

УДК 629.7:519.876.5

В.Ю. КОЛОСКОВ¹, В.И. ШУЛЬГИН²¹ *Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Украина*² *Научно-технический центр «ХАИ-Медика», Украина*

АСПЕКТЫ МОДЕЛИРОВАНИЯ ВЛИЯНИЯ ФАКТОРОВ ТЕХНОЛОГИЧЕСКИХ ПРОЦЕССОВ АЭРОКОСМИЧЕСКОГО ПРОИЗВОДСТВА НА ЧЕЛОВЕКА

В производственной среде на человека действует комплекс факторов различной природы, что требует разработки и внедрения новых способов для оценки и прогнозирования их безопасности, основанных на моделировании воздействия и определении откликов организма на него. Для решения поставленной задачи необходимо выделить набор значимых откликов, значениями которых можно было бы определять биологический эффект воздействия. Предложенная работа посвящена анализу результатов моделирования адаптации сердечно-сосудистой системы человека к действию производственных факторов, проведенного с целью выявления особенностей происходящих при этом адаптационных процессов и определения набора значимых откликов для построения критериев безопасности.

система жизнеобеспечения, аэрокосмическое производство, адаптация, моделирование, производственный фактор

Введение

В условиях современного машиностроительного производства на человека действует широкий спектр производственных факторов различного происхождения, действие которых усиливается внешними факторами психофизической природы [1]. Одиночное действие какого-либо выделенного фактора, как правило, практически отсутствует – характерным является случай сочетанного воздействия нескольких факторов сходной или различной природы, например, «вибрация + шум», «вибрация + физическая нагрузка» и т.п.

Аэрокосмическое производство включает в себя все стадии производства техники, начиная от изготовления заготовок и полуфабрикатов, включая технологические операции с использованием активных химических веществ (например, изготовление компонентов конструкции из композиционных материалов) и заканчивая конечной сборкой и испытаниями готового изделия. При этом в производственном процессе присутствуют практически все из возможных факторов [1].

Задачу обеспечения безопасности человека в производственных условиях решает система жизнеобеспечения (СЖО) аэрокосмического производства. Одним из приоритетных направлений работы системы является прогнозирование откликов организма человека с целью предупреждения функциональных отклонений в его состоянии. На современном этапе оценка безопасности воздействий путем установления предельно допустимых уровней (ПДУ) физических факторов и концентраций (ПДК) химических веществ. Такой подход не позволяет учесть индивидуальные особенности организма человека, находящегося под действием факторов производственной среды.

Задача разработки и внедрения новых способов оценки и прогнозирования безопасности стоит сейчас особенно остро. Перспективным представляется применение новых критериев безопасности, основанных на моделировании воздействия производственных факторов по отдельности или в комбинации с последующим анализом возможного биологического эффекта.

В работе [2] сформулирован концептуальный подход к построению интегрированной системы прогнозирования и обеспечения безопасности производственной жизнедеятельности (БПЖД), основанный на синтезе эмпирического, кибернетического и механического подходов. На основе последнего разработана модель релаксационных процессов [3, 4] в организме человека, рассматриваемом как биологическая система (БС), включающая в себя несколько регуляторных систем, обеспечивающих адаптацию системы к любым внешним воздействиям. Основными из них являются нервная и сердечно-сосудистая системы. На основании анализа моделирующей функциональной зависимости предложены критериальные параметры оценки безопасности воздействия: адаптационный предел отклика ε_{∞} и характерное время релаксации t_n . Имея значения этих параметров, можно прогнозировать развитие адаптации в том или ином случае. В работе [5] введена классификация релаксационных процессов с разделением на три группы:

- 1) устойчивая релаксация;
- 2) неустойчивая релаксация;
- 3) срыв адаптации.

В ходе численных экспериментов [5 – 7] для пары действующих факторов «вибрация + шум» были выделены значимые отклики БС. Из предлагаемых в литературе для оценки биологического эффекта параметров, устойчивую релаксацию давали показатели, определяющие реакцию нервной системы на внешнее воздействие – пороги зрительной и слуховой чувствительности, а также время реакции на зрительный раздражитель. Однако для показателей, связанных с функционированием сердечно-сосудистой системы (частота сердечных сокращений (ЧСС), артериальное давление и пр.) был получен вывод о неустойчивом характере адаптации. В то же время эти показатели широко используются при функциональной диагностике организма человека, например, ЧСС является универсальным индикатором

изменений, происходящих в организме человека в различных условиях.

