



Автоматизированный контроль бодрствования водителя транспортного средства

В.В.Дементьев, А.Г.Марков, Л.Г.Коренева, В.М.Шахнарович



**Валерий Васильевич
Дементьев** —

*к.ф.-м.н., зав. лаб, с.н.с. ИРЭ РАН,
зам. дир. АО НЕЙРОКОМ
по науке (Москва).*

*Научные интересы:
изучение физических полей
биологических объектов*



**Андрей Генрихович
Марков** —

*к.ф.-м.н., с.н.с.
ИРЭ РАН (Москва).
Научные интересы:
электроника, программирование,
биофизика живых систем
e-mail: neurocom@mtu-net.ru*

Представлена концепция построения системы для предотвращения засыпания водителя. Приводятся доводы в пользу выбора для указанных целей частоты электродермальных реакций — изменений сопротивления кожи человека с постоянными времени в несколько секунд. Дана методика регистрации этих реакций. Описаны эксперименты, позволившие получить количественные характеристики изменений электродермальных реакций при снижении уровня бодрствования. Показано, что уменьшение частоты данных реакций можно считать предвестником засыпания. Рассмотрена приборная реализация концепции оценки уровня бодрствования и предотвращения засыпания с использованием электродермальных реакций.

The system for preventing the operator from going asleep is considered. The reasons are given for the use for the purpose mentioned the frequency of electrodermal reactions (EDR) — skin resistance changes with time constants of several seconds. The methods of EDR registration are considered. The experiments for quantitative estimations of EDR changes during decrease of alertness level are described. EDR frequency decrease is shown to be the sleep precursor. The device produced for driver alertness level monitoring and sleep prevention using EDR is described.

Проблема влияния человеческого фактора на безопасность функционирования эргатических систем, особенно на транспорте, настолько актуальна, что уже не требует специального обсуждения. В этой проблеме есть очень важная и трудно разрешимая задача — *предотвращение* засыпания водителя [1].

Меры, предлагаемые для снижения аварийности, связанной с рассматриваемой причиной, чрезвычайно разнообразны. Это и специальная психологическая подготовка водителей, и их профессиональный отбор, и предсменный контроль, и т.п. [1]. Отдельно стоят предложения по техническим устройствам, которые должны использоваться непосредственно во время управления движущимся транспортным средством. Библиотека патентов по таким средствам очень велика. Тем не менее до настоящего времени не было таких систем, которые нашли бы широкое применение как реальные устройства безопасности.

Посвятив десятки лет решению проблем безопасности движения, связанных с человеческим фактором, мы поняли, что главный недостаток всех, до сих пор предлагаемых методик — обнаружение, а не предотвращение опасных состояний. В результате была выработана концепция построения систем контроля состояния водителя.

Концепция построения систем контроля состояния водителя и выбор физиологических параметров для их создания



Указанная концепция применима к оператору любого технического средства и может быть изложена в виде нескольких положений:

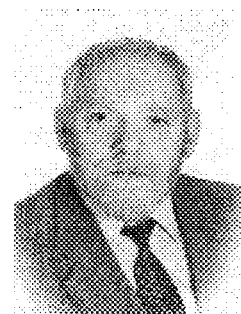
- Необходимо обнаруживать предвестники состояний оператора, не совместимых с выполняемой работой. Констатация смерти, потери сознания, сна, внезапной потери адекватного восприятия окружающей обстановки и т.п., безусловно, имеет важное значение, но констатация любого из таких фактов уже означает, что меры по обеспечению безопасности надо было предпринять ранее, поскольку обычно в таком случае не удается избежать аварии.
- При обнаружении указанных предвестников необходимо независимым образом подвергнуть оператора проверке, например, попросить его совершить какое-то действие или произнести какую-то фразу. Это действие или ответ должны строго соответствовать проверяемой функции человека и желательно активизировать его.
- При неудовлетворительной реакции оператора необходимо предпринять действия, сводящие к минимуму вероятность аварии с тяжелыми последствиями.
- Любое сомнение в наличии предвестника решается в пользу его наличия. Лучше лишний раз проверить оператора, чем допустить его переход в опасное состояние.

Очевидно, что ставить задачу определения абсолютно всех возможных неприемлемых состояний водителя сегодня не разумно. При решении же каждой частной задачи необходимо выбрать для анализа те рациональные действия или физиологические показатели, которые в наибольшей степени соответствуют деятельности человека. Требования к регистрируемому физиологическому показателю можно сформулировать следующим образом:

- ✓ физиологический показатель, выбранный в качестве информационного, должен, как минимум, с высокой степенью вероятности давать возможность суждения о том, что у человека в ближайшее время не наступит неприемлемое состояние, и он будет способен выполнять работу в течение наперед заданного времени;
- ✓ измеряемый показатель должен быть устойчив к индустриальным и физиологическим помехам, или легко от них отделяем;
- ✓ устройство, в основе которого лежит анализ такого показателя, должно давать гарантию, что человек находится "в норме", с заданной достоверностью;
- ✓ устройство для регистрации данного показателя (в частности физиологический датчик) должно быть удобно для водителя, и его использование не должно требовать помощи других людей и применения специальных средств, например, электропроводящих паст и т.п.;
- ✓ работа под контролем автоматического устройства должна быть психологически приемлема для водителя. (Любой человек будет испытывать дискомфорт от датчиков, приклеенных ко лбу, или от



Лидия Георгиевна Коренева —
д.ф.-м.н., в.н.с.
ИРЭ РАН (Москва).
Научные интересы:
спектроскопия, биофизика
живых систем



Вячеслав Маркович Шахнарович —
д. медицины, чл.-корр. Российской
Академии Естественных Наук,
Ген. дир. АО НЕЙРОКОМ.
Научные интересы:
разработка методов
и технических средств
диагностики функциональных
состояний человека



того, что устройство может “обругать” его за неправильные действия.)

