

ВАРИАБЕЛЬНОСТЬ СЕРДЕЧНОГО РИТМА В ХОДЕ ОБУЧЕНИЯ ПОЛЬЗОВАТЕЛЕЙ ПРИМЕНЕНИЮ ИНТЕРФЕЙСОВ ЧЕЛОВЕК-КОМПЬЮТЕР

Я. А. Туровский, С. В. Борзунов, А. А. Вахтин, А. В. Алексеев, А. В. Мамаев

ФГБОУ ВО «Воронежский государственный университет»

Поступила в редакцию 25.07.2017 г.

Аннотация. В работе представлены оценки динамики variability сердечного ритма при работе с линейкой перспективных интерфейсов человек-компьютер. Регистрация variability сердечного ритма осуществлялась по ЭКГ-каналу с дальнейшей детекцией зубца R. На основе данных variability сердечного ритма при освоении электромиографического, дыхательного, нейрокомпьютерного (мозг-компьютер), окулографического интерфейсов, выявлено, что наименьшее влияние на вегетативное обеспечение variability сердечного ритма оказывает окулографический интерфейс. Будучи достаточно точным, простым и эргономичным данный программно-аппаратный комплекс не вызывает у пользователя отрицательных эмоций, связанных с точностью и устойчивостью работы, но при этом и не требует серьёзного изменения, например, в мышечной активности, или же в режиме дыхания. При этом окулографический интерфейс достаточно эргономичен, что бы не вызывать стрессовые реакции у пользователя. Дыхательный интерфейс, являясь простым в реализации и точным в применении, обеспечивает управление изменением паттерна дыхания у пользователя, что сказывается на его вегетативном статусе за счёт эффектов кардио-респираторной синхронизации. Таким образом, даже высокая эргономика дыхательного интерфейса не обеспечивает отсутствие влияния на показатели вегетативного гомеостаза. Нейрокомпьютерный интерфейс, подобно окулографическому, не продемонстрировал (за исключением одного показателя) значимых различий между фоновым состоянием и работой пользователя. Тем не менее, нейрокомпьютерные интерфейсы в своих текущих реализациях существенно уступают в скорости и точности работы окулографическим, при этом обладая значительно худшей эргономикой, вызывая усталость и неприятные ощущения у оператора после длительного использования. Эмоциональная реакция пользователя на ошибочное распознавание его команд интерфейсом являются следствием высокой или низкой мотивации, что может приводить и к отсутствию вегетативных реакций при работе с данными программно-аппаратными решениями или их незначительной выраженности. Электромиографический интерфейс так же достаточно выражено влияет на вегетативное управление ВСР в первую очередь видимо за счёт упреждающей регуляции при физической нагрузке, несмотря на то, что в работе интерфейса участвовали только мышцы предплечья.

Ключевые слова: человеко-машинный интерфейс, variability сердечного ритма, эргатические системы

В настоящее время, на фоне интенсивного развития широкого спектра устройств человек-компьютер, обеспечивающих передачу команд оператора на различные модификации вычислительных устройств, начиная от персонального компьютера, планшета, и, заканчивая сложными производственными и самоходными системами, можно выделить три направления совершенствования технологии. Это увеличение скорости передачи команд, совершенствование точности их распознавания устройством, совершенствование эргономики устройств. В ходе решения этих задач очевидной является необходимость всесторонней оценки

освоения пользователями тех или иных интерфейсов человек-компьютер. Иными словами, помимо оценки скорости передачи данных, темпов освоения пользователем программно-аппаратных решений и т.д. необходимо учитывать функционально напряжение пользователя, возникающее при освоении нового устройства и дальнейшей работе с ним. Одним из высокоинформативных методов оценки функционального напряжения при операторской деятельности является изучение variability сердечного ритма (ВСР) [1-3]. Имеющиеся в настоящее время обширные данные о динамике этого процесса в различных состояниях, роли вегетативной и гуморальной регуляции, достаточная простота и доступность приборов в

© Туровский Я. А., Борзунов С. В., Вахтин А. А., Алексеев А. В., Мамаев А. В., 2018

сочетании с простой регистрацией сигнала делают ВСР практически безальтернативным методом в изучении стресс-реакций оператора в различных условиях. В свете сказанного выше перспективной представляется оценка, по данным ВСР, вегетативного обеспечения работы оператора с новыми т.н. альтернативными интерфейсами человек компьютер. Наряду с особенностями процесса освоение новой технологии управления на оператора будут оказывать влияние и недостаточная эргономичность датчиков, особенно для регистрации электроэнцефалограммы (ЭЭГ) при использовании нейрокомпьютерных интерфейсов, необходимость непривычного переключения внимания при работе с окулографическими интерфейсами, изменение режима дыхания для дыхательного интерфейса или физическая нагрузка той или иной руки, например, при использовании электромиографических интересов.

