитуде тре-

мора в отдельности определялась совместная частота наблюдения. В результате формировался индексированный массив, состоящий из 1 и 0, для показателей ЗМР, ЗМК и тремора глаз по всей совокупности водителей, на основе которого вычислялась вероятность правильного предсказания состояния нормы водителя по показаниям

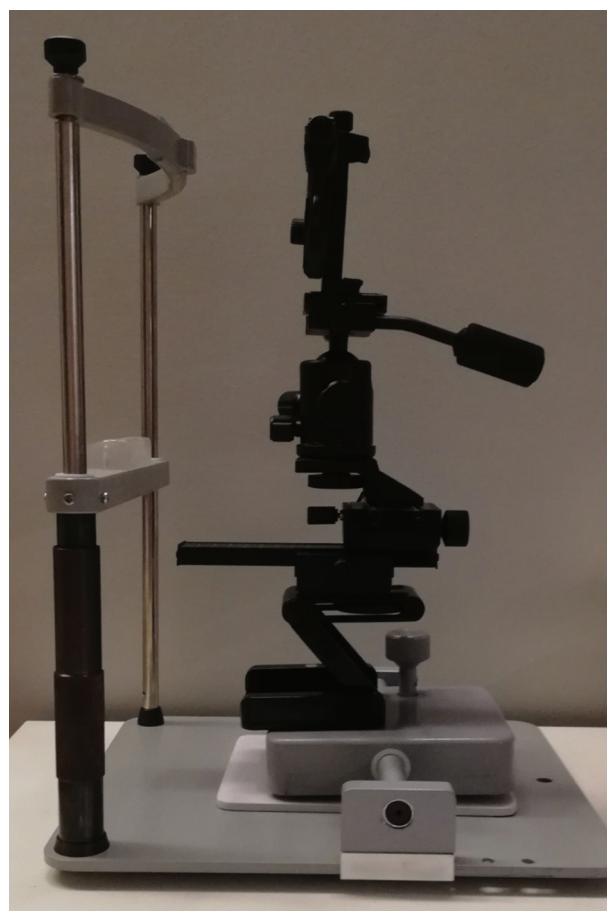


Рис. 2. Офтальмологический упор и механические детали юстировки.

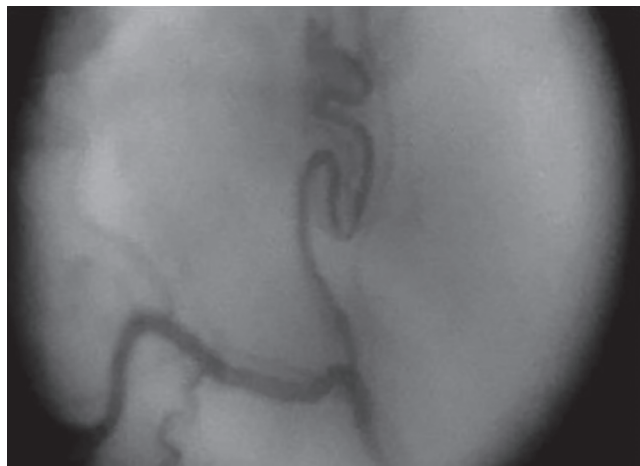


Рис. 3. Микроизображение участка склеры размером 1.2×0.7 мм.

тремора, полагая, что показания ЗМР и ЗМК истинные.

Интервалы нормы и полученные в результате сопоставления данные приведены в табл. 3.

Таким образом, установлено, что вероятность правильного прогнозирования утомления методом измерения параметров естественных треморных колебаний глаз (амплитуды и частоты) с данными простой ЗМР и ЗМК составляет 87.4 и 88.6% соответственно.

Процедура снятия исходного массива данных тремора глаз у одного водителя составила 20–30 с, обработка массива и определение значения показателя утомления не более 1 мин, что обеспечивает возможность измерения выраженности утомления в динамике в процессе трудовой деятельности.

Измерение параметров естественных треморных колебаний глаза является объективным методом оценки состояния, основанным на технической фиксации непроизвольных движений глаз, инте-

грально отражающих состояние глазодвигательной системы, стволовых и сенсорных отделов мозга [26, 27]. Точность данных измерений определяется только отношением сигнал/шум на заданном пространственном элементе и не может быть подвержена манипуляции со стороны испытуемого. Точность же измерений ЗМР и ЗМК определяется психометрической функцией человека, которая имеет нормальное распределение при коэффициенте вариации 0.2–0.3, что делает процедуру ранжирования результатов, полученных на основе субъективных ответов, менее определенной и достоверной.

