

4. *Gabriel C.* Compilation of the Dielectric Properties of Body Tissues at RF and Microwave Frequencies: Technical Report. – Brooks Air Force Base (USA), 1996. AL/OE-TR-1996-0037.
5. *Johansson A.J.* Wireless Communication with Medical Implants: Antennas and Propagation. – Lund (Sweden): Lund University, 2004. 161 p.
6. *King R.W.P., Prasad S., Sandler B.H.* Transponder antennas in and near a three-layered body // IEEE Trans. on Microwave Theory and Techniques. June 1980. Vol. MTT-28. PP. 586-596.
7. *Иванов Ю.А., Агасиева С.В., Гудков А.Г., Мешков С.А., Снякин В.Ю., Шашурин В.Д.* Применение технологии радиочастотной идентификации с пассивными метками в инвазивной биосенсорике // Машиностроитель. 2014. № 5. С. 12-20.
8. *Иванов Ю.А., Гудков А.Г., Мешков С.А., Шашурин В.Д., Клевцов В.А., Агасиева С.В., Снякин В.Ю.* Применение резонансно-туннельных нанодиодов для повышения эффективности преобразователя электромагнитной энергии инвазивных биосенсорных систем на базе технологии радиочастотной идентификации // Электромагнитные волны и электронные системы. 2014. Т. 22. № 4. С. 60-65.

Александр Григорьевич Гудков,
 д-р техн. наук, генеральный директор,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Юрий Александрович Иванов,
 д-р физ.-мат. наук, профессор,
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Сергей Анатольевич Мешков,
 канд. техн. наук, ст. научный сотрудник,
Светлана Викторовна Агасиева,
 канд. техн. наук, директор отдела,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Владимир Игоревич Петров,
 заместитель директора,
 НИИ БМТ МГТУ им. Н.Э. Баумана,
Владимир Юрьевич Снякин,
 инженер,
 ООО «НПИ ФИРМА «ГИПЕРИОН»,
Сергей Игоревич Щукин,
 д-р техн. наук, профессор,
 зав. кафедрой «Медико-технические
 информационные технологии» (БМТ-2),
 МГТУ им. Н.Э. Баумана,
 г. Москва,
 e-mail: ooo.giperion@gmail.com

А.В. Алпатов, А.В. Кирюхин

Система поддержки водителя на основе анализа пульса и параметров движения транспортного средства

Аннотация

Рассмотрены существующие подходы к повышению безопасности вождения транспортных средств. Предложена структурная схема системы регистрации опасного вождения на основе регистрации технических параметров движения транспортного средства и психофизиологических параметров водителя. Приведены количественные критерии оценки опасного вождения с указанием диапазонов допустимых и пороговых значений. Рассмотрено использование аппарата нечеткой логики для оценки стиля вождения транспортного средства. Показаны экспериментальные результаты работы экспертной системы для оценки результирующего коэффициента стиля вождения.

Существующие подходы к повышению безопасности вождения транспортных средств

В настоящее время в мировой системе транспорта особенно актуальна проблема предотвращения опасного или агрессивного вождения (dangerous and aggressive driving) транспортных средств (ТС). Зарубежные исследователи приводят несколько различных критериев опасного или агрессивного вождения. Среди них преднамеренные действия, приводящие к увеличению риска столкновения автомобилей, сопровождающиеся состоянием нетерпения, раздражительности, враждебности или попыткой сэкономить время [1].

В последнее время в связи с высоким уровнем дорожно-транспортных происшествий появляются различные системы поддержки водителей (driver assistance systems), использующие разные датчики и аппаратуру.

Многие из таких систем основываются на измерении биосигналов, регистрируемых с водителя посредством различных датчиков [2]. На основании информации, извлекаемой из биосигналов, исследователи оценивали эмоции [3], уровень стресса [4], усталости и тревоги [5] и аффективное состояние [6] водителя. В литературе попеременно используются термины «аффективное состояние» или «эмоциональное состояние» для оценки психического и физического напряжения, испытываемого водителем в процессе вождения [7].

Известно, что поведение водителя за рулем во многом обусловлено изменением его эмоционального состояния, одной из форм проявлений которого является аффект [8]. В состоянии аффекта наступает заметное изменение в произвольно-двигательной сфере (торможение или перевозбуждение, нарушение координации) и в сфере вегетативных реакций (пульс, дыхание, давление крови). Это проявляется в моторных реакциях водителя, которые воздействуют на органы управления ТС.