Целью работы была сравнительная характеристика динамики вариабельности сердечного ритма при освоении линейки интерфейсов человек-компьютер: электромиографического, окулографического, нейрокомпьютерного(мозг-компьютер) и дыхательного.

МАТЕРИАЛЫ И МЕТОДЫ

В работе использовались следующие виды интерфейсов человек-компьютер: электромиографический, видеоокулографический, нейрокомпьютерный и дыхательный. Работа с каждым интерфейсом, во избежание утомления испытуемого, проходила только в один день. Порядок экспериментов определялся случайным образом.

В исследовании приняли участие 30 человек мужского пола в возрасте от 18 до 21 года. Все испытуемые ранее не имели опыта управления ни одним из интерфейсов, которые использовались в эксперименте. Регистрация ЭКГ, с последующим расчетом ВСР, осуществлялась прибором «Поли-Спектр 12» (производство ООО «Нейрософт») при частоте дискретизации 1 кГц и включенном режекторном фильтре и фильтре дрейфа изолинии. Electroды фиксировались на конечностях испытуемого согласно стандартной схеме. Испытуемый располагался в кресле, заняв удобную для себя позу перед 21" LCD монитором на котором демонстрировалась либо активная графическая форма соответствующего интерфейса (эксперимент, «работа»), либо не активная графическая форма соответствующего интерфейса (фоновая запись, «фон»). Последняя представляла собой

пятиминутную регистрацию ВСР, когда процедура управления и использованием того или иного интерфейса не осуществлялась. Регистрация проводилась во второй половине дня начиная с 14-00. Важно отметить, что фоновая регистрация данных осуществлялась до эксперимента, во избежание остаточных эффектов, связанных как с долгим возвращением вегетативной регуляции в исходное состояние, так эмоциональным фоном, возникшим после выполнения задания в рамках применения того или иного интерфейса. При этом, несмотря на то, что управление интерфейсом не осуществлялось, все необходимые для управления датчики к пользователю были подключены, что обеспечило исключение возможности влияния их низкой эргономики на функциональное напряжение пользователя. Анализировались параметры среднего значения RR-интервала (M), среднеквадратического отклонения (σ), индекса вегетативного равновесия (ИВР) [4], значения спектральной плотности мощности (СПМ), полученные на основе преобразования Фурье в стандартных частотных диапазонах [5], результаты вейвлет-преобразования исходного сигнала в стандартных диапазонах, позволяющих выделить тонические и нестационарные элементы на кривой ВСР [6].

Задачей испытуемых для всех интерфейсов являлся набор десяти букв, выбранных случайным образом. После набора одной буквы испытуемому предъявлялась следующая. Таким образом, перед началом эксперимента испытуемый не знал последовательность букв, которые ему надо будет набрать с использованием интерфейсов.

Программно-аппаратная часть дыхательного интерфейса представляла собой микрофон, подключенный к звуковой карте компьютера. Полученные значения звукового давления с помощью оригинального программного обеспечения фильтровались, накапливались и выводились в доступной для пользователя форме. При увеличении силы и скорости выхода звуковое давление на мембрану микрофона нарастало, а при снижении – падало.

В ходе работы с дыхательным интерфейсом испытуемый должен был в эксперименте А, изменяя скорость и объём выдоха, добиваться изменения положения по оси Y курсора, перемещающегося в течении 8 секунд от левого края экрана к правому. В правой области экрана располагалось 6 блоков букв. При совмещении курсора с соответствующим блоком осуществлялся первый уровень выбора требуемого символа. Буквы вы-



Рис.1 Графический интерфейс в эксперименте А (а) и эксперименте Б (б).

бранного блока после этого выбора формировали новый ряд из 6 блоков, каждый из которых содержал теперь только одну букву. Перемещение курсора начиналось заново, что, в итоге обеспечивало выбор конкретного символа из представленных, см рис. 1а.

В эксперименте Б дизайн графического интерфейса был иным. Круговое поле было разбито на 6 секторов каждый из которых был активен в течении 2 секунд, о чём пользователь информировался изменением цвета соответствующего сектора. Для выбора необходимого сектора пользователю требовалось совершить интенсивный выдох. В том случае, если звуковое давление на мембрану микрофона превышало порог, считалось, что пользователь выбрал именно этот сектор. Символы, находившиеся в нем, автоматически перемещались на другие, предварительно очищенные сектора. Т.о. для выбора символа, как и в предыдущем случае, необходимо было два раза подряд правильно выбрать тот или иной блок (рис 1.б). Суммарное время набора букв в интерфейсе колебалась от 3 до 5 минут.