Одна из задач, которая нами была решена, — недопущение водителя к переходу в сон. Это означает, что мы умеем надежно определить наличие предвестников сна.

Известно, что сну предшествует глубокая релаксация человека, или иными словами — достаточно сильное снижение уровня бодрствования, и если человек переключает внимание, то он бодрствует. Сужение функции внимания или интенсивности переключения внимания означает не только снижение уровня бодрствования, но и ухудшение функции, безусловно, необходимой оператору, следящему за изменяющейся ситуацией [1—5].

Физиологический показатель, который хорошо коррелирует с данной функцией [6—15] и может использоваться наряду с другими параметрами для контроля состояния, — частота электродермальных реакций (ЭДР) — фазовых изменений сопротивления кожи с постоянными времени в несколько секунд [16—18]. Выбор этого параметра в качестве перспективного при использовании его в системах контроля основан на многолетних исследованиях, проводившихся в Институте железнодорожной гигиены и показавших, что значительное уменьшение частоты ЭДР предшествует засыпанию [19].

С целью разработки алгоритма обнаружения предвестников опасных состояний, исследования возможности использования ЭДР и дополнительных к нему показателей, необходимых условий при их измерениях, определения достоверности диагностики были проведены дальнейшие исследования.

Измерения электродермальных реакций

Для регистрации динамики сопротивления кожи (электродермальной активности — ЭДА) применялись сухие электроды из нержавеющей стали, встроенные в кольца, надеваемые на пальцы, или в браслет, располагаемый на запястье. Использование сухих электродов диктуется требованиями их практического применения. В проводимых экспериментах сбор данных производится с нескольких датчиков одновременно.

Одной из главных проблем была сложность отделения полезного сигнала от артефактов движения. Большинство физиологов уверены, что отличить импульсы ЭДР от электрических импульсов,

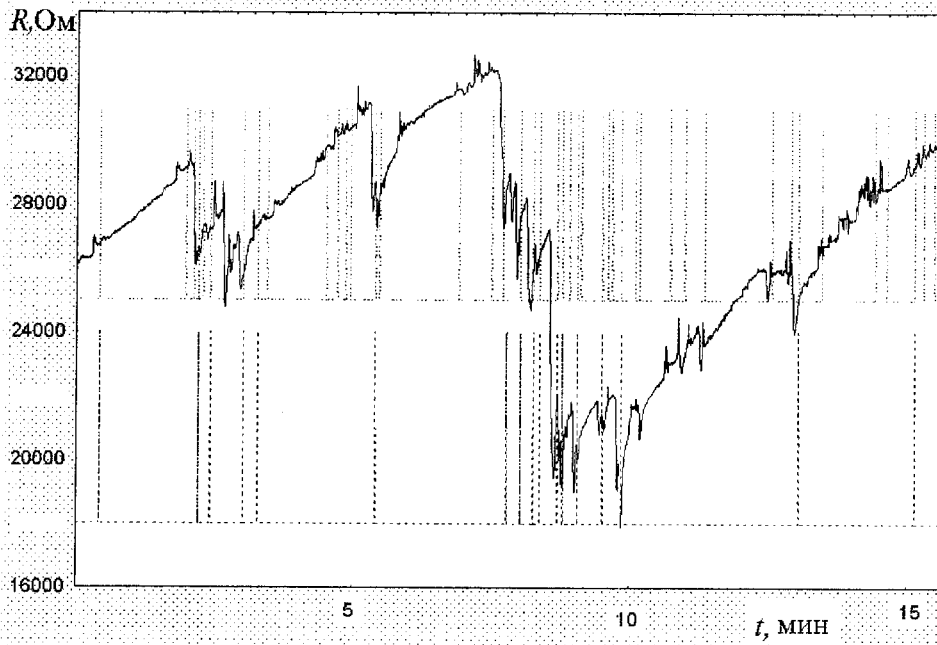
регистрируемых на поверхности кожи при движениях человека, очень трудно, а иногда невозможно. Поэтому устройства контроля состояния водителей на основе ЭДР считались бесперспективными. Обычно в таких системах полезный сигнал выделялся как относительное изменение сопротивления в течение заданного времени (принцип “достаточной амплитуды”). Решение проблемы оказалось возможным на основе разработанного нами алгоритма.

Методом экспертных оценок выбрали несколько тысяч импульсов ЭДР, каждый из этих импульсов был опознан независимо несколькими высококвалифицированными электрофизиологами как полезный сигнал, затем была описана форма импульса. Алгоритм выделения полезного сигнала по заданной форме и стал основой программы, которая анализирует параметры динамики сопротивления кожи и, в частности, способна отличать ЭДР от импульсов другого происхождения, например, артефактов движения (АД).

Надежность работы программы проверялась путем анализа записи ЭДА испытуемых в разных условиях: при неподвижных руках, при наличии произвольных движений, работе на тренажере, имитирующем работу водителя автомобиля. Импульсы ЭДР выделялись указанной программой и независимо — экспертом-электрофизиологом.