Предложенная система фиксации состояния утомления не имеет недостатков, широко используемых в настоящее время систем технического зрения по отслеживанию поведения водителей в реальном времени, основанных на регистрации параметров *PERCLOS*, которые оценивают уровень бдительности водителей на основе косвенных признаков сонливости, фиксируя тем самым крайнее проявление утомления [14, 19–22].

В пользу информативности показателей глазодвигательной активности при оценке ФС, в частности эмоционального выгорания, свидетельствуют результаты недавнего исследования Е.И. Ярошенко [33]. Значимыми для установления наличия эмоционального выгорания, по сути хронического стресса, являются такие параметры глазодвигательных реакций как: общая и максимальная продолжительность фиксаций, частота саккад, средняя и общая продолжительность морганий.

Важно отметить, что диагностика ФС ЦНС с помощью аппаратно-программных комплексов должна проводиться сообразно условиям или требованиям, предъявляемым к специфике деятельности, со строгим учетом модуляции значимого сигнала при тестировании сенсомоторных реакций [34]. Результаты настоящего исследования получены не в условиях модельного экспери-

Таблица 3. Вероятность правильного предсказания состояния водителя по показаниям тремора относительно нормативных значений зрительно-моторной реакции (ЗМР) и зрительно-моторной координации (ЗМК)

Показатели	Частота совпадения	Интервал оценки
Норма по частоте тремора	0.9419	80–95 Гц
Норма по амплитуде тремора	0.8755	0.12–0.35 угл. мин
Норма по частоте и амплитуде тремора	0.8520	
Норма по ЗМК	0.8855	0.55–1.05 с
Совпадение нормы по тремору и ЗМК	0.7849	
Вероятность предсказания нормы ЗМК по тремору	0.8864	
Норма по ЗМР	0.8659	200–370 мс
Совпадение нормы по тремору и ЗМР	0.7570	
Вероятность предсказания нормы ЗМР по тремору	0.8742	

мента, симуляции утомления выполнением нагрузочных задач и т.п., а в результате объективной регистрации утомления нервных центров по параметрам ЗМР и ЗМК и соотнесения полученных данных с параметрами тремора глаз. Регистрация всех параметров выполнялась перед началом смены и по окончании работы.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Предложен метод и техническое решение не инвазивной регистрации тремора глазных яблок в целях объективной инструментальной регистрации состояния утомления в режиме реального времени. Установлено, что тремор глаз является адекватным показателем состояния утомления, сопровождающегося снижением внимания и скорости сенсомоторных реакций. Ввиду того, что тремор глаз отражает уровень тонуса α -МН ствола головного мозга, предложенный метод и система позволяют оценивать активность стволовых структур и имеют широкий круг возможностей их использования.

Этические нормы. Все исследования проведены в соответствии с принципами биомедицинской этики, сформулированными в Хельсинкской декларации 1964 г. и ее последующих обновлениях, и одобрены локальным биоэтическим комитетом Национального медицинского исследовательского центра психиатрии и неврологии им. В.М. Бехтерева (Санкт-Петербург).

Информированное согласие. Каждый участник исследования представил добровольное письменное информированное согласие, подписанное им после разъяснения ему потенциальных рисков и преимуществ, а также характера предстоящего исследования.

Благодарности. Авторы выражают благодарность Олеся Михайловне Лисевской за организацию проведения исследования по оценке утомления водителей в интересах безопасности дорожного движения, сбор и предоставление данных тестирования комплексом методик, описанных в статье. Доценту Южного федерального университета Денису Викторовичу Явна за помощь с написанием программы регистрации зрительно-моторной координации.