Электромиографический интерфейс использовал в качестве аппаратной части электроэнцефалограф «Нейрон-Спектр-4 ВП» производства ООО «Нейрософт». Электроды располагались в проекции плечелучевой мышцы на 7-10 см дистальнее латерального мыщелка плечевой кости. Межэлектродное расстояние составляло 4-5 см. Полиграфические каналы прибора обеспечивали регистрацию ЭМГ с частотой до 40кГц, которая потом программно снижалась до 500 Гц. Полученные результаты обрабатывались для получения скользящей суммы мгновенных амплитуд ЭМГ[7]. Дизайн графического интерфейса полностью соответствовал дизайну графического интерфейса для эксперимента серии Б. Испытуемый должен был напрягать мышцы предплечья в случае, если подсвеченный сектор на графическом

интерфейсе соответствовал блоку букв или букве, который необходимо было выбрать. Суммарное время работы с миографическим интерфейсом колебалось от 4.5 мин до 7 минут, из которых выбирался 5 минутный отрезок.

Окулографический интерфейс основывался на анализе видеоизображения зрачка [8], положение которого преобразовывалось в положение курсора на форме программы (рис.2). Задачей испытуемого было под контролем зрения поместить курсор на один из блоков содержащий требуемую для выбора букву. После чего, остальные пять блоков очищались от букв, а шесть букв выбранного блока разделялись между шестью имеющимися блоками так, что в каждом было по одной букве. Суммарное время работы с интерфейсом колебалось от 2.5 минут до 5.5 минут, из которых выбирался 5 минутный или более короткий отрезок.

Нейроко-компьютерный (мозг-компьютер) интерфейс являлся синхронным и основывался на детекции устойчивых зрительных вызванных потенциалов (SSVEP). Регистрация ЭЭГ осуществлялась «Нейрон-Спектр-4 ВП» производства ООО «Нейрософт», со включенным режекторным фильтром и выключенными фильтрами высоких и



Рис. 2. Графическая форма видеоокулографического интерфейса. В верхнем левом углу выделен предварительно выбранный пользователем блок.

низких частот. Фотостимуляция осуществлялась шестью диодами белого цвета (0,5 Вт), расположенными на специальной рамке по краям монитора. Регистрация ЭЭГ активности осуществлялась электродами в позициях O1, O2, Oz, P3, P4, Pz, индифферентным электродом служил объединённый ушной электрод. Следует отметить, что в ходе экспериментов со всеми упомянутыми интерфейсами на испытуемом был комплект электродов, необходимых для регистрации 21 отведения ЭЭГ. Обработка данных, после необходимого препроцессинга, осуществлялась по алгоритму MSI [9] как наименее ресурсоёмкому из применяемых. Логика изменения графического интерфейса соответствовала таковой для окулографических исследований. Суммарное время работы с интерфейсом колебалось от 3 минут до 8 минут, из которых, так же как и в предыдущих случаях, выбирался 5 минутный или более короткий отрезок.

Точность работы всех интерфейсов определялась как число правильно выбранных блоков содержащих необходимый символ, заданный испытуемому.

В статистическом анализе полученных результатов использовались методы дескриптивной статистики, а, учитывая, что распределения большинства показателей не являются нормальными, применялись критерии непараметрической статистики: критерии Крускайла-Уоллеса, Манна-Уитни, Фридмана и Вилкоксона для парных случаев [10, 11], при этом параметр α принимался равным 5%. Для выявления индивидуальных и групповых особенностей исследуемых показателей применялся кластерный анализ (метод К-средних). Учитывался эффект множественных сравнений.

РЕЗУЛЬТАТЫ И ОБСУЖДЕНИЕ

Результаты анализа ВСР представлены в таблице 1. В первую очередь следует отметить, что при использовании критерия Фридмана не выявлено различий ни по одному параметру при «фоновых» записях ВСР. Т.о. несмотря на то, что данные при работе с каждого интерфейса регистрировались в разные дни, междневная динамика во всей выборке не была выявлена.