На рис.1,а и б показано сравнение сигналов, выделенных программой из кривых сопротивления двух рук, лишь одна из которых использовалась для управления тренажером, вторая оставалась по возможности неподвижной. На рисунках нижний пунктир — сигналы ЭДР, выделенные программой; верхний пунктир — сигналы, выделенные по принципу “достаточной амплитуды”. В первом случае — это в основном артефакты, во втором — артефакты немногочисленны.

Было показано, что программа не засчитывает около 4 % импульсов, определяемых физиологом как ЭДР, т.е. отбрасывает полезный сигнал, и засчитывает примерно 2 % импульсов, определяемых экспертом как АД (“опасные ошибки”). Однако тщательный анализ показал, что “опасные ошибки” программы наблюдаются для случаев, когда ЭДР и АД следуют друг за другом с интервалами меньше 15 с. При этом наложение сигналов ЭДР и АД приводит к тому, что эксперт при обычном (не тщательном) просмотре записи не узнает импульс ЭДР, а программа его выделяет.



a)

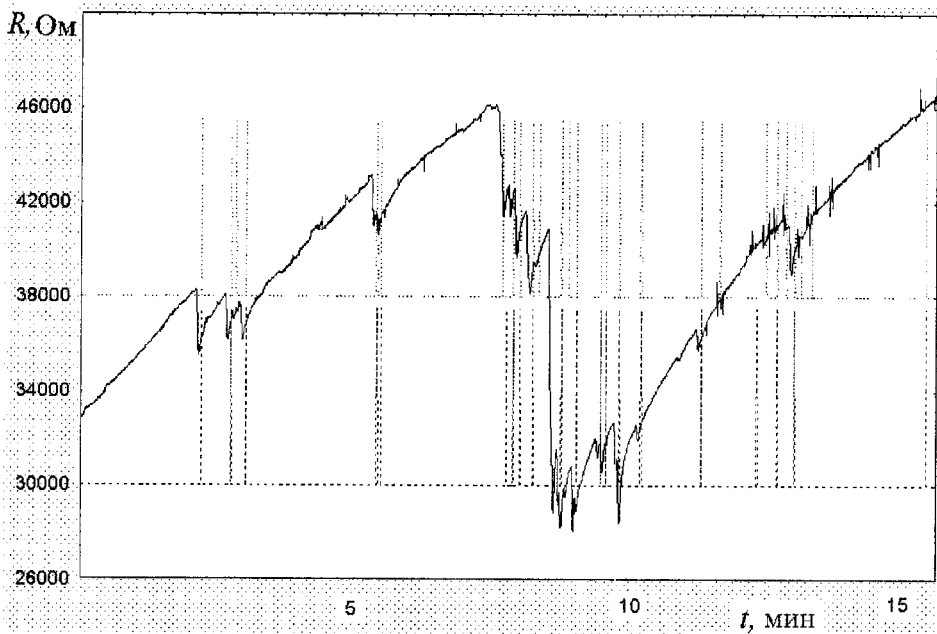


Рис. 1. Динамика сопротивления на запястье руки (сплошная линия): движущейся при работе на тренажере (а) и неподвижной (б)

Изменение электродермальной активности при релаксации и дремоте

Как уже упоминалось, изменение сопротивления кожи и частоты ЭДР при релаксации известно [4–6, 11, 12, 14, 15], в том числе в результате

наших экспериментов. Необходимость дальнейших исследований ЭДА [8–10, 17] связана, во-первых, с использованием сухих электродов, во-вторых, с регистрацией сигналов с помощью разработанной программы.

Для изучения перехода ко сну указанный переход ускорялся с помощью монотонного психомоторного теста. Испытуемые, сидя с закрытыми глазами в затемненной комнате, должны были в заданном темпе десять раз нажать на кнопку, при этом считая нажатия, а затем считать до пяти в том же темпе без нажатий — это один цикл. Далее циклы повторялись [7].

Производились три независимых измерения сопротивления кожи: два на пальцах и одно на запястье той же руки. Кроме того, регистрировалось напряжение на пьезодатчике, соединенном с кнопкой (для анализа силы нажатия), а также следующие электрофизиологические параметры: электроокулограммы (ЭОГ) горизонтальные и вертикальные, ЭКГ и ЭЭГ.

Регистрация данных проводилась на 8-канальном полиграфе MACLAB 8E (Австралия), соединенном с компьютером MACINTOSH, с дополнительными внешними усилителями. Частота опроса по каждому из каналов 100 Гц 12-битными аналого-цифровыми преобразователями. Полосы пропускания фильтров: для ЭЭГ — 0,7...50,0 Гц, для ЭОГ, ЭКГ и одного



из каналов для ЭДР на пальцах — 0,7...20,0 Гц. В двух каналах для регистрации ЭДА использовались только фильтры низких частот (верхняя граница 20 Гц).

Монотонность деятельности способствовала быстрому наступлению дремотного состояния, которое у большинства испытуемых возникает уже через 10...15 мин после начала работы. Изменение уровня бодрствования оценивали по эффективности деятельности испытуемого, его ЭЭГ и ЭОГ [20—25].

Момент появления ошибок в деятельности являлся опорной точкой для проведения анализа регистрируемых электрографических показателей. Ошибкой считалось: резкое изменение амплитуды нажатий, в том числе в течение одного цикла; изменение интервалов, как между циклами нажатий, так и внутри одного цикла; изменение числа нажатий (такая ошибка считается особенно “грубой”, поскольку свидетельствует о серьезном нарушении процесса счета).