В свою очередь, аффективное состояние водителя, часто сопровождающееся негативными эмоциями (гнев, разочарование), является причиной опасного вождения и приводит к дорожно-транспортным происшествиям [9].

Кроме контроля скоростного режима, современные системы безопасности обеспечивают оценку дорожной ситуации с помощью видеокамер и других датчиков [10].

Дополнительным информационным каналом, характеризующим взаимодействие водителя и ТС, может служить перемещение органов управления, поскольку их движение зависит от моторных реакций водителя, которые, в свою очередь, зависят от уровня внимания и бодрствования водителя [11].

Ритм сердца (пульс) является одним из наиболее часто используемых психофизиологических параметров человека, регистрируемых во время вождения ТС. На его основе проводится большое количество экспериментов по оценке значимости выполнения различных задач во время вождения [12].

На сегодняшний день исследователям удалось изучить реакцию пульса водителя на выполнение различных задач, однако недостаточно изучен вопрос оценки аффективного состояния водителя по данным пульсометрии.

К недостаткам вышеуказанных систем поддержки водителей можно отнести отсутствие совместного анализа технических параметров движения ТС во время вождения и эмоциональной сферы водителя по данным биосигналов.

Целью рассматриваемой работы является разработка системы поддержки водителя на основе синхронной регистрации пульса и параметров движения ТС и варианта классификатора на базе аппарата нечеткой логики. Выбранный метод классификации позволяет свести все данные анализа в одну шкалу, которая, в свою очередь, может быть использована для аудио- и визуальной индикации с целью предупреждения водителя об опасном движении ТС.

Структура системы регистрации опасного вождения

Для реализации поставленной цели потребовалось решить следующие задачи:

- разработать техническую реализацию, обеспечивающую синхронную регистрацию пульса и параметров движения ТС;
- разработать количественные критерии оценки опасного вождения;

- разработать классификатор на базе аппарата нечеткой логики, позволяющий сформировать шкалу стиля вождения ТС.

Для решения данных задач была разработана структурная схема системы поддержки водителя ТС (рис. 1), которая реализует синхронный контроль параметров движения ТС и пульса водителя с последующим формированием итоговой шкалы на базе аппарата нечеткой логики.

Данная система работает следующим образом. Блок регистрации осуществляет прием сигналов, поступающих от водителя (сигнал пульса) и элементов ТС. Данный блок включает в себя датчик пульса, выполненный в виде браслета и закрепляемый на запястье водителя, что позволяет устранить артефакты движения; трехканальные акселерометры, размещенные на органах управления, для регистрации перемещения подвижных частей ТС; GPS-датчик скорости ТС и видеокамеру, размещенную на лобовом стекле ТС со взглядом вперед. При испытаниях системы связь акселерометров с блоком анализа осуществлялась проводным способом, в условиях эксплуатации планируется организовать беспроводной канал передачи данных.

Регистрируемые сигналы поступают в блок анализа, выполненный на основе ПК и программного обеспечения на базе среды LabVIEW, специально разработанного для решаемой задачи. Для реализации данной схемы был выбран ряд вход-



Рис. 1. Структурная схема системы поддержки водителя ТС

Таблица 1

Количественные критерии оценки опасного вождения

Критерий	Название датчика	Параметр вождения	Диапазон значений	Пороговое значение
P ₁	Видеокамера	Количество перестроений за минуту	0...10	От 5 шт.
P ₂	Видеокамера	Количество выездов на полосу встречного движения	0...10	1...0,2 раз/мин
P ₃	GPS-датчик	Интенсивность замедления	–	Более 3 м/с ²
P ₄	GPS-датчик	Интенсивность ускорения	–	Более 3 м/с ²
P ₅	GPS-датчик	Скорость транспортного средства	10...160 км/ч	> 60 км/ч
P ₆	Датчик ускорения на рулевом колесе и педалях	Ускорение органов управления более чем на 70 % от усредненного значения в течение 5 мин	0...1,6g	0,5g
P ₇	Датчик пульса	Количество случаев роста пульса на 80 % за 3 с относительно условной нормы (усредненное значение за 20 мин)	30...230 уд/мин	120 уд/с
P ₈	Датчик пульса	Количество перепадов пульса на 80 % (на 3 с) за 5 мин	0...30	–
P ₉	Датчик пульса	Отношение LF/HF	0,1...3	>> 2 в течение 5 мин
P ₁₀	Датчик пульса	Значение скейлингового показателя пульса DFA	0,5...2	> 1,6 в течение 5 мин
P ₁₁	Датчик пульса	Монотонный рост значений пульса (в окне 30 с) в течение 5 мин	30...230 уд/мин	–

ных параметров [13]. Входные критерии опасного вождения приведены в *табл. 1*. Выбор суммарного количества приведенных критериев обусловлен результатами проведенного анализа существующих систем поддержки водителей и оценкой значимости регистрируемых параметров.