Сравнивая показатели σ (среднеквадратического отклонения), отражающие суммарные влияния на ВСР всех контуров регуляции, можно отметить, что значимые различия (с учетом эффекта множественных сравнений) были выявлены для миографического и дыхательного интерфейсов. Это легко объяснить, если учесть, что для дыха-

тельного интерфейса имеет место выраженный эффект кардиореспираторной синхронизации, заключающийся, в том числе и в изменении волновой структуры ВСР при изменении режима дыхания. Очевидно, что эти изменения, служащие командами для интерфейса, оказали влияние и на структуру ВСР.

Для миографического интерфейса вероятным является механизм, при котором даже незначительная физическая работа приводит так же к изменению структур ВСР в рамках регуляции на основе опережающего управления. Схожую динамику продемонстрировал и рассчитанный по Р.М. Баевскому индекс вегетативного равновесия. Из его формулы следует, что в значительной мере снижение показателя является следствием увеличения разброса RR интервалов при работе с ЭИ и ДИ (эксперимент А и эксперимент Б).

Спектральные характеристики на основе преобразования Фурье не показали различий в HF диапазоне между фоновой записью и данными, зарегистрированными при работе с интерфейсами. При этом различия не наблюдались даже при работе с ДИ. Очевидным объяснением является то, что классическое преобразование Фурье усредняет спектральные компоненты на всей эпохе анализа. Т.о. последовательное увеличение и уменьшение амплитуд дыхательных волн (HF-диапазон) могут в среднем дать близкие результаты с дыхательными волнами, чья амплитуда была относительно постоянной.

В отличие от HF-диапазона, LF-диапазон продемонстрировал выраженную динамику, заключающуюся в снижении амплитуды волн соответствующего диапазона. Традиционно LF-диапазон связывают либо с активностью сосудодвигательного центра [12,13], либо с симпатическими влияниями [14,15]. Применительно к ДИ, где наблюдались указанные различия в снижении СПМ в LF-диапазоне можно интерпретировать как подавление симпатической активности при изменении режима дыхания. В тоже время простота и эффективность интерфейса не служат достаточными стрессогенными условиями для роста симпатикотонии. Аналогичная динамика для НКИ, возможно имеет другую природу, связанную с ростом церебральных эрготропных влияний [16] при решении сложных задач, к коим, безусловно, относится работа с данным типом интерфейсов. Как результат – суммарное снижение симпатической и сосудодвигательной активности, что и нашло отражение в спектре ВСР.

Таблица 1.

Показатели ВСР при работе с различными интерфейсами человек-компьютер

	НКИ		ЭИ		ДИ			ОИ	
	Фон	Работа	Фон	работа	Фон	А	Б	Фон	Работа
M(мс)	743.32 ± 17.36	725.05 ± 19.33	730.34 ± 16.33	719.13 ± 14.29	724.39 ± 15.73	707.27 ± 16.29	708.68 ± 15.77	756.46 ± 16.9	749.26 ± 17.5
σ(мс)	57.93 ± 5.02	59.69 ± 5.21	56.63 ± 5.32	126.55 ± 24.4***	62.08 ± 4.5	88.26 ± 7.64***	78.39 ± 5.24***	57.43 ± 4.67	71.81 ± 8.15
ИВР	43.97 ± 8.1	40.07 ± 5.71	69.53 ± 17.02	19.19 ± 3.09***	45.11 ± 11.88	16.89 ± 2.23**	19.23 ± 2.37**	40.54 ± 6.88	30.04 ± 4.29
СПМ (HF, мс ²)	3711 ± 103	3463 ± 105	3646 ± 95	3518 ± 90	3610 ± 78	3532 ± 106	3452 ± 90	3771 ± 84	3713 ± 91
СПМ (LF, мс ²)	10598 ± 2822	9724 ± 280**	10249 ± 248	10138 ± 259	10392 ± 248	9753 ± 253***	9809 ± 216**	10656 ± 230	10398 ± 252
HF мода (мс ²)	2980 ± 602	2222 ± 572	3057 ± 632	12450 ± 4912**	2517 ± 413	8797 ± 3148*	6262 ± 1308***	3018 ± 603	5957 ± 2903
HF (σ, мс ²)	2875 ± 733	2263 ± 872	2686 ± 605	13605 ± 5304	2959 ± 622	14233 ± 8534*	7360 ± 1748***	3008 ± 641	12440 ± 9822
HF длит.(с)	2.1 ± 0.16	1.97 ± 0.14	2 ± 0.16	1.7 ± 0.14	1.97 ± 0.16	2.13 ± 0.16	2.03 ± 0.15	1.63 ± 0.11	1.8 ± 0.13
HF выб. скор. (мс ²)	5815 ± 1651	4559 ± 1880	4983 ± 1240	28514 ± 11350***	6209 ± 1425	32630 ± 20984*	15463 ± 3961**	6645 ± 1541	29576 ± 24233
LF мода (мс ²)	131420 ± 29137	116078 ± 24112	162434 ± 35247	216857 ± 60629	134470 ± 20322	209714 ± 28402	162846 ± 18817**	114040 ± 19775	163732 ± 51423
LF (σ, мс ²)	124227 ± 29229	109206 ± 26241	149063 ± 32186	205717 ± 55373	149544 ± 28765	207395 ± 46098	145540 ± 21432*	106503 ± 22621	228765 ± 107368
LF длит.(с)	2.1 ± 0.15	2.27 ± 0.13	2.52 ± 0.17	2.1 ± 0.15	2 ± 0.15	2.23 ± 0.11	2.17 ± 0.13	2.23 ± 0.13	1.87 ± 0.14
LF выб. скор (мс ²)	245574 ± 62931	201070 ± 53875	292848 ± 66925	396272 ± 100464	316125 ± 66287	435624 ± 109002	275815 ± 46508	200382 ± 46856	521038 ± 265455