Конфликт интересов. Авторы заявляют, что исследование проводилось в отсутствие каких-либо коммерческих или финансовых отношений, которые могут быть истолкованы как потенциальный конфликт интересов.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Muto V., Shaffii-le Bourdiec A., Matarazzo L. et al. Influence of acute sleep loss on the neural correlates of alerting, orientating and executive attention components // J. Sleep Res. 2012. V. 21. № 6. P. 648.
2. Awais M., Badruddin N., Drieberg M. A Hybrid Approach to Detect Driver Drowsiness Utilizing Physiological Signals to Improve System Performance and Wearability // Sensors (Basel). 2017. V. 17. № 9. P. 1991.
3. Sahayadhas A., Sundaraj K., Murugappan M., Palaniappan R. Physiological signal based detection of driver hypovigilance using higher order spectra // Expert Syst. Appl. 2015. V. 42. № 22. P. 8669.
4. Jing D., Zhang S., Guo Z. Fatigue driving detection method for low-voltage and hypoxia plateau area: A physiological characteristic analysis approach // Int. J. Transport. Sci. Technology. 2020. V. 9. № 2. P. 148.
5. Junior A.F., Chierotti P., Gabardo J.M. et al. Residual Effects of Mental Fatigue on Subjective Fatigue, Reaction Time and Cardiac Responses // Rev. Psicol. Deporte (J. Sport Psychol.). 2020. V. 29. № 2. P. 27.
6. Senders J.W., Cruzen M. Tracking Performance on Combined Compensatory and Pursuit Tasks. WADC technical report V. 52. Issue 39. Wright Air Development Center, Air Research and Development Command, United States Air Force, 1952. 14 p.
7. Бойко Е.И. Время реакции человека. М.: Медицина, 1964. 440 с.
8. Ильин Е.П. Психомоторная организация человека. СПб.: Питер, 2003. 384 с.
9. Fan J., McCandliss B.D., Fossella J. et al. The activation of attentional networks // Neuroimage. 2005. V. 26. № 2. P. 471.
10. Нехорошкова А.Н., Грибанов А.В., Денюта И.С. Сенсомоторные реакции в психофизиологических исследованиях (обзор) // Журн. медико-биологических исследований. 2015. № 1. С. 38.
11. Шутова С.В., Муравьева И.В. Сенсомоторные реакции как характеристика функционального состояния ЦНС // Вестник ТГУ. 2013. Т. 18. Вып. 5. С. 2831.
12. Eichele H., Juvodden H.T., Ullsperger M., Eichele T. Mal-adaptation of event-related EEG responses preceding performance errors // Front. Hum. Neurosci. 2010. V. 4. P. 65.
13. Lin C.-T., Huang K.-C., Chao C.-F. et al. Arousing feedback rectify lapses in driving? Prediction from EEG power spectra // J. Neural Eng. 2013. V. 10. P. 056024.
14. Golz M., Sommer D., Trutschel U. et al. Evaluation of fatigue monitoring technologies // Somnologie Schlaforschung und Schlafmedizin. 2010. V. 14. № 3. P. 187.
15. Golz M., Sommer D., Trutschel U. et al. Driver Drowsiness Immediately before Crashes – A Comparative Investigation of EEG Pattern Recognition / Proceedings of the Seventh International Driving Symposium on Human Factors in Driver Assessment, Training and Vehicle Design, June 17–20, 2013. Bolton Landing, N.Y. Iowa City, IA: Public Policy Center, University of Iowa, 2013. P. 516.
16. Wang Y.-T., Huang K.-C., Wei C.-S. et al. Developing an EEG-based on-line closed-loop lapse detection and mitigation system // Front. Neurosci. 2014. V. 8. № 321. P. 321.
17. Simon M., Schmidt E.A., Kincses W.E. et al. EEG alpha spindle measures as indicators of driver fatigue under real traffic conditions // Clin. Neurophysiol. 2011. V. 122. № 6. P. 1168.

