

ИССЛЕДОВАНИЕ ЭЛЕМЕНТАРНЫХ ПРОГРАММ ДЕЙСТВИЯ В СОСТАВЕ ПРОЦЕССА ДЛИТЕЛЬНОГО ПОДДЕРЖАНИЯ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКОМ

Г. Ц. АГАНИ, Т. О. ИВАНОВА, В. В. МОТТЛЬ, И. Б. МУЧНИК

ЦНИИ медико-биологических проблем спорта, Москва; Институт проблем
управления АН СССР, Москва; Тульский политехнический институт

Рассматриваются методика и результаты исследования с применением ЭВМ механизмов длительного поддержания вертикальной позы человеком на основе концепции системного квантования поведения. В качестве математического аппарата используется предложенная ранее авторами иерархическая дискретная модель данных физиологических экспериментов. Экспериментально установлено существование нескольких чередующихся элементарных программ действия в непрерывном процессе поддержания равновесия и управления дыханием.

Փննելիքի և ատկություն մեթոդիկան և արդյունքները մի ուսումնասիրության, որտեղ օգտագործվել են վարրի համակարգային բովանդակության կենցաղային դիման վրա մարդու ուղղաձայն դիրքը երկարատև պահպանող էՄ մեխանիզմները, որոնք մտքնեմատիկական սարք, օգտագործվել է Նեղինակների կողմից արդեն առաջարկված Ֆիզիոլոգիական դիտարկումների օվյայների հիերարխիական դիտարկումին մոդելը: Համասարանչություն պահպանման և շնչառության կառավարման անընդմեջ պրոցեսում փորձնականորեն հաստատված է միմանց հաջորդող մի քանի տարրական ծրագրերի գործունեության գոյությունը:

Here are discussed methods and results of the research where EC mechanisms of prolonged maintenance of vertical pose of a man based on the conception of system quantumming of behaviour are used. As a mathematical apparatus the hierarchical discrete model of findings of physiological experiments, suggested earlier by the authors, is used. It is experimentally ascertained the existence of several alternated elementary programmes of action in the continuous process of maintenance of equilibrium and direction of breathing.

Функциональная система—системное квантование поведения—длительное поддержание позы—статистический анализ данных

Взаимодействие двигательной и вегетативной систем человека, которое возникает в процессе его целенаправленной двигательной активности, играет важную роль в осуществлении управления этой активностью. Оно не только поддерживает дополнительный уровень мотивационной

активности, но и выступает как специфический механизм энергетического регулирования целенаправленной деятельности [6].

До недавнего времени изучение этого взаимодействия ограничивалось замечаниями о корреляционной связи процессов функционирования частных систем разного уровня. Как самостоятельный предмет исследования оно не рассматривалось в силу ряда объективных причин.

Первая из них заключалась в отсутствии эффективной теоретической концепции, в рамках которой было бы возможно строить гипотезы о специфичности функциональной системы, обеспечивающей это взаимодействие. Вторая состояла в сложности разработки методики проведения соответствующих экспериментов, требующих непрерывной, длительной и качественной регистрации существенно разнородных данных. Наконец, третьей причиной являлась неудовлетворительность математического аппарата обработки многоканальных физиологических осциллограмм, приспособленного для анализа только стационарных процессов. Последние крайне редко возникают в физиологии вообще и совсем не встречаются при изучении процессов целенаправленной деятельности.

Предпосылками для проведения настоящего исследования следует считать создание концепции квантованной организации целенаправленной деятельности человека [9], построение методического инструментария измерений и предварительной обработки показателей целенаправленной двигательной активности и сопровождающих вегетативных компонент [1], а также появление нового математического метода определения моментов времени многократных изменений свойства случайных процессов [7].

Концепция квантования является развитием принципа доминанты А. А. Ухтомского, который в новой трактовке может быть сформулирован в следующем виде: любой физиологический процесс разделяется на элементарные этапы, на каждом из которых доминантную роль в организации управления играет только одна из подсистем изучаемой системы целенаправленной деятельности; элементарные этапы следуют друг за другом не хаотично, а образуя системное построение в виде последовательности, подчиняющейся определенной закономерности.