* p<0.05, ** p<0.005, *** p<0.001 различия между фоновым состоянием и работой с интерфейсом (критерий Вилкоксона для парных случаев). Обозначения: HF, LF – частотные диапазоны ВСР, СПМ – спектральная плотность мощности; «длит.» - длительность нестационарных фрагментов в соответствующем частотном диапазоне; «мода» - наиболее часто встречающиеся значения вейвлетной плотности мощности; «выб. скор.» - суммарная мощность нестационарных фрагментов ВСР

Результаты вейвлет-преобразования ВСР продемонстрировали следующую картину. Для ДИ в области HF – диапазона наблюдалось увеличение как модальных значений вейвлет-коэффициентов, что отражает увеличение тонических влияний, так и увеличение показателей среднеквадратического отклонений вейвлет коэффициентов, что отражает снижение выраженности нестационарных фрагментов, демонстрирующих активные регуляторные влияния вегетативной нервной системы. Это же подтверждается и увеличением мощности нестационарных фрагментов в данном частотном диапазоне. При этом для ЭИ наблюдался как рост тонических влияний, так и рост мощности нестационарных фрагментов ВСР, что отражает более выраженные регуляторные влияния. Для LF диапазона изменения затронули только модальные значения вейвлетной плотности мощности, отражающие тонические влияния и среднеквадратические отклонения значений вейвлет-преобразования. С учетом отсутствия динамики в выраженности нестационарных фрагментов следует признать, что разброс значений вейвлетной плотности мощности определяется модальными показателями. При этом для НКИ и ОИ изменений выявлено не было.

Важно отметить, что использование критерия Вилкоксона для парных случаев основано на определении разности показателей связанных выборок [17,18]. Поэтому возможны ситуации, когда большее по средним значениям различия в выборках оказываются статистически незначимыми, например, за счёт наличия небольшого числа отклонений от среднего.

Оценим изменения исследуемых показателей вегетативной регуляции ВСР. Для этого для каждого испытуемого определили разности между фоновой записью и регистрацией ВСР в ходе работы с интерфейсами. Критерий Фридмана не показал различий в динамике показателей СПМ, между тем как показатели вейвлет-преобразования дали следующую картину. Значения моды квадратов коэффициентов вейвлет преобразования, отражающие тонические влияния в HF диапазоне для разных интерфейсов существенно различались ($p < 0,001$): наименьшие отклонения продемонстрировал НКИ, наибольшие – ЭИ, что очевидно связано с мышечной активностью пользователя. Аналогичные изменения наблюдались и для других показателей вейвлет-преобразования в HF диапазоне ВСР: мощности нестационарных фрагментов ВСР ($p < 0,01$), отражающих актив-

ные регуляторные воздействия и среднеквадратическое отклонение квадратов коэффициентов вейвлет-преобразования ($p < 0,001$), отражающее суммарную нестационарность исследуемого сигнала в заданном частотном диапазоне. В тоже время показатели LF диапазона не продемонстрировали статистически-значимых различий при работе с разными интерфейсами. Т.о. можно сделать вывод, что наибольшие изменения в области HF диапазона ВСР вероятно связаны с изменением режима дыхания пользователя при работе со всеми интерфейсами, даже с теми, где данное изменение не является необходимым условием для управления внешними устройствами. Низкая динамика LF диапазона, очевидно, связана с тем, что испытуемые, изначально, будучи информированными об эксперименте, находились в состоянии умеренного функционального напряжения, на которое само проведение эксперимента, как правило, влияло незначительно.