Для момента появления “опасных ошибок” характерны: горизонтальное движение глаз с постоянными времени порядка несколько секунд, уменьшение амплитуды *альфа*-ритма и наличие эпизодов *тета*-ритма длительностью до нескольких секунд [21, 23]. Таким образом, начало дремоты по ЭОГ и ЭЭГ совпадает с появлением ошибок.

В начальной стадии дремоты может возникнуть “обратимое” состояние, т.е. после описанных изменений происходит спонтанная активация. Это соответствует известной “циклической фазе дремоты”, когда эпизоды сна длительностью от одной до нескольких секунд сменяются эпизодами относительного бодрствования, во время которого ошибки не наблюдаются [22]. При дальнейшем развитии дремотной стадии состояние становится “необратимым”. И в действиях испытуемого наблюдается серия сбоев разного типа. Изменения ЭЭГ и ЭОГ более длительны, т.е. наблюдаются непрерывные медленные горизонтальные движения глаз, а также преобладание *тета*-ритма в течение десятков секунд и появление еще более медленных ритмов и сонных веретен.

Если испытуемого на “необратимой” стадии не активизировать, он может заснуть, при этом наблюдаются характерные изменения позы, нажатия пьезодатчика могут вообще прекратиться или сле-

даться полностью случайными. В ЭЭГ наступают картины, характерные для первой стадии сна [21, 24].

Мониторинг ЭДА показывает следующее. В состоянии бодрствования у большинства испытуемых наблюдаются сравнительно небольшие изменения тонической составляющей сопротивления и следующие друг за другом ЭДР. Средний интервал между ЭДР большинства испытуемых — 15...23 с. Статистически достоверные индивидуальные различия наблюдались лишь для некоторых испытуемых. Например, у двух из них средний интервал составлял 10...12 с.

При релаксации и переходе к дремоте чаще всего наблюдается значительный рост сопротивления кожи, сопровождающийся понижением частоты ЭДР или их исчезновением на несколько минут. При дальнейшем развитии дремоты и переходе ко сну рост сопротивления кожи пальцев может быть сравнительно небольшим или прекратиться. На более глубоких стадиях сна ЭДР могут возобновиться. В наших экспериментах это наблюдалось не более 5 раз.

При эффективном пробуждении, т.е. при переходе к активному состоянию, сопротивление кожи пальцев резко падает, достигая первоначального значения. Дальше повторяется тот же цикл перехода к дремоте, однако дремота, как правило, менее глубокая, и засыпание наблюдается реже. Эти особенности ЭДА видны на рис.2, где вертикальные линии отмечают положения ЭДР, определенные автоматически. Стрелки вверх: а — активация (от открывания глаз до их закрывания и начала выполнения теста), г — уменьшение степени бодрствования (от начала выполнения теста).

Состояние испытуемого во время последнего ЭДР перед значительным промежутком характеризуется слабыми изменениями ЭОГ. Поскольку ошибок в деятельности и изменений ЭЭГ не наблюдается, а изменения ЭОГ незначительны, такое состояние не опасно и, скорее всего, отвечает релаксации. Переход к состоянию дремоты (по признакам ЭЭГ, ЭОГ и ошибкам) может наблюдаться лишь через некоторое время после прекращения ЭДР. Состояния глубокой (необратимой) дремоты и сна наступают позже (наблюдались не во всех экспериментах).

Изменение распределения частоты ЭДР ко времени совершения ошибки и засыпания представлено на рис.3, где показаны средние значения интер-

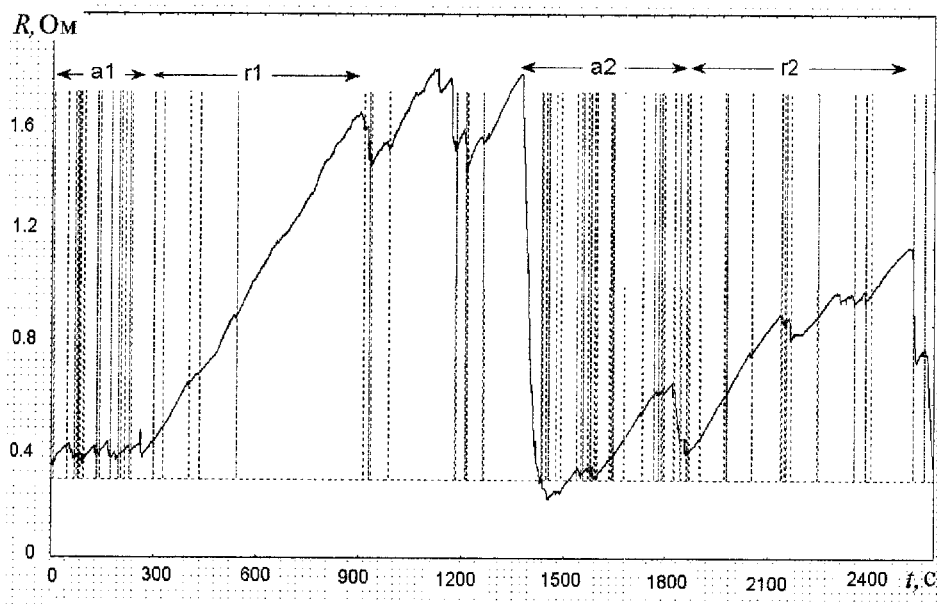


Рис.2. Пример изменения сопротивления кожи пальцев во время двух циклов: активация — дремота