Для обоснования этой концепции принципиальное значение имела операционализация понятия элементарного фрагмента деятельности (кванта). Такая операционализация была разработана нами сначала в форме рабочей гипотезы, а затем проверена экспериментально [1]. Она основывалась на совершенно новой методической идее изучения физиологических процессов. Согласно этой идее, адекватное описание физиологического процесса базируется не на традиционном языке спектральных и энергетических характеристик регистрируемых осциллограмм, а на языке непосредственного анализа их временных закономерностей, отражающих чередование элементарных квантов деятельности в составе исследуемого процесса.

Наблюдаемые осциллограммы, подвергнутые предварительно дискретизации по времени, разбивались на небольшие фрагменты, рассматриваемые как реализации многомерных случайных величин. На сосед-

них парах фрагментов проверялась простая гипотеза о совпадении распределений вероятностей, порождающих сравниваемые реализации. Сплошные интервалы времени, объединяющие попарно идентичные фрагменты и разделенные между собой статистически различающимися парами, интерпретировались как отдельные кванты деятельности.

Уже при таком грубом подходе совершенно определенно подтвердилось представление о квантовом характере изучаемых процессов и удалось получить целый ряд качественных суждений как об особенностях выделяемых квантов деятельности, так и о закономерностях их чередования.

Вместе с тем грубый способ обработки эмпирических данных сильно ограничивал возможности анализа. Преобразование этой идеи в конструктивный инструмент анализа физиологических данных стало возможным благодаря появлению нового раздела прикладного статистического анализа, ориентированного на обработку реализации случайных процессов со скачкообразно изменяющимися вероятностными свойствами. Одним из первых работ, проведенных в этом направлении, являются исследования американского математика Пейджа [12] и советского математика Ширяева [10].

После выхода этих работ в СССР и за рубежом появилось несколько коллективов, которые преобразовали первые идеи в разветвленное научное направление, важное как в сугубо математическом плане, так и для различных приложений [8, 11].

Однако существовал сильный разрыв между весьма общими свойствами случайных процессов, в терминах которых работали математики, и спецификой процессов управления поведением живого организма. Этот разрыв не давал возможности связать быстро развивающуюся абстрактную статистическую теорию обнаружения изменений свойств случайных процессов с нуждами изучения нестационарных физиологических явлений. Лишь в самое последнее время нам удалось построить такой вариант математической модели нестационарных процессов (так называемую иерархическую модель), который, с одной стороны, включает практически все достижения строгого анализа, полученные на абстрактном уровне изучения случайных процессов со скачкообразно изменяющимися свойствами, а с другой стороны, хорошо приспособлен для обработки физиологических данных и интерпретации наблюдаемых в них нестационарностей [3]. С этим аппаратом анализа мы связываем большие надежды на обнаружение и описание глубоких закономерностей протекания физиологических процессов, обеспечивающих целенаправленную деятельность организма.

В данной работе рассматриваются методики и результаты исследования с применением ЭВМ механизмов длительного поддержания вертикальной позы человеком. Длительный эксперимент в данном случае играет роль методического приема для раскрытия специфики рассматриваемой функциональной системы и выявления состава исследуемого целенаправленного поведения. В качестве математического аппарата для качественного и количественного описания механизма длительного поддержания вертикальной позы не используется иерархическая

дискретная модель данных физиологических экспериментов [3], представляющая собой одну из возможных вероятностных формализаций концепции системного квантования поведения.

Исходными данными для исследования служили две полиграммы, зарегистрированные при выполнении двумя испытуемыми стандартной для длительного эксперимента инструкции—стоять в удобной позе возможно более длительное время, не перемещая положения ног на поверхности опоры. Каждая полиграмма состоит из трех компонент (осциллограмм). Первые две компоненты представляют собой фронтальную и сагиттальную составляющие стабиллограммы процесса поддержания позы. Эти компоненты стабиллограммы регистрировались с помощью специальной стабиллоплатформы как выраженные в миллиметрах координаты текущего отклонения от центра платформы точки проекции центра тяжести тела на горизонтальную плоскость. Роль третьей компоненты играет респираграмма, регистрировавшаяся в условных единицах с помощью датчика дыхания.