Возможным фактором, влияющим на функциональное напряжение пользователя, являлась успешность или неуспешность набора заданных исследователем букв. Корреляционный анализ, с учётом эффекта множественных сравнений показал, что спектральные характеристики ВСР не коррелировали с успешностью овладения тем или иным интерфейсом. Можно предположить, что здесь играет роль и мотивация испытуемых, в зависимости от которой изменяются и вегетативные реакции в случае неуспешной реализации задания.

Оценка, с использованием критерия Крускайла-Уоллеса, влияния порядкового номера эксперимента на спектральные характеристики ВСР продемонстрировало статистически незначимые зависимости ($p > 0,05$, с учётом эффекта множественных сравнений). Иными словами роль порядка овладения теми или иными интерфейсами по сравнению с другими интерфейсами человек-компьютер в экспериментальной серии при данном размере выборки незначительна.

Для выявления типовых реакций ВСР был проведён кластерный анализ методом К-средних [19, 20]. В качестве показателей для кластеризации были выбраны показатели отношения СПМ в HF и LF диапазонах. Использование более чувствительных и, следовательно, имеющих больший коэффициент вариации показателей вейвлет преобразования приводило к выделению небольших групп испытуемых (3-4 человека) в отдельный кластер. Тем временем как остальные наблюдения оценивались как расположенные компактно

(относительно выделенной группы), что не позволяло выделить именно групповые реакции. Использование отношений значений СПМ позволило выделить два кластера (14 и 16 наблюдений соответственно). Средние значения большего числа кластеров, которые возможно выделить при использовании метода К-средних занимали промежуточные положения по отношению к двум выделенным и не содержали физиологически-значимых интерпретаций, отличных от полученных на основе выделения двух первых кластеров.

Наибольшие различия связаны с ДИ. Нетрудно заметить, что кластер имеющий более выраженную дыхательную аритмию в эксперименте А, имеет меньшее выражение данного феномена при эксперименте Б. Однако, в целом, в «фоновом» состоянии, HF диапазон у этих испытуемых вносит более значимый вклад в формирование картины ВСР. У этих же людей, при работе с НКИ, имеет более высокие значения HF диапазона, чем у испытуемых из другого кластера. Вероятно, здесь имеет место быть индивидуальная реакция на операторский стресс в виде умеренного смещения вегетативного баланса в сторону парасимпатки.

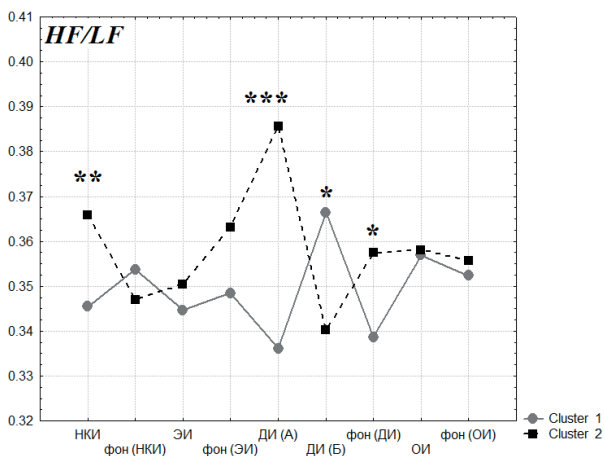


Рис. 3. Кластеры испытуемых полученных на основе оценки отношения СПМ в HF и LF диапазонах. *** - $p < 0.001$, ** - $p < 0.01$, * - $p < 0.05$

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В ходе анализа, на основе variability сердечного ритма при освоении электромиографического, дыхательного, нейрокомпьютерного, окулографического интерфейсов, выявлено, что наименьшее влияние на вегетативное обеспечение variability сердечного ритма оказывает ОИ. Будучи достаточно точным, простым и эргономичным данный интерфейс не вызывает у пользователя отрицательных эмоций, связанных с точностью и устойчивостью работы, но при

этом и не требует серьёзного изменения, например в мышечной активности, или же в режиме дыхания. Дыхательный интерфейс, являясь простым в реализации и точным в применении, он требует изменение режима дыхания пользователя, что сказывается на его вегетативном статусе. Нейрокомпьютерный интерфейс подобно ОИ не продемонстрировал (за исключением одного показателя) значимых различий между фоновым состоянием и работой пользователя. Тем не менее, НКИ в своих текущих реализациях существенно уступают в скорости и точности работы ОИ. ЭИ так же достаточно выражено влияет на вегетативное управление ВСР в первую очередь, видимо, за счёт упреждающей регуляции при физической нагрузке.