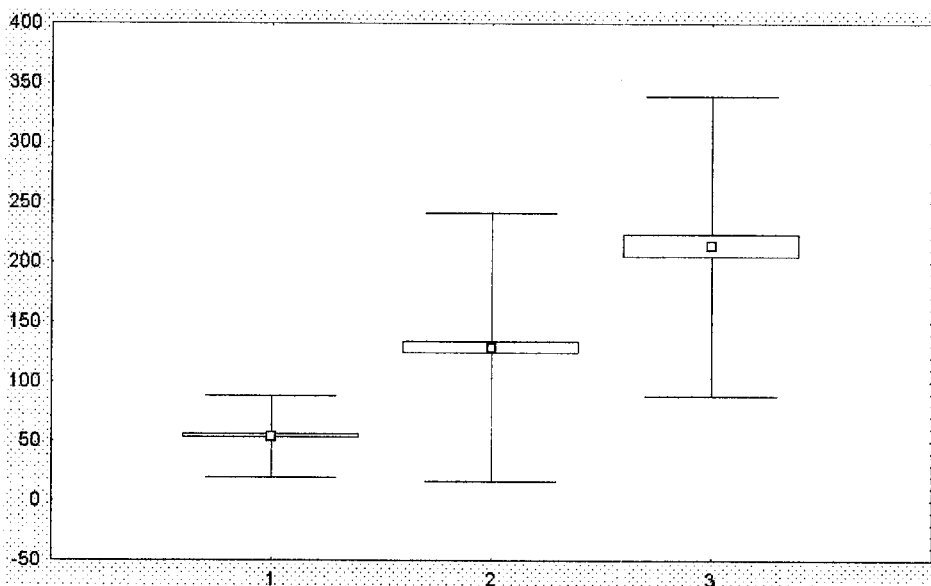


Рис.3. Изменение средних значений интервалов при переходе к дремоте и сну. По оси ординат — значения интервалов, с

валов (m-квадраты), стандартные ошибки (прямоугольники) и стандартные отклонения (вертикальные прямые). Первый столбец относится к интервалам во время безошибочной работы, второй — к интервалам между последним ЭДР и первой ошибкой, третий — к интервалам от последнего ЭДР до засыпания. Характерно возникновение больших ин-

тервалов. Эти большие интервалы, предшествующие ошибке, у разных испытуемых возникают в разное время. Как правило, они либо на 2-3 мин предшествуют ошибке, либо включают ошибку.

Таким образом, достоверно показано снижение частоты ЭДР (возрастание интервала между ними) при снижении уровня бодрствования испытуемого.

При проведении вышеописанных исследований была замечена связь между уровнем внимания испытуемого и динамикой сопротивления кожи. Для установления возможности мониторинга уровня внимания с помощью ЭДА были проделаны эксперименты, в которых испытуемые выполняли зрительный тест на внимание. Время реакции (или наличие ошибки, если реакции не было 6 с) записывалось в отдельный файл. Для получения количественных характеристик связи интервала между ЭДР с уровнем внимания, были рассчитаны коэффициенты корреляции между длительностью интервалов и временем реакции, усредненным по этим интервалам. Коэффициенты корреляции были в пределах 0,4...0,9. На рис.4 показан

пример одного из экспериментов.

С учетом описанных результатов были разработаны критерии уровня бодрствования по характерным изменениям ЭДА, в частности, наблюдаемым интервалам между ЭДР. Например, если ЭДР следуют друг за другом с интервалами не



более 20 с, то уровень бодрствования считается максимальным. Увеличение интервала соответствует уменьшению уровня бодрствования.

В случае достижения порогового состояния система начинает проверку водителя независимым образом, например, требует, чтобы он нажал определенную кнопку. При отсутствии ответов система

переходит в режим предотвращения аварии. Эти действия необходимы, поскольку если прибор указывает на уровень ниже порогового, то это означает, что при выполнении монотонной работы 92 человека из 100 уснут в течение ближайших 5 мин, 8 человек останутся вполне бодрыми. Эти восемь будут недовольны ложной, по их мнению, тревогой, но лучше лишний раз побеспокоить, чем допустить аварию.

Вероятность того, что прибор на основе такой технологии пропустит опасное состояние из-за наличия АД, которые он идентифицирует как полезный сигнал, не превышает 10^{-9} в час. Эта величина в пределах одного порядка зависит