Расчитанные параметры поступают в блок нечеткого вывода, где происходит взвешивание каждого критерия с расчетом итоговой шкалы опасного вождения. Данные об итоговой шкале поступают в блок индикации.

Преимущество данной схемы заключается в использовании критериев, в которых заложена информация о степени эмоционального возбуждения и особенностях движения ТС. Для каждого критерия в *табл. 1* приведены пороговое значение и диапазон допустимых значений. Поскольку критерии $P_1 - P_6$ основаны на выборе широко применяемых датчиков, прокомментируем выбор критериев, связанных с измерением пульса водителя ТС.

В качестве маркера эмоционального возбуждения используются критерии $P_7 - P_{11}$. Особенностью ритма сердца как процесса сложной биологической системы является масштабная инвариантность, т. е. в нем отражаются как быстрые (секунды и минуты), так и медленные (десятки минут, часы, дни) физиологические реакции организма, поэтому при анализе на малых длительностях теряется информация о медленных компонентах и наоборот: при анализе долговременных процессов «смазываются» эффекты быстрых.

Предлагаемый в работе [14] метод для локальной оценки скейлинговых характеристик сердечного ритма является модификацией метода DFA (Detrended Fluctuation Analysis). Данный метод позволяет локализовать моменты изменения функционального состояния организма человека по колебаниям значений масштабного показателя. Кроме того, предложенный в [14] оконный метод флуктуационного анализа ритма сердца в режиме реального времени позволяет осуществлять динамический контроль масштабного показателя, а следовательно, фиксировать быстрые эффекты изменения корреляционных свойств пульсограммы.

Критерий P_{10} «Значение скейлингового показателя DFA» является нелинейным флуктуационным показателем и отражает сложность структуры ритма сердца [15]. Рассматриваемый вариант флуктуационного анализа в настоящее время являет-

ся одним из наиболее широко используемых методов исследования длительных корреляций в нестационарных процессах. Он очень часто применяется в исследованиях сложной динамики биологических систем по экспериментальным данным.

Критерий P_9 «Отношение LF/HF» является индексом вагосимпатического взаимодействия и характеризует баланс влияния на сердце парасимпатического и симпатического отделов.

Критерии $P_3 - P_6$ технически реализуемы с помощью GPS-датчика и акселерометров, размещенных на органах управления ТС.

Для критериев P_3 и P_4 под *интенсивностью* ускорения/замедления понимается количество случаев превышения указанных пороговых значений ускорения и замедления ТС.

Для расчета критериев P_1 «Количество перестроений за минуту» и P_2 «Количество выездов на полосу встречного движения» был использован модифицированный метод оптического потока. Это один из наиболее эффективных методов решения задач автоматического выделения и сопровождения объектов по признаку их движения на изображениях. Видеоизображение регистрируется с помощью видеокамеры, размещенной на лобовом стекле автомобиля.

Оптический поток определяется как «поток» уровней яркости на плоскости изображений. Оптический поток и поле движений равны, если объекты не изменяют энергетическую освещенность на плоскости изображений в процессе движения в сцене. Для вычисления оптического потока на основе уравнений потока разработано и реализовано несколько алгоритмов.

На данном этапе исследования выполнена разработка модифицированного алгоритма оптического потока с использованием принципа разбиения всего изображения на несколько участков. В каждом участке определены суммарная амплитуда и направление векторов смещения изображения, которые интенсивно изменяются при смене полосы движения и при выезде на встречную полосу. В ходе проведенного тестирования в качестве основного предложено использовать алгоритм Хорна-Шунка, который лучше воспроизводит перемещение подвижных объектов на изображении, в частности автомобилей, в отличие от алгоритма Лукаса-Канаде, который оказался более чувствительным к малым изменениям яркости всего