Каждая из шести участвовавших в анализе осциллограмм была представлена в ЭВМ в виде последовательности цифровых отсчетов текущих значений соответствующего сигнала с шагом 0,5 с. Компоненты полиграммы первого испытуемого имели по 4500 отсчетов, что соответствует длительности эксперимента 37,5 мин, а компоненты полиграммы второго испытуемого—по 5800 отсчетов, что эквивалентно 48,3 мин. Типичные отрезки каждой из шести анализировавшихся осциллограмм представлены на рис. 1.

На качественном уровне механизм длительного поддержания вертикальной позы был изучен нами. Было показано [2], что в процессе поддержания равновесия центральная нервная система реализует многообразие чередующихся во времени программ действия, которое отражает динамику функционального состояния испытуемого и особенности мастерства выполняемой им деятельности. Чередование этих программ проявляется на стабиллограмме в виде фрагментов с квазистационарным характером колебаний и достаточно четко выраженными моментами перехода между ними. Чередование нескольких разных режимов характерно и для респираграммы, что отражает косвенное участие системы дыхания в процессе поддержания равновесия тела. Было замечено, что между последовательностями смены режимов на стабиллограмме и респираграмме имеется корреляционная связь, которая свидетельствует о существовании целостного механизма центрально-периферических отношений в организме человека, направленных на длительное поддержание вертикальной позы.

Целью настоящей работы является конкретизация этих качественных наблюдений в виде статистически достоверных выводов о структуре и некоторых количественных характеристиках механизма длительного поддержания вертикальной позы человеком.

Были получены оценки параметров математической модели каждой компоненты полиграммы двух участвовавших в эксперименте испытуемых. Математическая модель имеет вид случайного процесса авторегрессии x_t со скачкообразно изменяющимися характеристиками, случай-

ным изменением которых управляет марковская цепь h_t с конечным множеством состояний:

$$x_t = a_n^k + \sum_{i=1}^{p^k} z_i^k x_{t-i} + \beta^k \xi_t, \quad k = h_t \in \{1, \dots, m\}, \quad p(h_t = k | h_{t-1} = j) = q^{jk}.$$

Здесь x_t — анализируемая кривая, представленная последовательностью своих отсчетов через равные интервалы времени, $t = \dots, 1, 2, 3, \dots$ — номера отсчетов; ξ_t — последовательность независимых случайных величин с нормальным распределением, нулевым математическим ожиданием и единичной дисперсией; p^k — порядок

