

АНАЛИЗ МЕТОДОВ КОНТРОЛЯ БИОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ

Нефедов М.Ю., соискатель к.т.н.,
Федеральное государственное унитарное предприятие
«Специальное научно-производственное объединение «Элерон»

Аннотация: в статье представлены результаты исследования информативных параметров методов контроля функционального состояния человека-оператора в условиях нормального состояния.

Ключевые слова: метод, контроль, состояние, информативные параметры, вероятность, критерий.

ANALYSIS OF THE QUALITY MONITORING BIOLOGICAL PROCESSES

Nefedov M. Ju., applicant,
Federal state unitary enterprise
«Special research and production association of «Eleron»

Summary: in article results of research of informative parameters of a quality monitoring of a functional condition of the person-operator in the conditions of a normal state are presented.

Keywords: method, control, condition, informative parameters, probability, criterion.

К настоящему времени во многих странах (США, Великобритания, Япония, Германия, Россия и др.) имеются внедренные в эксплуатацию аппаратно-программные системы [1], позволяющие вести контроль функционального состояния человека-оператора. Данные системы, в большинстве случаев, направлены на решение конкретных задач характерных для данной отрасли народного хозяйства (например, контроль функционального состояния водителей электропоездов, автомашин, самолетов и пр.). Как показывает опыт создания данных систем, специфика решаемых задач не дает возможности использовать уже разработанные технологии мониторинга функционального состояния человека-оператора в других отраслях. На данный момент в

атомной отрасли отсутствуют системы мониторинга функционального состояния персонала на объектах Росатома.

Для обеспечения безопасности деятельности персонала, а следовательно и функционирования ядерных объектов актуальна задача мониторинга функционального состояния персонала. Прежде всего, нужно контролировать уровень бдительности, а также выявлять состояния работника, которые могут привести к нештатной ситуации. Учитывая специфику решаемой задачи, мониторинг должен осуществляться дистанционно в реальном масштабе времени и должен быть автоматизированным.

В области медицины и психофизиологии считается, что человек-оператор оптимально трудоспособен и эффективно выполняет свои действия в нормальном состоянии. Однако, возможны воздействия различных факторов: изменение климатических условий, шум, вибрация, отношения в коллективе, электромагнитное излучение, радиация, газы (пары) вредных веществ и др. В результате воздействия факторов могут возникнуть состояния (монотония, стресс, тревога и др.), которые ухудшают работоспособность человека-оператора и могут привести к ошибкам в его деятельности, что может привести к нештатной ситуации на объекте.

Для решения выше обозначенных проблем в области медицины и психофизиологии используется ряд методов [2, 3, 4, 5], позволяющих вести контроль функционального состояния человека-оператора по набору информативных показателей, которые были получены с помощью специальных технических средств. Среди технических решений в области контроля психофизиологического состояния человека-оператора, в результате проведенного анализа патентов на изобретения и научно-технических трудов [1], было выделено два метода контроля функционального состояния человека-оператора среди прочих (методы артериального давления, пневмографии, тремора мышц, электрокардиографии, электроэнцефелографии и др.), которые позволяют вести мониторинг дистанционно в реальном масштабе времени и автоматизировать съем, передачу и обработку информации, а главное отражают

процессы, происходящие в биологическом организме. Такими методами являются: метод фотоплетизмографии (ФПГ) и метод кожно-гальванической реакции (КГР).

Первый метод – метод ФПГ позволяет отслеживать по кровенаполнению периферических сосудов работу сердца, при облучении участка тела в инфракрасном диапазоне длин волн [6, 7]. При наличии соответствующего датчика на его выходе получим сигнал. Сигнал имеет случайный квазистационарный характер. На основе временных рядов, полученных из сигнала, можно выделить ряд статистических показателей [8, 9]: вариационный размах, дисперсия, коэффициент вариации, асимметрия, эксцесс и др. Однако основным информативным параметром в этом методе является частота пульса, по которому существуют нормативные показатели. Он в свою очередь, с учетом некоторого коэффициента, соответствует среднему значению кардиоинтервала.

Второй метод – метод КГР основан на изменении электрического сопротивления (проводимости) кожи в зависимости от функционального состояния человека-оператора. Данный метод позволяет вести контроль бодрствования по характерным признакам регистрируемого процесса. Благодаря датчику КГР можно выделить фазическую («быструю») составляющую, появление которой связано со сложными процессами, являющимися ответной реакцией центральной нервной системы на воздействие. Сигнал КГР – импульсный, однократного или многократного характера. Из электрофизиологии известно [10-12], что при утомлении частота появления сигнала фазической составляющей уменьшается. Из формы сигнала КГР при наличии аппаратно-программных средств можно извлечь информативные параметры.

На основе этих двух методов было проведено исследование метода контроля функционального состояния человека-оператора.