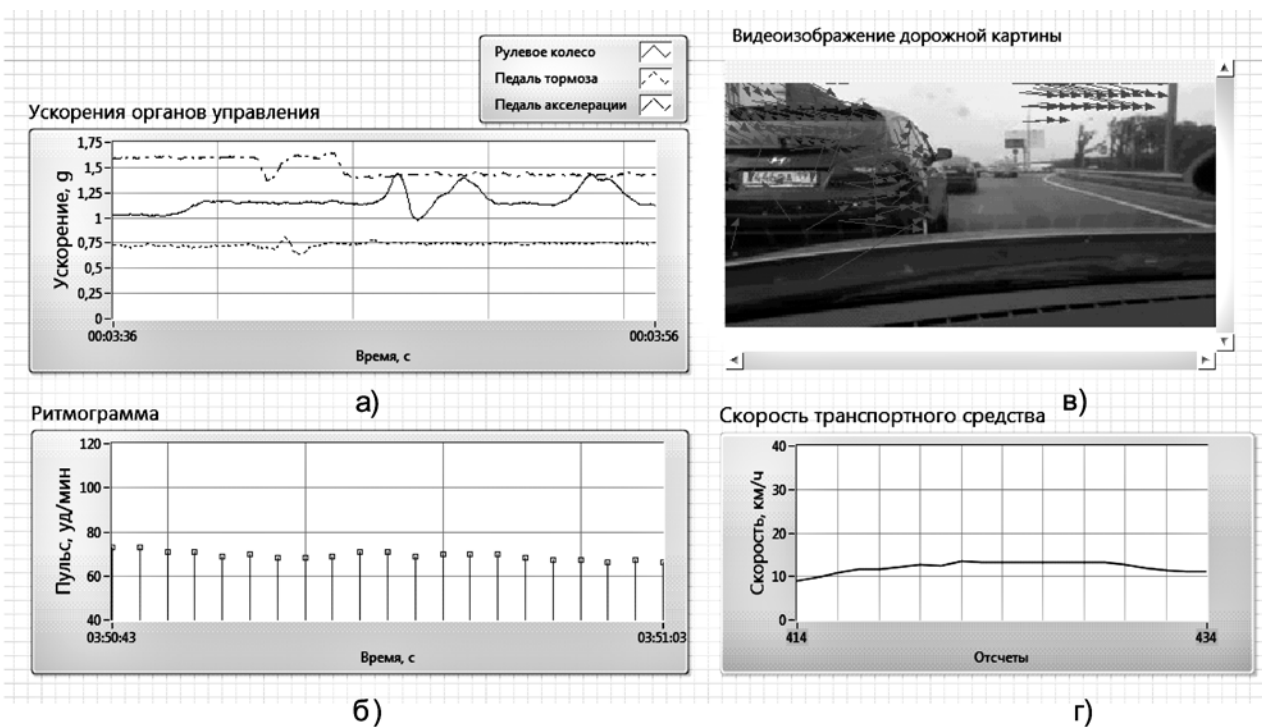


Рис. 2. Регистрация контролируемых параметров в режиме реального времени: а) окно регистрации перемещения органов управления; б) окно регистрации пульса водителя; в) окно построения векторов оптического потока на видеоизображении дороги; г) окно регистрации скорости ТС

фона изображения. Пример визуализации некоторых критериев показан на рис. 2.

Использование аппарата нечеткой логики для оценки стиля вождения транспортного средства

Для получения итоговой шкалы был сформирован классификатор на базе нечеткой логики. Основными преимуществами применения нечеткой логики для решения поставленной задачи по сравнению с традиционными подходами теории автоматического управления являются повышение точности алгоритмов фильтрации случайных возмущений при обработке информации от датчиков и возможность нечеткой формализации количественных критериев опасного вождения.

В системе нечеткого вывода выделяют множество используемых в системе нечетких правил, базу данных, содержащую описание функций принадлежности, а также механизм вывода и агрегирования, который формируется применяемыми правилами импликации. В качестве входных и выходных сигналов выступают измеряемые величины, однозначно сопоставляющие входные и соответствующие выходные значения.

Для обеспечения взаимодействия множеств этих двух видов вводится нечеткая система с фаззификатором на входе и дефаззификатором на выходе.

На рис. 3 показана шкала, характеризующая граничные значения выходного параметра «Стиль вождения».