Полученные в численном эксперименте результаты ведут к необходимости углубленного изучения процесса адаптации для сердечно-сосудистой системы человека с целью определения специфических особенностей исследуемых процессов, выделения значимых откликов, доступных для динамической оценки состояния БС, а также получения критериальных параметров для оценки безопасности воздействия.

Методика проведения эксперимента

Для решения поставленной задачи был проведен натурный эксперимент, моделирующий отклик сердечно-сосудистой системы человека на действие производственных факторов. Для повышения достоверности результатов в качестве действующего фактора был выбран эволюционно адекватный исследуемым адаптационным процессам – физическая нагрузка. В качестве количественных откликов БС были приняты ЧСС, как интегральный показатель адаптации, и длительность кардиоинтервала t_{R-R} – промежуток времени между двумя соседними точками R электрокардиограммы (ЭКГ). Этот показатель может быть использован для оценки мгновенного состояния БС. Зная t_{R-R} , можно определить мгновенное значение ЧСС:

$$ЧСС_t = \frac{60}{t_{R-R}} [\text{уд/мин}], \quad (1)$$

показывающее значение ЧСС, вычисленное исходя из мгновенных характеристик сердечно-сосудистой системы.

Такой выбор исследуемых показателей связан с тем, что ЧСС представляет собой усредненный показатель, определяемый для достаточно большого промежутка времени (в нашем эксперименте 2 мин), а значит его значение не включает в себя мгновенных значений откликов в нестационарных адапта-

ционных процессах. Однако при стабильном режиме функционирования БС (нагрузка, покой) ЧСС характеризует средний уровень адаптации.

Таким образом, для рассматриваемой задачи были приняты следующие значения параметров имитационной модели [8]:

- количество действующих факторов $n = 1$;
- количество откликов БС $p = 2$;
- количество критериев безопасности БС $P = 1$

(адаптационный критерий).

Было проведено две серии измерений параметров сердечной деятельности с регистрацией ЭКГ в каждой из них. Первая серия определялась как одиночные нагрузки физической нагрузкой средней интенсивности с последовательным увеличением времени воздействия. Вторая серия состояла из трех кратковременных (5 мин) нагрузок высокой интенсивности с последовательным увеличением длительности отдыха между ними – 10 и 20 мин соответственно.

Регистрация ЭКГ осуществлялась при помощи системы холтеровского мониторинга «Кардиосенс», выпускаемой НТЦ радиоэлектронных медицинских приборов и технологий ХАИ-МЕДИКА [9]. Достоинством этой системы является возможность регистрировать ЭКГ в режиме реального времени при помощи датчиков, налагаемых на контрольные точки тела человека, с записью полученных значений на электронный носитель, что позволяет достаточно свободно моделировать производственные ситуации в эксперименте без привязки к стационарному медицинскому оборудованию и узкому набору положений тела.

Анализ результатов эксперимента

На рис. 1 и 2 показаны графики-ритмограммы сердечной деятельности человека и распределения вероятностей R–R интервалов под действием физической нагрузки (а), в период адаптации после снятия нагрузки (б) и в состоянии покоя (в). Пунк-

тирной линией показана прогностическая адаптационная кривая, моделирующая процесс адаптации для данного примера.

Ритмограмма представляет собой последовательность значений t_{R-R} в координатах «порядковый номер сокращения – t_{R-R} , с». На графиках показаны также засечки, соответствующие контрольным значениям времени в эксперименте. Плотность времени по оси абсцисс ритмограммы не постоянна и зависит от интенсивности сердечных сокращений. Регистрируемые артефакты (ошибочные сигналы) объясняются смещениями электродов при резких движениях во время физической нагрузки. Графики распределения вероятностей выполнены в координатах « t_{R-R} , с – количество интервалов этой длительности (N)». Ордината на графиках представлена также значениями доли интервалов в их общем количестве ($p, \%$). Соотношение N и p зависит от интенсивности сердечной деятельности.