При проектировании информационной системы мониторинга функционального состояния человека-оператора, важно знать, на каком участке тела будет размещаться датчик.

Проведено исследование данных, полученных от различных мест размещения датчика и в зависимости от положения человека на основе анализа временных рядов, которые отражают работу сердечно-сосудистой и дыхательной систем. В основу анализа положен тот факт, что в нормальном состоянии человека временной ряд является стационарным и эргодическим процессом, подчиняющимся нормальному закону распределения [8, 9].

В тестировании приняли участие сотрудники предприятия, их количество составило 20 человек. Съём сигналов проводился со следующих мест размещения чувствительного элемента датчика:

- подушечка пальца (M1);
- фаланга пальца (M2);
- запястье руки (M3);
- мочка уха (M4).

Рассматривалось положение – сидя и стоя. Время тестирования одного человека составило 90 с.

На основании результатов исследования было разработано комбинированное устройство, основанное на методах КГР и ФПГ, и позволяющее вести одновременно съём сигналов КГР и ФПГ с мочки уха. Для обработки сигналов и выделения информативных параметров использовалось специальное программное обеспечение на платформе LabView 8.5.

Было проведено тестирование устройства с точки зрения исследования информативных параметров метода КГР. В этом тестировании время не было фиксированным, исходя из механизмов появления фазической составляющей, и в среднем составило 10-15 минут, тестирование проводилось в положении сидя. В качестве информативных параметров были рассмотрены две характеристики – амплитудные и временные, из которых было выделено по одному параметру:

- 1) отношение амплитуд производной сигнала фазической составляющей;
- 2) интервал времени между амплитудными значениями.

Результаты исследования данного метода показали, что для его автоматизации нужны дополнительные исследования, а также существует трудность, связанная с отсутствием информации о законе распределения данных параметров и соответствующих нормативных показателей по ним.

Одной из задач проведенных исследований являлась оценка параметров распределения средних значений кардиоинтервалов, измеряемых в миллисекундах (*мс*) и рассматриваемых как случайная величина, а также проверка на нормальность закона их распределения.

По критериям Стьюдента и Пирсона [13, 14] был проведен расчет доверительных интервалов для полученных оценок математического ожидания (МО) и среднеквадратичного отклонения (СКО) средних значений кардиоинтервалов с доверительной вероятностью 0,95.

По результатам обработки определено, что в условиях нормального состояния для рассматриваемых мест размещения датчика в положении сидя МО средних значений кардиоинтервала находится в пределах от 717 до 854 *мс*, а в положении стоя – от 652 до 750 *мс*. В положении стоя наблюдается некоторое смещение оценки МО в сторону уменьшения в среднем на 80 *мс* по отношению к положению сидя. Оценка СКО случайной величины для мест размещения датчика в положении сидя находится в пределах от 86 до 165 *мс*, а в положении стоя – от 66 до 144 *мс*. В положении стоя наблюдается некоторое смещение оценки СКО в сторону уменьшения в среднем на 20 *мс* по отношению к положению сидя.

На основе стандартной статистической обработки данных [13, 14] были получены экспериментальные и теоретические распределения рассматриваемой случайной величины (кардиоинтервал), некоторые из них представлены на рис. 1-4.

Наилучшее соответствие экспериментальных и теоретических распределений наблюдается при размещении датчика на М1 в положении сидя и на М4 в положении стоя, которые представлены на рис. 1 и 2. Наибольшее не соответствие экспериментальных и теоретических распределений наблюда-

ется при размещении датчика на М3 в положении сидя и на М2 в положении стоя (рис. 3 и 4). На ниже приведенных рисунках сплошная линия означает экспериментальные распределения, а пунктирная линия – теоретические распределения.

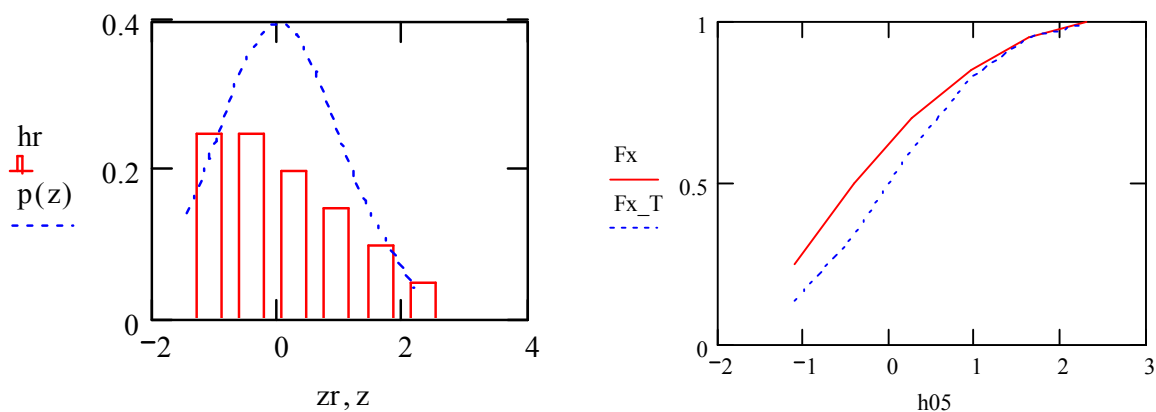


Рис. 1. Экспериментальные и теоретические плотности распределения (слева) и функции распределения (справа), (сидя – М1)