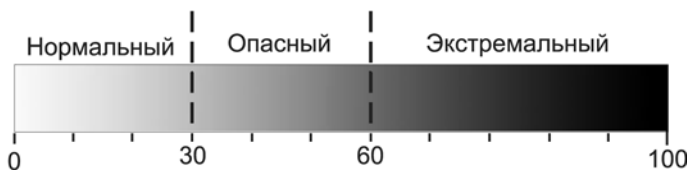


Рис. 3. Шкала стиля вождения транспортного средства

Область нормального стиля соответствует значениям коэффициента от 0 до 30, опасного стиля – от 30 до 60, экстремального – от 60 до 100.

Данные значения были подобраны с учетом проведения экспериментальных заездов в черте г. Рязани. Тесты проводились в городских условиях с высокой плотностью движения ТС, а также по загородному шоссе с низкой плотностью трафика.

Экспериментальные результаты

В качестве метода дефаззификации использовался метод центра суммы. Для нечеткой множественной операции входных переменных применялась операция объединения.

На рис. 4 демонстрируются используемые функции принадлежности и процедура дефаззификации. В качестве формы функций принадлежности использовалась сигмоидальная функция.

С учетом опыта реальных тестов было проведено тестирование классификатора для разных частей города с разным уровнем трафика.

Особенностью формирования данных является то, что для каждой тестовой группы (автомагистраль, городское вождение) варьировались значения части входных критериев. Другая часть критериев была неизменной. Результаты тестирования системы нечеткого вывода для трех выходных значений стиля вождения приведены в табл. 2.

Тест 1 показал, что во время движения по автомагистрали при увеличении значений критериев P_1, P_2 в 4 раза, P_7 в 5 раз, P_{10} на 46%, P_{11} со значения «нет» на значение «да» и при неизменных значениях остальных критериев выходной параметр «Стиль вождения» увеличил свое значение на 19,3%, что соответствует переходу термина функции принадлежности со значения «Нормальный» на «Скорее опасный, чем нормальный». Тест 2 показал, что во время движения по городу с низким уровнем трафика при увеличении значений критериев P_1, P_7 в 3 раза, P_5 в 2 раза, P_{10} на 58%, P_9 на 59% и при неизменных значениях остальных критериев выходной параметр «Стиль вождения» увеличил свое значение на 19,7%, что соответствует переходу термина функции принадлежности со значения «Нормальный» на «Скорее опасный, чем нормальный». Тест 3 показал, что во время движения по городу с высоким уровнем трафика при увеличении значений критериев P_1 в 6 раз, P_7 и P_8 в 5 раз, P_{10} в 2,2 раза, P_6 в 2,6 раза и при неизменных значениях остальных критериев выходной параметр «Стиль вождения» увеличил свое значение на 46,4%, что соответствует переходу термина функции принадлежности со значения «Нормальный» на «Опасный». Характерной особенностью работы классификатора является низкая чувствительность выходного параметра «Стиль вождения» к резкому изменению одного из входных критериев. То есть резкое изменение одного из входных критериев на фоне