Анализ графиков показывает, что сердцебиение как в состоянии покоя, так и под действием физической нагрузки характеризуется достаточно большим разбросом в значениях t_{R-R} , а значит, и ЧСС_т. Этот разброс количественно характеризуется показателями вариабельности сердечного ритма (ВСР) [10]. Значения показателей, полученные в эксперименте, приведены в табл. 1.

Анализ полученных результатов показывает, что при приложении интенсивной физической нагрузки не только сужается кардиоинтервал и повышается ЧСС, но также уменьшается вариативность сердечных колебаний – уменьшается $\Delta(t_{R-R})$.

Объясняется это тем, что адаптационное напряжение регуляторных систем БС выражается не только в повышении интенсивности сердечных сокращений, но и в вариативной мобилизации сердечной мышцы. В состоянии покоя сердце отдыхает за счет вариативности кардиоинтервала. Такое расслабление и представляет собой адаптационный резерв организма человека, за счет которого

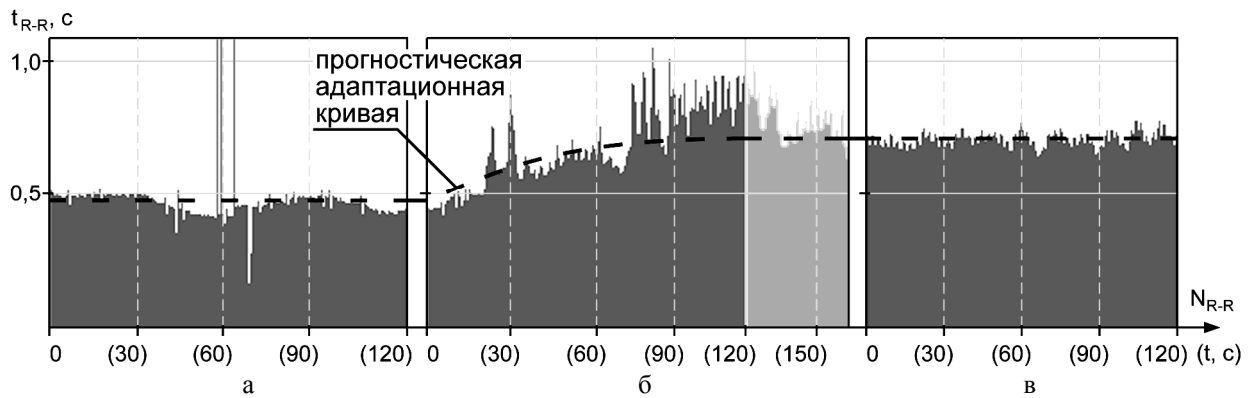


Рис. 1. Ритмограммы сердечной деятельности под действием физической нагрузки (а), в период адаптации после снятия нагрузки (б) и в состоянии покоя (в)