Работа выполнена при частичной финансовой поддержке РФФИ (грант 16-29-08342-офи_м)

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- И. В. Бабунц, Э. М. Мириджанян, Ю. А. Машаех. Азбука анализа variability сердечного ритма. Ставрополь, 2002, 109с.
- Баевский Р.М. //Физиология человека. 2002. Т.28. № 2. С. 70-82.
- Р.М. Баевский, А.П. Баринаова, Ж.В. Барсукова //Физиология человека. 1985. Т.11. №2. С. 208-212.
- Кулаичев А.П. Компьютерная электрофизиология и функциональная диагностика. Изд. 4-е. перераб. и доп. М.: ИНФРА-М. 2007. с. 370-389
- Heart rate variability Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use // European Heart Journal. Vol.17. P. 354-381
- Туровский, Я.А. Автореф. дисс. канд. мед. наук. Воронеж, 2005, 24 с.
- Я.А.Туровский, Я.В.Арефьев, А.В.Алексеев, Ю.А.Ипполитов // Вестник новых медицинских технологий(электронный журнал). 2017. №2. С.147-151
- Туровский Я. А., Кургалин С. Д., Алексеев А. В. //Сенсорные системы. 2017. №1. С. 51-58
- Y. Zhang, D. Guo, P. Xu, Yao D. // Cogn Neurodyn. 2016. #10(6). P. 505-511.
- Гланц С. Медико-биологическая статистика. М., Практика. 1998. 459 с.
- Рунион Р. Справочник по непараметрической статистике. Современный подход. Перевод с англ. Е.З. Демиденко. М., Финансы и статистика. 1982. 198 с.

12. H. Schächinger, M. Weinbacher, A. Kiss et al. // *Psychosomatic Medicine*. 2001. Vol. 63. P.788–796.
13. J. A. Taylor, T. D. Williams, D. R. Seals et al. // *Am. J. Physiol. (Heart Circ. Physiol. 43)*. 1998. Vol. 274. P.1194–1201.
14. Рябыкина Г.В. *Вариабельность ритма сердца*. М.: СТАРКО. 1998. 200с.
15. Структура и функции вегетативной нервной системы: Материалы 2-го международного симпозиума. Воронеж, 1998, 30 с.
16. Рахматуллин, А.Р., Бахтиярова, К.З., Магжанов, Р.В. // *Журнал неврологии и психиатрии им. С.С. Корсакова*. 2017. Т. 117. № 1. С. 55-58.
17. Лапач С. Н., Чубенко А. В., Бабич П. Н. *Статистика в науке и бизнесе*. Киев: Морион, 2002, 164-166 с.
18. Кобзарь А. И. *Прикладная математическая статистика*. М.: Физматлит, 2006, 457-458 с.
19. Чачхиани Т.И. // *Вестник Нижегородского университета им. Н.И. Лобачевского*. 2011. № 3-2. С. 162-167.
20. Туровский Я.А., Алексеев А.В. // *Вестник Воронежского государственного университета*. Серия: Химия. Биология. Фармация. 2017. № 1. С. 118-124.

*Воронежский государственный университет
Туровский Я. А., доц., зав. лаб. медицинской кибернетики ФКН*

Тел.: +7 904 213-82-95

E-mail: yaroslav_turivsk@mail.ru

*Voronezh State University
Turovsky Ya. A., Assoc., Head of laboratory.
Medical cybernetics FCS*

Ph.: +7 904 213-82-95

E-mail: yaroslav_turivsk@mail.ru

Борзунов С.В., доц. кафедры цифровых технологий ФКН

Borzunov S. V., Assoc. Department of Digital Technologies of FCS

Вахтин А.А., доц. кафедры программирования и информационных технологий ФКН

Vakhtin AA, Assoc. Department of Programming and Information Technologies of the FCS VSU.

Алексеев А.В., аспирант. инженер лаборатории медицинской кибернетики ФКН

• Alekseev A.V. graduate student. Engineer of the laboratory of medical cybernetics of the FCS VSU.

• Mamaev A.V. Engineer of the laboratory of medical cybernetics of the FCU VSU.