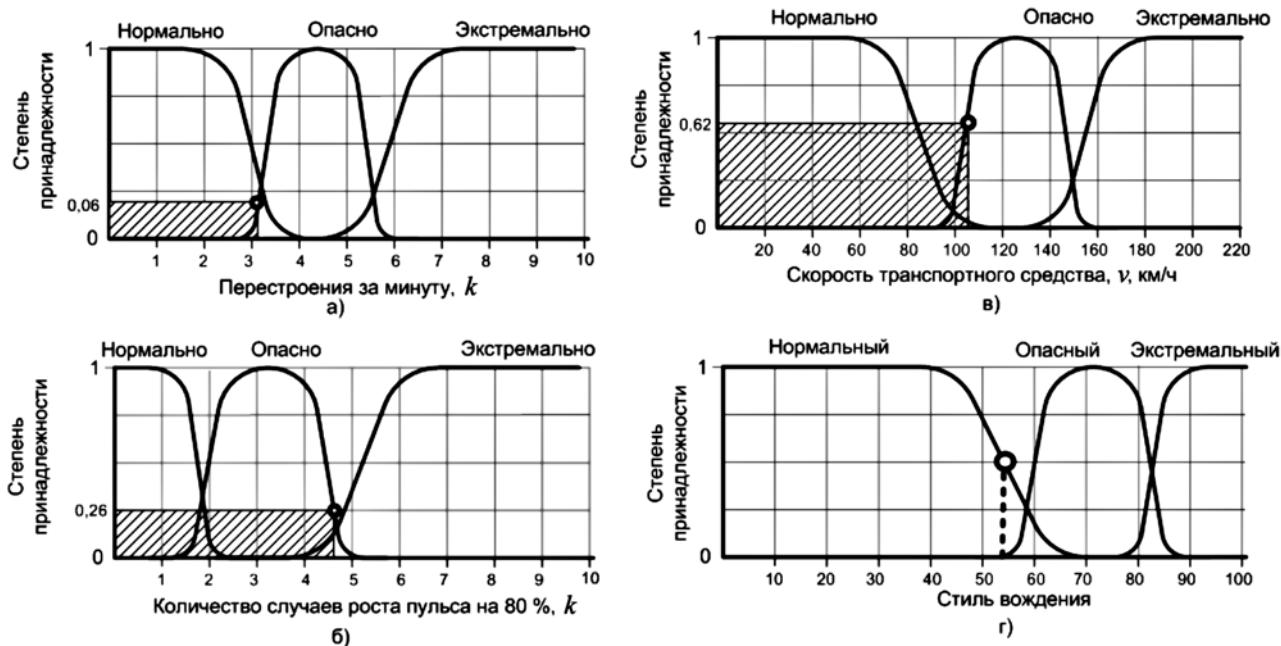


Рис. 4. Функции принадлежности и дефаззификация итогового параметра: а) правило: если перестроения за минуту – «Опасно», то стиль вождения – «Опасный», относительный вес 0,06 при $k = 3,22$; б) правило: если рост пульса – «Опасно», то стиль вождения – «Опасный», относительный вес 0,26 при $k = 4,66$; в) правило: если скорость ТС – «Опасно», то стиль вождения – «Опасный», относительный вес 0,62 при $v = 105$; г) выходной параметр «Стиль вождения» 52 – нормальный

остальных не оказывает сильного влияния на значение выходного параметра. Таким образом, демонстрируется возможность работы системы.

Заключение

В данной статье представлены результаты разработки системы поддержки водителя на основе синхронной регистрации пульса и параметров движения ТС и варианта классификатора на базе аппарата нечеткой логики.

Была разработана структурная схема системы, реализующая синхронный контроль параметров движения ТС и пульса водителя и формирующая итоговую шкалу на базе аппарата нечеткой логики. Проведены выбор и обоснование количественных критериев оценки опасного вождения. В табличной форме для каждого критерия приведены диапазоны допустимых значений и пороговые значения. Предложены варианты функций принадлежности отдельных критериев, необходимые для осуществления процедуры нечеткого логического вывода. В виде градиентной шкалы определены количественные характеристики выходного параметра «Стиль вождения». Проведено экспериментальное тестирование работы системы для различных вариантов движения при различном уровне трафика с указанием значений входных критериев и вычислением итогового выходного параметра. Тестирование классификатора показало низкую чувствительность итогового коэффициента стиля вождения к резкому изменению одного из входных критериев. В ходе дальнейшей работы планируется произвести уточнение пороговых значений количественных критериев опасного вождения и форм функций принадлежности классификатора. По результатам последующих тестов планируется построение так называемой контекстной карты с траекторией маршрута движения ТС и отмеченными на ней значениями пульса водителя, скорости ТС и уровнем трафика для оценки влияния данных параметров на стиль вождения ТС. Работа выполнена при поддержке ООО «Дарта Системс» и МИПО ООО «Наномед».

Список литературы:

1. Aggressive Driving: Research Update // <https://www.aaafoundation.org/sites/default/files/AggressiveDrivingResearchUpdate2009.pdf> (дата обращения 12.03.2014).

2. Singh R.R., Conjeti S., Banerjee R. Comparative evaluation of neural network classifiers for stress level analysis of automotive drivers using physiological signals // *Biomedical Signal Processing and Control*. 2013. Vol. 8. PP. 740-754.

3. Healey J.A., Picard R.W. Detecting stress during real-world driving tasks using physiological sensors // *IEEE Transactions on Intelligent Transportation Systems*. 2005. Vol. 6 (2). PP. 156-166.

4. Lisetti C.L., Nasoz F. Using noninvasive wearable computers to recognize human emotions from physiological signals // *EURASIP Journal of Applied Signal Processing*. 2004. Vol. 11. PP. 1672-1687.