18. Golz M., Sommer D., Krajewski J. Prediction of immediately occurring microsleep events from brain electric signals // *Curr. Direct. Biomed. Engineering*. 2016. V. 2. № 1. P. 149.
19. Bergasa L.M., Nuevo J., Sotelo M.A. et al. Real-time system for monitoring driver vigilance // *IEEE Trans. Intell. Transp. Syst.* 2006. V. 7. № 1. P. 63.
20. D'Orazio T., Leo M., Guaragnella C., Distanto A. A visual approach for driver inattention detection // *Pattern Recogn.* 2007. V. 40. № 8. P. 2341.
21. Ghassan Jasim AL-Anizy, Md. Jan Nordin, Mohammed M. Razooq. Automatic Driver Drowsiness Detection Using Haar Algorithm and Support Vector Machine Techniques // *Asian J. Applied Sciences*. 2015. V. 8. № 2. P. 149.
22. Hossain M.Y., George F.P. IOT Based Real-Time Drowsy Driving Detection System for the Prevention of Road Accidents / *International Conference on Intelligent Informatics and Biomedical Sciences (ICIIBMS)*. 2018. P. 190.
23. Max Snodderly D. A physiological perspective on fixational eye movements // *Vision Res.* 2016. V. 118. P. 31.
24. Hee-Kyoung Ko, Max Snodderly D., Poletti M. Eye movements between saccades: Measuring ocular drift and tremor // *Vision Res.* 2016. V. 122. P. 93.
25. Rucci M., Victor J.D. The unsteady eye: an information-processing stage, not a bug // *Trends Neurosci.* 2015. V. 38. № 4. P. 195.
26. Кубарко А.И., Лихачев С.А., Кубарко Н.П. Зрение. Минск: БГМУ, 2009. Т. 2. 352 с.
27. Schwartz S.H. Visual Perception a clinical orientation. N.Y.: McGrawHill, 2010. 488 p.
28. Хазова И.В., Шошмин А.В., Девятова О.Ф. Полифункциональное психофизиологическое тестирование в оценке функционирования, ограничений жизнедеятельности и здоровья / Методические указания. ФГУ "СПб НЦЭПР им. Г.А. Альбрехта ФМБА России". Иваново, 2011. 63 с.
29. Lyapunov S.I. Response of the visual system to sine waves under external conditions // *J. Opt. Technol.* 2018. V. 85. № 2. P. 100.
30. Lyapunov S.I. Visual acuity and contrast sensitivity of the human visual system // *J. Opt. Technol.* 2017. V. 84. № 9. P. 613.
31. Lyapunov S.I. Visual-perception depth of field as a function of external conditions // *J. Opt. Technol.* 2017. V. 84. № 1. P. 16.
32. Lyapunov S.I. Threshold contrast of the visual system as a function of the external conditions for various test stimuli // *J. Opt. Technol.* 2014. V. 81. № 6. P. 349.
33. Ярошенко Е.И. Применение технологии айтрекинга для выявления социально-психологических особенностей эмоционального выгорания личности // *Организационная психология*. 2019. Т. 9. № 1. С. 96.
34. Байгузжин П.А. Факторы результативности психофизиологического исследования функционального состояния центральной нервной системы у студентов // *Вестник ЮУрГУ*. 2011. № 26. С. 131.

Tremorial Eye Vibrations as an Objective Marker of the Driver Fatigue

S. I. Lyapunov^{a, *}, I. I. Shoshina^{b, c, **}, I. S. Lyapunov^a

^aProkhorov General Physics Institute, RAS, Moscow, Russia

^bPavlov Institute of Physiology, RAS, St. Petersburg, Russia

^cSaint Petersburg State University, St. Petersburg, Russia

*E-mail: dc.cetsil@gmail.com

**E-mail: shoshinaii@mail.ru

Fatigue is a functional state characterized by a persistent decrease in performance. A system for recording the degree of fatigue of drivers based on the tremor modulation signal model is proposed. The amplitude and frequency of natural tremor oscillations of the eye are taken as an indicator of the degree of fatigue. It has been experimentally proven that tremor is an adequate marker of the condition of fatigue. The objectivity and effectiveness of the proposed method were evaluated in comparison with classical methods for assessing the functional state of the central nervous system – the time of a simple visual-motor reaction and visual-motor coordination. It was found that the probability of correct prediction of the condition of fatigue by measuring the parameters of natural tremor oscillations of the eye (amplitude and frequency) with the data of simple visual-motor response and visual-motor coordination task is 87.4 and 88.6%, respectively.

Keywords: fatigue, eye movements, eye tremor, tremor modulation signal (TMS), functional state diagnostics, drivers, image analysis, visual-motor response, ocularmicrotremor (OMT), Attentional Network Task (ANT), Simple reaction time test, Hand eye coordination test, Compensatory visual tracking task, Foveofugal Step-ramp Pursuit Tracking Task.