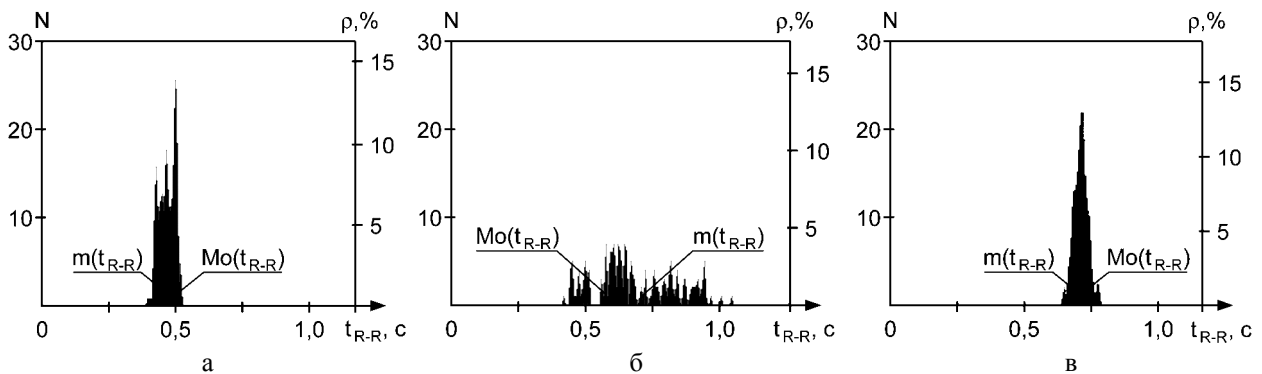


Рис. 2. Распределения вероятностей R–R интервалов под действием физической нагрузки (а), в период адаптации после снятия нагрузки (б) и в состоянии покоя (в)

Таблица 1

Показатели variability сердечного ритма

№ п/п	Показатель	Значение			Физиологический смысл
		нагру- жение	адапт. период	покой	
Статистические показатели					
1	ЧСС, уд./мин	126,05	84	84,27	Средний уровень функционирования сердечно-сосудистой системы
2	Математическое ожидание $m(t_{R-R})$, мс	476	716	712	
3	Среднее квадратическое отклонение $\sigma(t_{R-R})$, мс	26,4	144	26,4	
4	Коэффициент вариации $V(t_{R-R})$, %	5,5	20,1	3,7	
Геометрические показатели					
5	Мода $Mo(t_{R-R})$, мс	500	578	711	Наиболее вероятный уровень функционирования
6	Амплитуда моды $AMo(t_{R-R})$, %	14	4	13	Степень стабилизации центрального регулирования адаптационных процессов
7	$\min(t_{R-R})$, мс	422	410	641	Границы диапазона регуляторных влияний
8	$\max(t_{R-R})$, мс	523	1053	781	
9	Вариационный размах $\Delta(t_{R-R})$, мс	102	644	141	Максимальная амплитуда регуляторных влияний
10	Индекс напряжения ИН, у.е.	133	5,4	66	Степень напряжения регуляторных систем

возможно дополнительное повышение работоспособности в состоянии стресса.

Различие значений $Mo(t_{R-R})$ и $m(t_{R-R})$ под действием нагрузки демонстрирует активацию центральной регуляторной системы, определяющей стабилизирующее значение длительности кардиоинтервала. При напряжении регуляторных систем сердце выходит на усиленный режим функционирования с низкой вариативностью и высокой стабильностью за счет адаптационных механизмов. Однако длительное напряжение БС невозможно, свой вклад вносит также автономная регуляция. Для нашего массива данных мода в нагруженном состоянии отличается от матожидания на 4,8 %. При нормальном распределении и высокой стационарности процесса значения $Mo(t_{R-R})$ и $m(t_{R-R})$ практически совпадают.

Наиболее адекватным для описания адаптационного напряжения сердечно-сосудистой системы представляется показатель $IИН$ – индекс напряжения регуляторных систем. Он характеризует активность механизмов центрального контура регуляции и вычисляется по формуле [10]:

$$IИН = \frac{AMo(t_{R-R})}{2 \cdot Mo(t_{R-R}) \cdot \Delta(t_{R-R})}. \quad (2)$$

Вычисленный показатель включает в себя характеристики ВСР, определяющие уровень активации центральных адаптационных механизмов сердечно-сосудистой системы, а значит является интегральным показателем, пригодным для комплексной оценки адаптационных процессов в сердечно-сосудистой системе. Критерий безопасности в такой постановке имеет вид

$$K(IИН) \leq 1. \quad (3)$$

Индекс напряжения чрезвычайно чувствителен к усилению тонуса симпатической нервной системы. Небольшая нагрузка (физическая или эмоциональная) увеличивает $IИН$ в 1,5 – 2 раза. При значительных нагрузках он растет в 5 – 10 раз. В норме $IИН$ колеблется в пределах 80 – 150 условных единиц [9].

В нашем примере были получены значения $IИН = 66$ усл. ед. для состояния покоя и $IИН = 133$ усл. ед. для случая нагруженной БС – напряжение регуляторных систем выросло в 2 раза.