5. Ji Q., Lan P., Looney C. A probabilistic framework for modeling and real-time monitoring human fatigue // *IEEE Transactions on Systems Man and Cybernetics: Part A Systems and Humans*. 2006. Vol. 36 (5). PP. 862-875.

6. Katsis C.D., Goletsis Y., Rigas G., Fotiadis D.I. A wearable system for the affective monitoring of car racing drivers during simulated conditions // *Transportation Research Part C: Emerging Technologies*. 2011. Vol. 19 (3). PP. 541-551.

7. Riener A., Ferscha A., Aly M. Heart on the road: HRV analysis for monitoring a driver's affective state / *Proceedings of the 1st International Conference Automotive User Interfaces and Interactive Vehicular Applications, Automotive UI*. 2009. PP. 99-106.

8. Katsis C.D., Katertsidis N., Ganiastas G., Fotiadis D.I. Toward emotion recognition in car-racing drivers: A biosignal processing approach // *IEEE Transactions on Systems Man And Cybernetics – Part A: Systems and Humans*. 2008. Vol. 38 (3). PP. 502-512.

9. Dula C.S., Geller E.S. Risky, aggressive, or emotional driving: Addressing the need for consistent communication in research // *Journal of Safety Research*. 2003. Vol. 34 (5). PP. 559-566.

10. Kuo Y.C., Pai N.S., Li Y.F. Vision-based vehicle detection for a driver assistance system // *Computers and Mathematics with Applications*. 2011. Vol. 61. PP. 2096-2100.

11. Hjalmdahl M., Varhelyi A. Effects of an active accelerator pedal on driver behaviour and traffic safety after long-term use in urban areas // *Accident Analysis and Prevention*. 2004. Vol. 36. PP. 729-737.

12. Mehler B., Reimer B. An initial assessment of the significance of task pacing on self-report and physiological measures of workload while driving / *Proceedings of the 7th International driving*

Таблица 2

Результаты тестирования аппарата нечеткого вывода

Номер критерия вождения	Тест 1: автомагистраль		Тест 2: городское вождение (низкий трафик)		Тест 3: городское вождение (высокий трафик)	
P ₁	1	4	2	6	1	6
P ₂	1	4	0		0	
P ₇	1	5	2	6	1	5
P ₁₀	1,25	2,3	0,97	2,3	1	2,2
P ₉	0,25		0,74	2,5	1,27	
P ₅	120		30	60	10	
P ₆	0,30		0,30		0,61	1,6
P ₁₁	Нет	Да	Нет		Да	
P ₈	3		2		1	5
P ₃	1,19		1,3		1,7	
P ₄	1,44		1,7		1,5	
K	47,5	66,8	44,3	64,0	33,8	80,2
Стиль вождения	Нормальный	Скорее опасный, чем нормальный	Нормальный	Скорее опасный, чем нормальный	Нормальный	Опасный

symposium on human factors in driver assessment, raining, and vehicle design. Bolton Landing, NY. 2013. PP. 170-176.

13. *Alpatov A. V., Kiryukhin A. V.* Device to warn drivers about the dangerous movement of the vehicle // *Research Journal of International Studies*. 2013. PP. 38-41.
14. *Алпатов А.В., Митрофанова М.Ю.* Метод флуктуационного анализа сердечного ритма в режиме реального времени // *Биомедицинская радиоэлектроника*. 2011. № 7. С. 66-71.
15. *Golberger A.* Non-linear dynamics for clinicians: Chaos theory, fractals, and complexity at the bedside // *Lancet*. 1996. Vol. 347. № 9011. PP. 1312-1314.

Алексей Викторович Алпатов,

канд. техн. наук,

Антон Викторович Кирюхин,

аспирант,

кафедра биомедицинской и полупроводниковой электроники,

Рязанский государственный радиотехнический университет,

г. Рязань,

e-mail: alpatov-alexey@yandex.ru

Т.А. Смердова

Сравнение характеристик биполярных импульсов дефибрилляции: трапецеидального, прямолинейного и Гурвича-Венина

Аннотация

Предложены и рассмотрены энерговременные характеристики оценки потенциальных возможностей импульсных сигналов. На основе этих характеристик проведена оценка эффективности различных импульсов дефибрилляции. Результаты анализа показали, что текущая энергия импульса дефибрилляции Гурвича-Венина в 1,5...2 раза превышает энергию трапецеидального импульса и в 1,2...1,5 раза – энергию прямолинейного импульса, что совпадает с известными экспериментальными результатами исследования эффективности, проведенными на модели высокоомных животных.