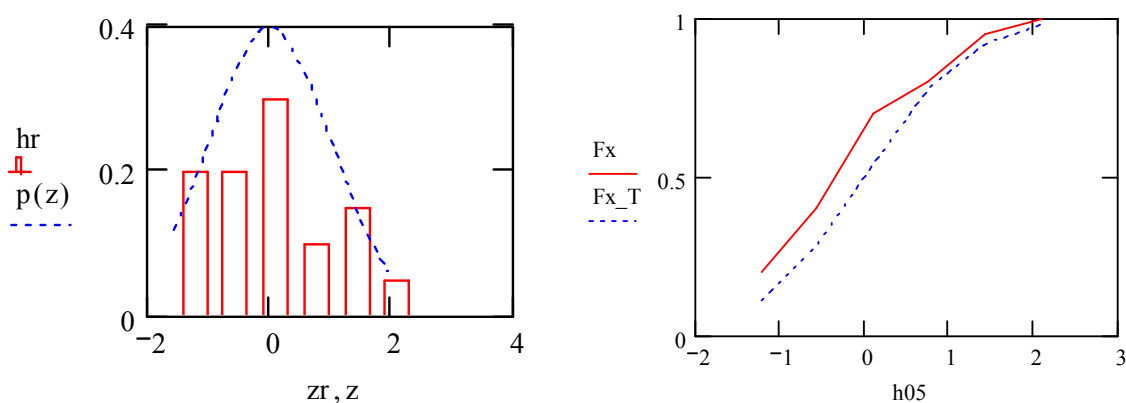


Рис. 2. Экспериментальные и теоретические плотности распределения (слева) и функции распределения (справа), (стоя – М4)

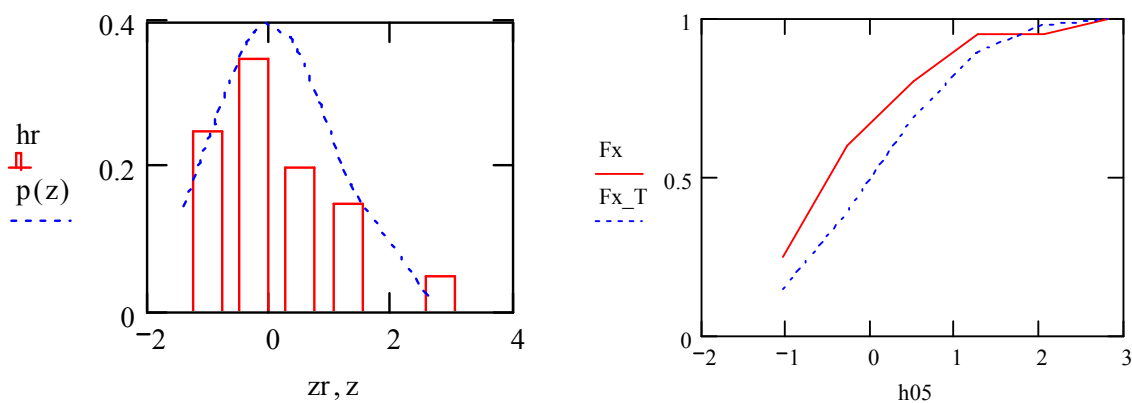


Рис. 3. Экспериментальные и теоретические плотности распределения (слева) и функции распределения (справа), (сидя – М3)