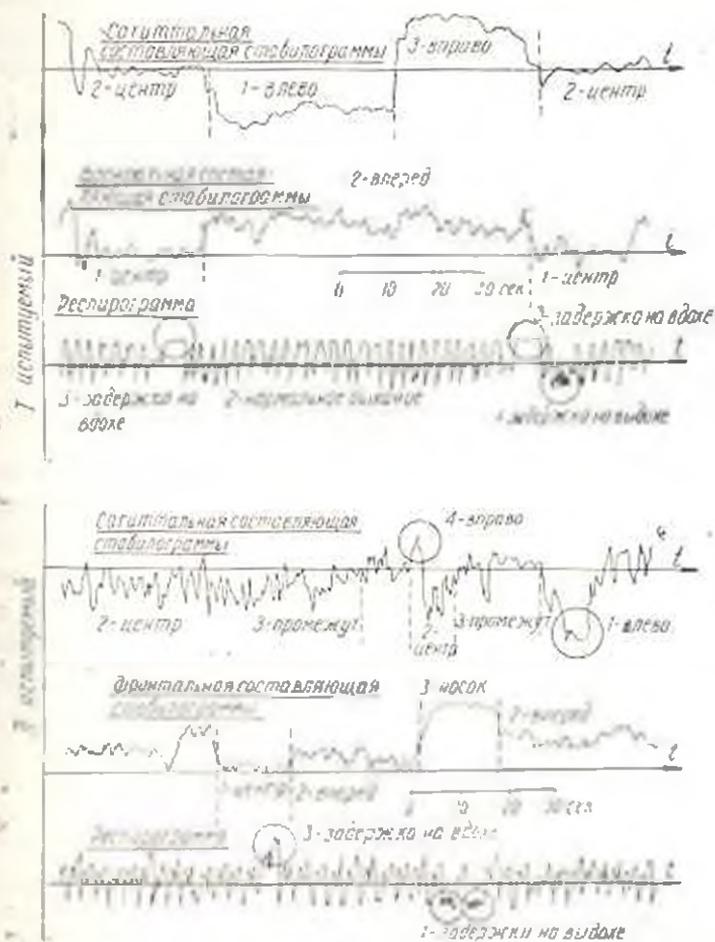


Рис. 1. Отрезки компонент полиграммы двух испытываемых и выделенные на них квазистационарные режимы.

модели авторегрессии; $\theta^k = (z_1^k, z_2^k, \dots, z_{p^k}^k, \beta^k)$ — ее параметры, соответствующие текущему состоянию марковской цепи $k = h_t$ и интерпретируемые как параметры k -го типового квазистационарного режима колебаний; m — число состояний марковской цепи h_t , рассматриваемое как число чередующихся квазистационарных режимов на данной кривой; q^{jk} — условные вероятности переходов марковской цепи, образующие

квадратную матрицу Q и определяющие вероятностную закономерность чередований режимов.

Для определения оценок параметров модели каждой кривой $m, m', \dots, m^m, \theta^1, \dots, \theta^m, Q$ использовался информационный критерий Акаэки [4].

Таким образом, в результате обработки отдельной компоненты полиграммы для каждого типа квазистационарных режимов был определен вектор параметров, включающий порядок авторегрессии n , коэффициенты авторегрессии $\alpha_0, \alpha_1, \dots, \alpha_n$ и коэффициент шума β . Однако параметры авторегрессии, являясь чрезвычайно удобными с вычислительной точки зрения параметрами стационарного случайного процесса, не дают наглядного представления о характере его колебаний. Поэтому мы будем представлять вероятностные свойства каждого выделенного типового режима в виде его среднего значения $\bar{x} = \sigma \left(1 - \sum_{i=1}^n \alpha_i \right)$ и спектральной плотности—распределения общей дисперсии случайных колебаний по частотам [5].

$$S(f) = \frac{\sigma^2}{2\pi \left| \left(\sum_{i=1}^n \alpha_i \cos i \frac{2\pi f}{f_0} \right)^2 + \left(\sum_{i=1}^n \alpha_i \sin i \frac{2\pi f}{f_0} \right)^2 \right|}$$

где f —частота колебаний в герцах, $f_0 = 1/\Delta$ —частота дискретизации анализируемого процесса, обратная периоду дискретизации Δ в секундах, составляющему в данном эксперименте 0,5 с.

Согласно известной теореме Н. А. Котельникова, дискретная последовательность, полученная из исходного непрерывного сигнала, не содержит частот, превышающих половину частоты дискретизации, равной в данном эксперименте $f_0 = 2$ Гц. Поэтому спектр дисперсий имеет смысл рассматривать лишь в интервале частот от 0 до 1 Гц. Общая дисперсия стационарного случайного процесса авторегрессии определяется как интеграл (площадь под кривой спектральной плотности)

$$\sigma^2 = \int_0^1 S(f) df.$$

Рассмотрение результатов оценивания параметров квазистационарных режимов начнем с компонент стабильграммы каждого испытуемого. Число типовых квазистационарных режимов m , выделенных на одноименных компонентах стабильграмм двух испытуемых, оказалось различным. На сагиттальной составляющей стабильграммы у первого испытуемого выделены три чередующихся режима, а у второго—четыре. На фронтальной составляющей у первого и второго испытуемых выделены соответственно два и три квазистационарных режима. Отметим, что как сагиттальная, так и фронтальная составляющие стабильграммы у второго испытуемого характеризуются большим числом квазистационарных режимов, чем у первого.