Релаксационный процесс после снятия нагружения может быть охарактеризован как сходный с принятой по механической аналогии моделью (рис. 1, б), однако при этом регистрируются большие отклонения мгновенных значений t_{R-R} от прогностической кривой, связанные с уменьшением стабилизирующего влияния центральной регуляторной системы и повышением ВСР. На этом участке показатели ВСР, получаемые для стационарных режимов БС, имеют низкую достоверность и не могут использоваться для оценки доброкачественности происходящих изменений, поскольку распределение вероятностей кардиоинтервалов в релаксационном процессе (рис. 2, б) не подчиняется нормальному закону. После окончания периода релаксации показатели ВСР стабилизируются и приходят к значениям, характерным для состояния покоя.

Таким образом, в динамике адаптации оценку безопасности можно производить лишь непосредственно по зависимости t_{R-R} от времени t с момента прекращения нагрузки. В то же время следует учитывать и значения отклонений от прогностической кривой. Окончание релаксации характеризуется как входением t_{R-R} в диапазон допустимых значений, так и выходом $\Delta(t_{R-R})$ на значение, характерное для состояния покоя.

В табл. 2 и 3 приведены значения откликов БС в состоянии адаптационной мобилизации (ε_0), а также стабилизации после релаксации (ε'_∞), вычисленные по формуле:

$$\varepsilon = \frac{m(t_{R-R}) - m^*(t_{R-R})}{m^*(t_{R-R})}, \quad (4)$$

где $m^*(t_{R-R})$ вычислено в базовом периоде покоя, а также значения $IИН$, поскольку эти процессы стационарные. Для переходных процессов вычислены

параметры α , β , γ , λ моделирующей зависимости [3, 4], определена точность аппроксимации S , а также вычислены значения критериальных параметров ε_∞ и t_n ($n = 10$).

Анализ данных в серии одиночных нагружений (табл. 2), показывает, что с увеличением длительности нагружения мобилизация резервов организма происходит намного слабее, чем для случая интенсивной физической нагрузки, а *ИН* не превышает значения, соответствующего состоянию покоя. При нагружении средней интенсивности регуляторные системы БС имеют запас прочности для корректировки параметров адаптации.

В серии нагружений высокой интенсивности (табл. 3) проявляется эффект накопления усталости регуляторных систем БС – с каждым нагружением растет отклик ε_0 , при этом *ИН* падает. Это означает ослабление влияния центрального контура регуляции. В то же время за счет оптимизации режима труда и отдыха – увеличения времени отдыха между нагружениями – в эксперименте была достигнута

релаксационная стабилизация на уровне, практически соответствующем равновесному.

Для большинства переходных процессов получены значения ε_∞ и t_n , соответствующие устойчивой адаптации. Сравнение с полученными в работе [7] результатами показывает, что сердечно-сосудистая система определяется меньшими значениями характерного времени релаксации t_n , чем нервная, – 1 – 2 и 15 – 20 минут соответственно. В то же время более устойчивый характер релаксации достигается при большем нагружении организма – точность аппроксимации выше, что объясняется большим напряжением адаптационных резервов. При этом значения S оказываются больше, чем для нервной системы, за счет влияния ВСР.

В целом анализ полученных данных показывает достаточную их сходимость с прогностическими зависимостями, однако суммарный критерий должен быть двухпараметрической функцией

$$K(t_{R-R}, \Delta_{R-R}) \leq 1. \quad (5)$$

Таблица 2

Релаксация откликов после одиночных нагружений средней интенсивности

№ п/п	Нагружение		Адаптационный период							Отдых	
	ε_0	<i>ИН</i> , у.е.	α	β	γ	λ	S , %	ε_∞	t_n , с	ε'_∞	<i>ИН</i> , у.е.
1	-0,135	58	0	0,171	0,160	-0,200	13,80	0,023	84,10	-0,045	32
2	-0,073	58	0	0,037	0,057	-0,212	10,85	0,344	1093,2	0,107	28
3	-0,152	37	0	0,135	0,154	-0,206	15,64	0,081	110,81	0,062	19