Поиск оптимальной формы дефибриллирующего импульса, обеспечивающего успешную дефибрилляцию сердца при минимальной его энергии, начался фактически с момента появления первых дефибрилляторов и продолжается в настоящее время. Здесь четко определились две тенденции: первая – это использование монополярных импульсов дефибрилляции, вторая – применение биполярных импульсов. В СССР с момента промышленного освоения и выпуска дефибриллятора ДИ-03 (1970 год) [1] и всех последующих типов использовался биполярный квазисинусоидальный импульс, получивший в дальнейшем название «импульс Гурвича-Венина». Экспериментально было установлено, что уменьшение амплитуды отрицательной полуволны импульса существенно снижает энергию дефибрилляции. В США и Европе с начала 60-х годов прошлого века использовался монополярный импульс. Дефибрилляторы с биполярным импульсом, как подтвердила в дальнейшем практическая медицина, обеспечивали успех лечения от 80 до 100 % при отдаваемой энергии порядка 190 Дж, в то время как дефибрилляторы с монополярным импульсом имели успех 70 % при энергии до 360 Дж.

Сравнительный анализ этих двух видов импульсов дефибрилляции в экспериментах на животных, опубликованный за рубежом в работе [2], привел к интенсивному исследованию эффективности моно- и биполярных импульсов дефибрилляции прежде всего в США. J. Schuder [3], проводя сравнительное изучение моно- и биполярных прямоугольных импульсов на телятах массой 100 кг, писал, что интерес к проведению этих работ был вызван статьей В. Неговского и соавторов [2], в которой отмечалась большая эффективность биполярных импульсов. Работы Schuder показали, что успешная дефибрилляция биполярными импульсами достигается в 90 % опытов при отдаваемой энергии 200 Дж. В этих же условиях монополярный импульс Edmark при той же энергии 200 Дж эффективен только в 37 % случаев дефибрилляции.

В 1993-1995 годах ведущая американская фирма по производству дефибрилляторов «Physio-Control Corporation» провела в 8 университетских центрах США и Канады сравнительные медицинские испытания моно- и биполярного импульсов. В этих исследованиях, согласованных с Американской ассоциацией кардиологов, при дефибрилляции желудочков сердца первый биполярный импульс Гурвича-Венина при средней энергии 171 Дж был эффективен в 100 % случаев, в то время

как первый монополярный импульс Edmark при средней энергии 215 Дж был эффективен только у 78,6 % пациентов. Публикуя результаты этих исследований, авторы отметили: «В Советском Союзе дефибрилляторы, формирующие биполярный импульс, применяются в клиниках уже третье десятилетие со времени создания там первого такого дефибриллятора» [4].

T. Shneider и соавторы [5] использовали разряд в 150 Дж и обнаружили, что двухфазный экспоненциальный импульс способен прервать 92 % случаев фибрилляции желудочков после первого же разряда, тогда как традиционный однофазный экспоненциальный разряд делает то же самое только в 66 % случаев. Многочисленные исследования показали, что при биполярной дефибрилляции нет смысла наращивать интенсивность разряда. Это позволяет сделать следующий вывод: биполярная дефибрилляция наиболее эффективна и наименее вредна для миокарда. В связи с этим в рекомендациях Американской ассоциации кардиологов отмечено, что биполярная дефибрилляция с относительно низкими разрядами (менее 200 Дж) безопасна и более эффективна для купирования фибрилляции желудочков, чем высокоэнергетические нарастающие однополярные разряды. Практически двукратное уменьшение эффективной энергии для импульса Гурвича-Венина при устранении фибрилляции у больных с внезапной остановкой сердца было подтверждено результатами клинических исследований, выполненных под руководством В.А. Вострикова [6].

В данной статье представлены результаты теоретического исследования сравнительной эффективности используемых в медицинской практике биполярных трапецеидального, прямолинейного импульсов и квазисинусоидального импульса Гурвича-Венина, полученные на основе анализа энерговременных характеристик.

Энерговременные характеристики импульсных сигналов

Одна из наиболее общих точек зрения, с позиций которой можно рассматривать любое биофизическое явление, – это энергетическая точка зрения. Знание развития энергетических особенностей процесса не определяет всех особенностей данного явления, но зато энергетическое рассмотрение ряда родственных явлений позволяет установить как общие черты, их объединяющие, так и их различия.