В таблице приведены средние значения для каждого из выделенных квазистационарных режимов, а также вероятности конкурирующих ре-

Квазистационарные режимы компонент полиграммы

		Номер режима	Среднее значение	Вероятность режима	Интерпретация	
1-й испытуемый	Стабилограмма	1	-174	0,25	влево	
		2	0	0,5	центр	
		3	56	0,25	вправо	
	Респираграмма*	1	-32	0,02	задержка на выдохе	
		2	0	0,96	норм. дыхание	
		3	21	0,02	задержка на вдохе	
	2-й испытуемый	Стабилограмма	1	-89	0,01	влево
			2	-16	0,85	центр
			3	0	0,08	промеж.
			4	5	0,03	вправо
Респираграмма*		1	3	0,3	центр	
		2	32	0,4	вперед	
		3	85	0,2	набок	
Респираграмма*		1	-36	0,04	задержка на выдохе	
		2	1	0,96	норм. дыхание	
		3	5	0,01	задержка на вдохе	

* — в условных единицах.

жимов на каждой компоненте полиграммы. Вероятности режимов вычислены как финальные вероятности состояний марковской цепи с найденной в результате оценивания параметров модели матрицей переходных вероятностей Q . Каждая из финальных вероятностей характеризует долю времени, приходящегося на данный режим во всей осциллограмме.

Наглядное графическое представление о соотношении средних значений квазистационарных режимов компонент полиграмм двух испытуемых дает рис. 2. Спектральные плотности выделенных режимов приведены на рис. 3.

На сагиттальных составляющих стабилограмм обоих испытуемых четко выделяется режим со средним значением, близким к нулю, имеющий наибольшую вероятность среди других режимов и занимающий, следовательно, наибольшее время в течение всего эксперимента. Таким режимом как у первого, так и у второго испытуемого является режим 2. Этот режим, характеризующийся равным распределением тяжести тела на обе ноги, естественно считать основным режимом поддержания равновесия в сагиттальном направлении. На сагиттальной составляющей стабилограммы у обоих испытуемых выделяются также два противоположных по знаку среднего значения крайних дополнительных

режима, реализующиеся со значительно меньшими вероятностями, чем основной режим. Эти режимы естественно интерпретировать как временный перенос опоры преимущественно на левую либо правую ногу. Кроме того, у второго испытуемого выделяется также промежуточный режим с малой вероятностью появления, имеющий в табл. и на рис. 2 номер 3 и характеризующийся некоторым смещением центра тяжести вправо.

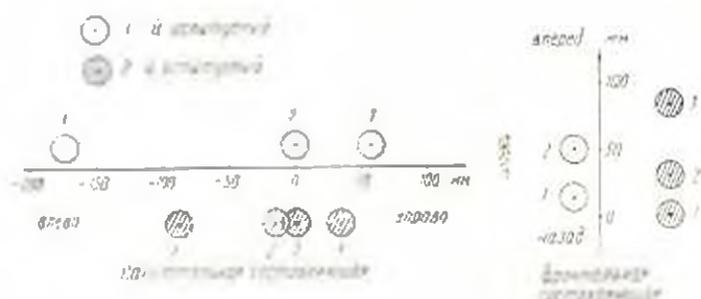


Рис. 2. Средние значения квазистационарных режимов стабиллограммы

На фронтальной составляющей первого испытуемого также выделяется основной режим 1 с близким к нулю средним значением, который следует интерпретировать как преимущественную опору на полную стопу. Дополнительный режим 2 у первого испытуемого, реализующийся