Таблица 3

Релаксация откликов в серии нагружений высокой интенсивности

№ п/п	Нагружение		Адаптационный период							Отдых	
	ε_0	<i>ИН</i> , у.е.	α	β	γ	λ	S , %	ε_∞	t_n , с	ε'_∞	<i>ИН</i> , у.е.
1	-0,303	100	0	0,189	0,159	-0,246	5,34	0,093	77,00	0,073	15
2	-0,320	70	0	0,166	0,193	-0,207	7,71	0,081	71,92	0,045	26
3	-0,331	78	0	0,141	0,159	-0,142	7,50	0,004	102,85	0,022	43

Заключение

В результате эксперимента для сердечно-сосудистой системы человека определены значимые отклики – t_{R-R} и $\Delta(t_{R-R})$, а также критериальные параметры для построения критериев безопасности. Для стационарных процессов таким параметром может стать *ИН*. Критерий безопасности в такой постановке имеет вид (3). Для нестационарных процессов, в том числе адаптационных, критерий безопасности является двухпараметрической функцией от значимых откликов и имеет вид (5).

Для практического применения сформулированных критериев необходимо знать предельно допустимые значения критериальных параметров, определяющие границы безопасных состояний БС. Они, в свою очередь, определяют допустимые пределы влияния факторов аэрокосмического производства на человека, находящегося в производственной среде. При помощи сформулированных критериев безопасности может быть решена задача управления параметрами производственной системы с целью недопущения развития в организме человека, занятого в производственном процессе, профессиональных заболеваний.

Литература

1. Колосков В.Ю. Анализ опасностей условий аэрокосмического производства для оператора // Вопросы проектирования и производства конструкций летательных аппаратов. – Х.: Гос. аэрокосм. ун-т «ХАИ». – Вып. 27 (4). – 2001. – С. 124 – 130.
2. Гайдачук А. В. Новый подход к оценке безопасности технологических процессов на ранних стадиях подготовки производства // Авиационно-космическая техника и технология. Труды Харьк. авиац. ин-та им. Н. Е. Жуковского за 1995 г. – Х.: ХАИ. – 1996. – С. 369 – 373.
3. Гайдачук А.В. О физических аналогах и математических моделях для биологических систем //

Вопросы проектирования и производства конструкций летательных аппаратов. – Х.: Гос. аэрокосм. ун-т «ХАИ». – 1998. – Вып. 12. – С. 92 – 98.

4. Гайдачук А.В., Колосков В.Ю. Информационные аспекты моделирования откликов организма оператора на воздействия внешней среды // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. – Х.:ХАИ. – 2000. – Вып. 6. – С. 115 – 127.

5. Колосков В.Ю. Моделирование адаптации организма человека к воздействию факторов аэрокосмического производства // Космічна наука і технологія. Додаток. – Т. 8, № 1. – 2002. – С. 167 – 170.

6. Гайдачук А.В., Колосков В.Ю. Моделирование откликов организма оператора на воздействия внешней среды // Космічна наука і технологія. Додаток. – Т. 7, № 1. – 2001 – С. 172 – 176.

7. Колосков В.Ю. О точности механической модели усталостных и релаксационных процессов в организме оператора // Вопросы проектирования и производства конструкций летательных аппаратов. – Х.: Гос. аэрокосм. ун-т «ХАИ». – 2000. – Вып. 20. – С. 107 – 112.

8. Колосков В.Ю. Имитационная модель системы жизнеобеспечения аэрокосмического производства // Открытые информационные и компьютерные интегрированные технологии. – Х.: Нац. аэрокосмич. ун-т «ХАИ». – 2003. – Вып. 18. – С. 87 – 93.

9. Шульгин В. И. КардиоСенс+. Методические рекомендации по работе с системой холтеровского мониторинга. – Х.: ХАИ, 2005. – 104 с.

10. Баевский Р. М., Иванов Г. Г., Чирейкин Л. В., Гаврилушкин А. П. и др. Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (методические рекомендации) // Вестник аритмологии. – № 24. – 2001. – С. 65 – 87.

Поступила в редакцию 16.05.05

Рецензент: канд. техн. наук, доцент Г.В. Мигаль, Национальный аэрокосмический университет им. Н.Е. Жуковского «ХАИ», Харьков.