Мамаев А.В., инженер лаборатории медицинской кибернетики ФКН

HEART RATE VARIABILITY IN THE TRAINING OF USER APPLICATION OF THE HUMAN-COMPUTER INTERFACES

Ya. A. Turovsky, S. V. Borzunov, A. A. Vakhtin, A. V. Alekseyev, A. V. Mamaev

Voronezh State University

Abstract. The paper presents estimates of the dynamics of heart rate variability when working with a line of perspective human-computer interfaces. Registration of the heart rate variability was carried out along the ECG channel with further detection of the R wave. Based on the data of the heart rate variability in the development of the electromyographic, respiratory, neurocomputer (brain-computer) oculographic interfaces, it was revealed that the least influence on the vegetative supply of the heart rate variability is provided by the oculographic interface. Being precise enough, simple and ergonomic, this software and hardware complex does not cause the user negative emotions related to the accuracy and stability of the work, but does not require a serious change, for example, in muscle activity, or in the respiration regime. At the same time, the oculographic interface is ergonomic enough not to cause stress reactions in the user. The breathing interface, being simple in implementation and accurate in application, provides control over the change in the breathing patterns of the user, which affects its vegetative status due to the effects of cardio-respiratory synchronization. Thus, even the high ergonomics of the respiratory interface does not ensure a lack of influence on the indices of vegetative homeostasis. The neurocomputer interface, like the oculogram, has not demonstrated (except for one indicator) significant differences between the background state and the user's work. Nevertheless, the neurocomputer interfaces in their current implementations are significantly

inferior in speed and accuracy of oculographic work, while having considerably worse ergonomics, causing fatigue and unpleasant sensations for the operator after long use. The user's emotional reaction to erroneous recognition of his commands by the interface is a consequence of high or low motivation, which can lead to a lack of vegetative reactions when working with these software and hardware solutions or their slight expression. The electromyographic interface is also sufficiently pronounced to affect vegetative management of the HRV primarily due to proactive regulation during exercise despite the fact that only the muscles of the forearm participated in the interface.

Keywords: man-machine interface, heart rate variability, ergatic systems

REFERENCES

1. I.V. Babuntz, E. M. Mirijanyan, J. A. Mashaheh. The ABC of the analysis of heart rate variability. Stavropol, 2002, 109p.
2. Bayevsky R.M. // Physiology of man. 2002. T.28. № 2. P. 70-82.
3. R.M. Baevsky, A.P. Barinova, Zh.V. Barsukova // Physiology of man. 1985. T.11. №2. Pp. 208-212.
4. Kulachev A.P. Computer electrophysiology and functional diagnostics. Ed. 4th. Pererab. and additional. M.: INFRA-M. 2007. p. 370-389
5. Variability of the heart rate Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // European Heart Journal. Volume 17. C. 354-381
6. Turovsky, Ya.A. Author's abstract. diss. Cand. honey. sciences. Voronezh, 2005, 24 p.
7. Ya.A. Turovsky, Ya.V.Arefyev, A.V. Alekseyev, Yu.A.Ippolitov // Herald of new medical technologies (electronic journal). 2017. №2. P.147-151
8. YA Turovsky, SD Kurganin, AV Alekseev // Sensory systems. 2017. №1. Pp. 51-58
9. Yu Zhang, D. Go, P. Xu, Yao D. // Cogn Neurodyne. 2016. No. 10 (6). P. 505-511.
10. Glantz S. Medico-biological statistics. M., Practice. 1998. 459 p.
11. R. Runion, Handbook of Nonparametric Statistics. Modern approach. Translation from English. E.Z. Demidenko. M., Finances and statistics. 1982. 198 p.
12. H. Schächinger, M. Weinbacher, A. Kiss et al. // Psychosomatic medicine. 2001. Vol. 63. P.788-796.
13. J. A. Taylor, T. D. Williams, D. R. Seals et al., Am. J. Physiol. (Heart Circ., Physiol. 43). 1998. Vol. 274. P.1194-1201.
14. Ryabykina G.V. The variability of the rhythm of the heart. M: STARRY. 1998. 200s.
15. Structure and functions of the autonomic nervous system: Materials of the 2nd international symposium .- Voronezh. 1998. P.30.
16. Rakhmatullin, AR, Bakhtiyarova, KZ, Magzhanov, RV // Journal of Neurology and Psychiatry. C.C. Korsakov. 2017. Vol. 117. № 1. P. 55-58.
17. Lapach SN, Chubenko AV, Babich PN Statistics in science and business. Kiev: Morion, 2002, 164-166 p.
18. AI Kobzar, Applied Mathematical Statistics. Moscow: Fizmatlit, 2006, 457-458 p.
19. Chachiani TI // Bulletin of the Nizhny Novgorod University. N.I. Lobachevsky. 2011. № 3-2. Pp. 162-167.
20. Turovsky YA, Alekseev A.V. // Bulletin of Voronezh State University. Series: Chemistry. Biology. Pharmacy. 2017. No. 1. P. 118-124.