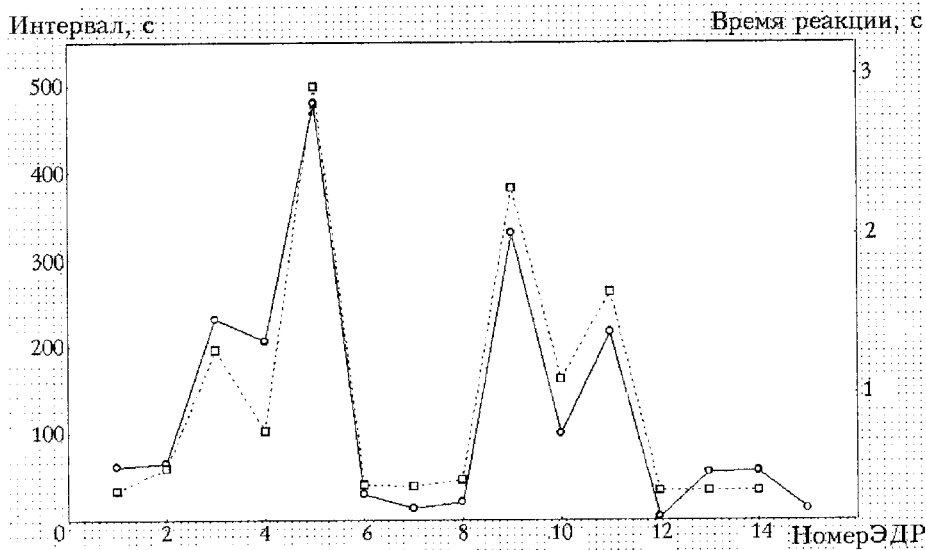


Рис. 4. Пример почти полной корреляции интервалов между ЭДР (левая шкала, окружности, сплошная линия) и средним временем реакции, усредненным по интервалу (правая ось, квадраты, пунктир), в секундах. Коэффициент корреляции равен 0,94

от вида движений, совершаемых человеком во время работы. Она больше для шофера и меньше для машиниста.

Контроль бодрствования оператора

На основе рассмотренных выше результатов был разработан ряд систем контроля бодрствования человека. Такие приборы для контроля бодрствования операторов, управляющих транспортными средствами (поездами, автомобилями), в настоящее время уже широко применяются в практике. Для различных видов транспорта выбраны разные варианты алгоритма контроля состояния водителей, в зависимости от особенностей их работы. Однако общим является использование ЭДА.

Все системы устроены так, что человек включен в цепь биологической обратной связи. С помощью индикатора ему непрерывно предъявляется его "уровень бодрствования". Таким образом, человек может себя держать в наилучшем, с его точки зрения, состоянии. "Индикатор бодрствования" реализован так, что его "нулевой уровень" предшествует наступлению опасного состояния.

"Пороговое" значение уровня бодрствования, при котором прибор должен давать предупреждающий сигнал, выбрано таким образом, чтобы оператор еще мог выполнять работу. Если наш прибор указывает, что уровень бодрствования выше порогового, то вероятность того, что человек уснет в течение ближайших 70 с — менее 10^{-7} . Иными словами, прибор гарантирует, что человек находится "в норме".

На рис.5 приведен пример полиграфической регистрации физиологических параметров вместе с показаниями индикатора бодрствования "Телемеханической системы контроля бодрствования машиниста". Здесь каналы сверху вниз: ЭЭГ, ЭКГ (растянутая горизонтальная ось, время в секундах показано сверху от серой линии); затем: нажатия кнопки, ЭОГ горизонтальная, ЭОГ вертикальная и три регистрации сопротивления (с пальцев, запястья и фильтрованное). Внизу — уровень бодр-