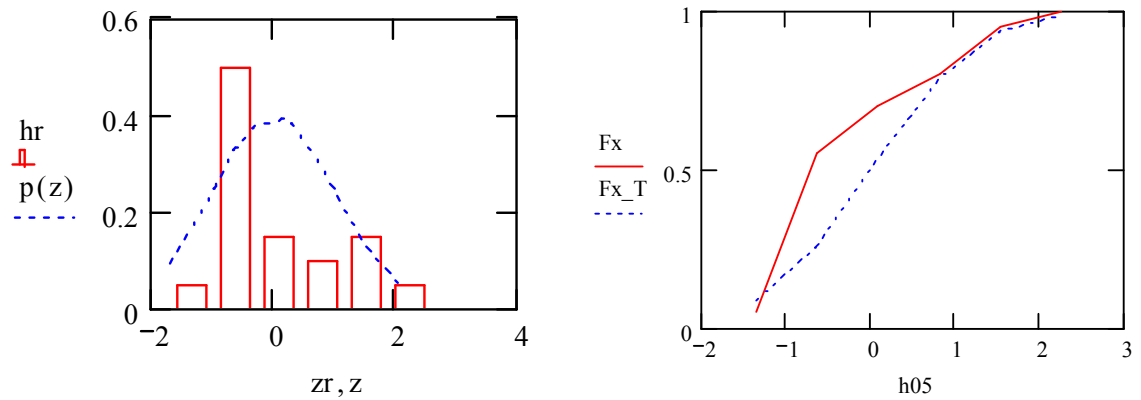


Рис. 4. Экспериментальные и теоретические плотности распределения (слева) и функции распределения (справа), (стоя – M2)

Полученные распределения были проверены на нормальность по двум критериям: Пирсона (хи-квадрат) и Колмогорова-Смирнова [13, 14]. Результаты проверки представлены в табл. 1.

Таблица 1

Критерий	Положение сидя				Положение стоя			
	M1	M2	M3	M4	M1	M2	M3	M4
Пирсона	0,607	0,229	0,122	0,427	0,274	0,033	0,299	0,594
Колмогорова	0,654	0,290	0,353	0,238	0,116	0,072	0,316	0,666

В целом можно сделать следующие выводы:

1. Полученные результаты можно использовать как статистические данные для формирования базы данных информативных показателей для контроля функционального состояния человека-оператора.

2. В дальнейшем требуется провести тестирование сотрудников на уровень внимания в течение рабочего дня, на основе ряда тестов из области психологии, чтобы в дальнейшем выявить признаки снижения внимания на основе анализа информативных показателей методов.

3. Для проведения дальнейших исследований метода целесообразна доработка устройства с целью осуществления передачи данных на беспроводной основе (с использованием радиоканала или Bluetooth).

4. На первом этапе формирования системы мониторинга функционального состояния человека-оператора, требуется разработка программного обеспечения уменьшающего влияние помех, характерных для данного метода, на информативный сигнал, для того, чтобы в дальнейшем повысить точность определения информативных параметров.

5. Выбор мест размещения датчиков правилен и в зависимости от характерных черт деятельности человека-оператора, возможно, их размещение на любом из предлагаемых участков тела, что, однако, потребует дополнительных исследований.

Для создания системы мониторинга необходимо создание базы данных, которая содержала бы индивидуальную эталонную информативную модель, при подключении специалистов в области медицины и психофизиологии, на основе анализа психофизиологического состояния человека-оператора. Предлагаемая система должна на основании анализа текущей информативной модели и эталонной принять решение об изменении функционального состояния человека-оператора и подать сигнал в соответствующие службы.

Литература

1. Отчет о научно-исследовательской работе. Моделирование и исследование компонентов мониторинга физиологического состояния персонала особо важных зон. Шифр – «Пульс», инв. № ОТ 19, ФГУП «СНПО «Элерон», 2009. – 130 с.
2. Хэссет Дж. Введение в психофизиологию. – М.: Мир, 1981. – 265 с.
3. Фролов М.В. Психофизиологические исследования функционального состояния человека. – М.: Наука, 1993. – 111 с.
4. Фролов М.В. Функциональное состояние человека и методы его исследования. – М.: Наука, 1992. – 122 с.
5. Фролов М.В. Контроль функционального состояния человека-оператора. – М.: Наука, 1987. – 208 с.
6. Орлов В. В. Плетизмография (методы и применение в экспериментальных и клинических исследованиях). – Л., 1961. – 255 с.
7. Мошкевич В.С. Фотоплетизмография. – М.: Медицина, 1970. – 208 с.
8. Баевский Р.М. Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. – М.: Наука, 1984. – 221 с.

9. Михайлов В.М. Вариабельность ритма сердца: опыт практического применения. Иваново, 2002. – 200 с.
10. Алдерсонс А.А. Физиологические механизмы электродермальных реакций // Автореф. дисс. ... д.м.н. Рига, 1990. – 21 с.
11. Серова Е.Н., Иванов Ю.П. Опыт оценки кожно-гальванической реакции в клинической медицине // Медицинские науки, № 3, 2008. – С. 6–10.
12. Серова Е.Н., Иванов Ю.П. Кожно-гальваническая реакция: теория и новые методические подходы // Медицинские науки, № 5, 2007. – С. 52–56.
13. Вентцель Е.С. Теория вероятностей. – М.: Наука, 1969. – 576 с.
14. Пугачев В.С. Теория вероятностей и математическая статистика. – М.: Физматлит, 2002. – 496 с.