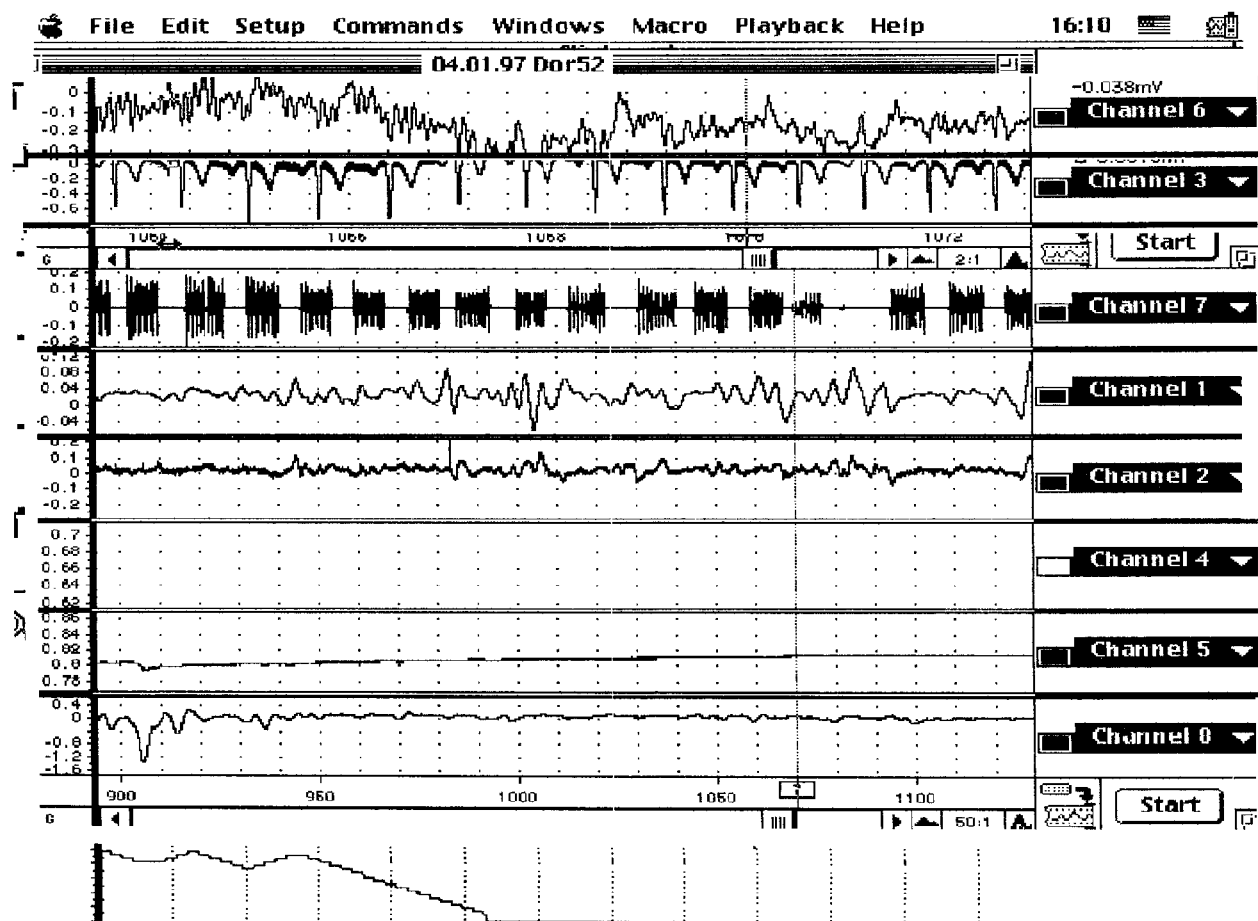


Рис.5. Пример полиграфической регистрации при переходе к обратной стадии дремоты, с данными, полученными от прибора

ствования, регистрируемый и индицируемый устройством. Около отметки 1000 с — нулевой уровень, прибор дает предупреждающий сигнал. Ошибка отмечена вертикальной линией. Видно, что она наблюдается примерно через 60 с после срабатывания прибора.

На рис.6 показано распределение интервалов между достижением индикатором “Телеметрической системы контроля бодрствования водителя” нулевого уровня и первой наблюдаемой ошибкой при работе на тренажере в лабораторных экспериментах.

Видно, что прибор всегда срабатывает вовремя. Хотя отмечен случай почти 500 с, т.е. система “предсказала”, что человек начнет совершать ошибки, но это произошло через 8 мин.

Отметим, что упомянутое снижение уровня бодрствования — это еще не засыпание. Оператор в таком состоянии легко может быть активирован, возможна и самоактивация.

Сегодня выпускается ряд модификаций прибора контроля бодрствования водителя транспортного средства, удовлетворяющих нашей концепции.

Типичная система состоит из нескольких частей.

- *Главная часть* — измерительная — выполнена в виде наручного устройства, в большинстве случаев — часов. Эта часть содержит электроды, схему предварительной цифровой обработки, передатчик ближней телеметрии, сменные элементы питания.
- *Вторая часть* системы — это двухканальный радиоприемник с двумя антеннами, настроен-



ными на взаимно перпендикулярные поляризации, и схемой вторичной обработки сигнала.

запускается программа прекращения движения транспортного средства. На железнодорожном поезде включается автостоп, на автомобилях заказ-

чики задают разные режимы, в связи с тем, что резко тормозить автомобиль чрезвычайно опасно.

По заказу Минского автомобильного завода система работает следующим образом. Если не будет сигнала подтверждения бодрствования водителя, прибор автоматически подает сигнал тревоги на центральный процессор, после чего через заданные промежутки времени происходят следующие события:

- ✓ включаются аварийная световая сигнализация и звуковой сигнал автомобиля, чтобы предупредить других участников движения о чрезвычайной ситуации;
- ✓ уменьшается мощность двигателя в два раза;
- ✓ включается система опускания пневматической подвески;

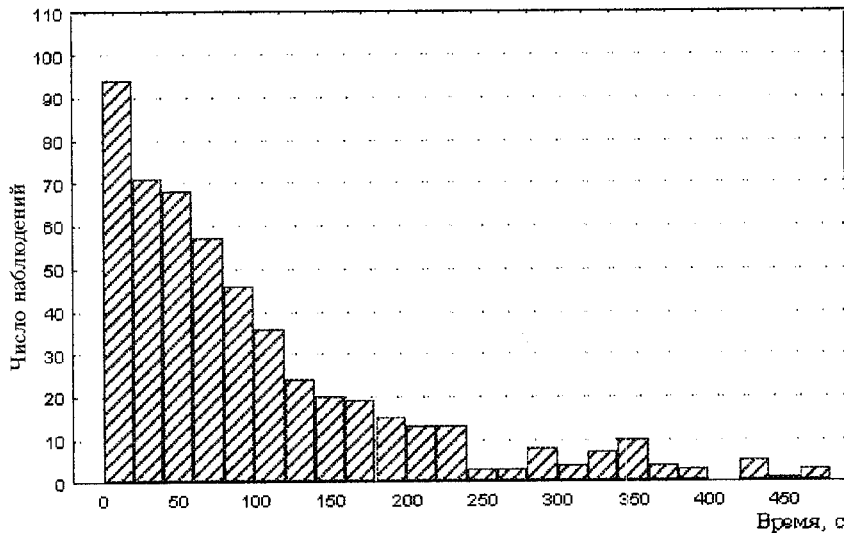


Рис. 6. Гистограмма распределения интервалов между срабатыванием прибора и ошибкой

- Третья часть (иногда объединенная со второй, например, в варианте для легковых автомобилей) — центральный процессор, в котором алгоритм завершает процесс обработки.

Каждый прибор снабжен индикатором бодрствования. Обычно это — светящаяся линейка переменной длины. Чем короче линейка, тем ниже уровень бодрствования в условных единицах. С помощью индикатора человек осуществляет самоконтроль и может тренировать себя для достижения наилучшей кондиции.

Если индикатор бодрствования указывает на опасное состояние, то прибор подвергнет водителя проверке, заставив его нажать на кнопку или ручку подтверждения бодрствования. Если подтверждение бодрствования не происходит в течение заданного промежутка времени (обычно 7 с), то подается сигнал на систему безопасности и

- ✓ выключается двигатель;
- ✓ включаются тормоза.

Все эти приборы разрабатываются с использованием принципов *fail-safe* конструирования, т.е. они являются не только помощниками водителя, но и устройствами безопасности. Такой прибор никогда не допустит попадания водителя в состояние сна. Он за несколько десятков секунд до этого либо заставит водителя активизироваться, либо остановит транспортное средство. Причем уровень бодрствования, при котором прибор включает тревогу, выбран таким, что водитель еще вполне способен управлять транспортным средством. Но время его реакции и качество управляющих действий ухудшаются.

Литература

1. Commercial motor vehicle driver fatigue and alertness study. Technical summary. FHWA report number:

FHWA-MC-97-001TC report number: TP 12876E Canada 1997



2. Barcelo F, Hall M., Gale A. A psychophysiological inquiry into the nature of the Sokolovian orienting response: skin conductance and EEG data. — Biol. Psychol., 1995, v.41 №2.
3. Lutz T., Roth T., Kramer M., Felson J. The relationship between sleepiness and performance. — Sleep Res., 1976, v.5.
4. Maltzman I., Gould J., Barnett O.J. et al. Habituation of the GSR and digital vasomotor components of the orienting reflex as a consequence of task instructions and sex differences. — Physiological. Psychology, 1979, №7.
5. Spinks J.A., Blowers G.H., Daniel T.L. The role of the orienting response in the anticipation of information: A skin conductance response study. — Psychophysiology, 1985, v.22, №4.
6. Collet C., Roure R., Rada H. et al. Relationships between performance and skin resistance evolution involving various motor skills. — Physiol. and Behav., 1996, v. 59, №4-5.
7. Dorokhov V.B., Hiroshige E. Phasic EEG activation, performance and drowsy stages of consciousness. — Forth IBRO World congress of neuroscience. Kyoto, 1995.
8. Dorokhov V.B., Dementienko V.V., Koreneva L.G. et al. Electrodermal correlations of errors appearing in performance during drowsy changes of consciousness. 1997. — In: XXXIII International Congress of Physiological Sciences. IUPS, St-Petersburg.
9. Dorokhov V.B., Dementienko V.V., Koreneva L.G. et al. On the possibility of using EDR for estimation of vigilance changes. — Internat. J. Psychophysiology, 1998, v.30, №1-2.
10. Dorokhov V.B., Dementienko V.V., Koreneva L.G. et al. The peculiarities of electrodermal reactions accompanying the changes of alertness in humans. — Internat. J. Psychophysiology, 1998, v.30, №1-2.
11. Jacobs S C., Friedman R., Parker J. D. et al. Use of skin conductance changes during mental stress testing as an index of autonomic arousal in cardiovascular research. — Amer. Heart. J., 1994, v.128, №6.
12. Munro L.L., Dawson M.E., Schell A.M., Sakai L.M. Electrodermal lability and rapid vigilance decrement in a degraded stimulus continuous performance task. — J. Psychophysiol., 1987, №1.
13. Siddle D.A., Lipp O. V., Dall P.J. The effects of task type and task requirements on the dissociation of skin conductance responses and secondary task probe reaction time. — Psychophysiology, 1996, v.33, №1.
14. Vessel G. Electrodermal lability, errors and reaction times: an examination of the motor impulsivity hypothesis. — Int. J. Psychophysiol., 1988, №6.
15. Vossel G., Kossman R. Electrodermal habituation speed and visual monitoring performance. — Psychophysiology, 1984, v.21, №17.
16. Алдерсонс А.А. Механизмы электродермальных реакций. — Рига: Зинатне, 1985.
17. Дементиенко В.В., Дорохов В.Б., Коренева Л.Г. и др. Гипотеза о природе электродермальных реакций. — Физиология человека, 2000, т.65, №2.
18. Dawson M.E., Shell A.M., Filion D.N. The electrodermal system. — Principles of psychophysiology / Ed. J.T.Cacioppo. — Cambridge: Cambridge Univ. Press, 1990.
19. Бонч-Бруевич В.В., Волковой В.Б., Дементиенко В.В. и др. Способ контроля бодрствования человека и устройство для его осуществления. Патент (РФ) №2025731, 1992.
20. Hoddes E., Zarcone V., Smythe H. et al. Quantification of sleepiness: a new approach. — Psychophysiology, 1973, v.10.
21. Hori T. Spatiotemporal changes of EEG activity during waking-sleeping transition. — Internat. J. Neuroscience, 1985, v.27.
22. Makeig S., Inlow M. Lapses in alertness: coherence of fluctuations in performance and the EEG spectrum. — Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol., 1993, v.86.
23. Ogilvie R.D., Wilkinson R.T., Allison S. The detection of sleep onset: behavioral, physiological and subjective convergence. — Sleep, 1989, v.12, №5.
24. Rechtschaffen A., Kales A. A manual of standardized terminology, techniques and scoring system for sleep stages of human subjects. Washington DC National Institute of health Publications, 1968, №204.
25. Roth T., Roehrs T., Zorick F. Sleepiness: its measurement and determinants. — Sleep, 1982, v.5.

Поступила 25 мая 2000 г.