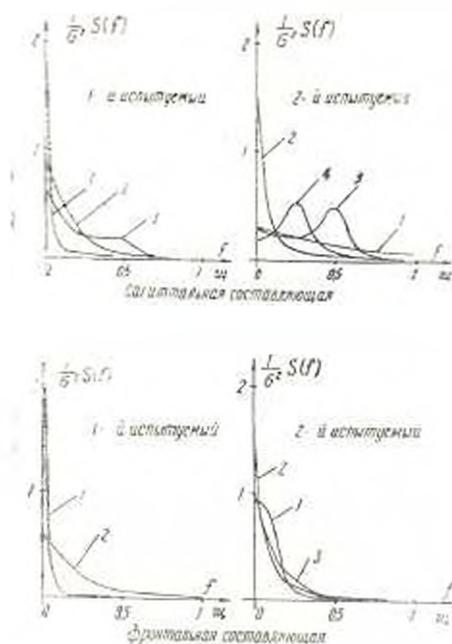


Рис. 3. Нормированные спектры дисперсий квазистационарных режимов стабиллограммы

со значительно меньшей вероятностью, характеризуется переносом опоры на переднюю часть стопы. Два аналогичных режима выделяются у второго испытуемого, однако имеют одинаковые вероятности по-

явления и должны рассматриваться как два конкурирующих основных режима поддержания равновесия во фронтальном направлении. При этом у второго испытуемого наблюдается также один дополнительный режим 3 с малой вероятностью и большим положительным средним значением, который естественно интерпретировать как перенос опоры на носок стопы. Все типовые режимы компонент стабิโลграммы, выделенные автоматически в результате оценивания параметров модели, нетрудно визуально найти на экспериментальных кривых (рис. 1).

Сравнение вероятностей основных режимов показывает, что у второго испытуемого этот режим на сагиттальной составляющей стабิโลграммы (режим 2) является господствующим, реализующимся в течение 85% всего времени эксперимента, в то время как у первого испытуемого на основной режим (также режим 2) приходится лишь 50% времени. На фронтальной составляющей вероятности основного режима 1 у первого испытуемого и двойного основного режима 1 и 2 у второго испытуемого мало отличаются друг от друга.

По своему спектральному составу (рис. 3) основные режимы 2 сагиттальной составляющей стабิโลграммы у первого и второго испытуемых сходны между собой и могут быть охарактеризованы как колебания с выраженным преобладанием низких частот без доминирующей частоты. В то же время спектры дополнительных режимов существенно различны у первого и второго испытуемых. У второго испытуемого правый дополнительный режим 4 имеет четко выраженную доминирующую частоту колебаний, равную 0,5 Гц, которая понижается в промежуточном режиме 3 до 0,25 Гц, оставаясь столь же выраженной. У первого же испытуемого правый дополнительный режим имеет существенно более равномерный спектр с преобладанием нижних частот. Левый дополнительный режим 1 у второго испытуемого близок по характеру колебаний к белому шуму, в то время как у первого испытуемого аналогичный режим 1 имеет подчеркнутый низкочастотный характер. На фронтальной составляющей стабิโลграммы основные режимы 1 у первого испытуемого и 2 у второго практически не отличаются по своему спектральному составу, имея резко выраженный низкочастотный характер. У второго испытуемого конкурирующий основной режим 1 и дополнительный режим 3 имеют практически тот же спектральный состав, что и основной режим 2. Однако у первого испытуемого переход в дополнительный режим 2 сопровождается значительным выравниванием спектра за счет перераспределения интенсивности колебаний в сторону более высоких частот.

Перейдем к анализу результатов оценивания параметров квазистационарных режимов респирограмм обоих испытуемых. На каждой из двух респирограмм алгоритм оценивания выделил по три квазистационарных режима, средние значения которых в условных единицах вместе с вероятностями их реализации в процессе управления дыханием приведены в таблице. Наглядное представление о средних значениях типовых режимов дает рис. 4. Как видим, у каждого испытуемого один из трех выделенных режимов респирограммы является основным, занимающим 96% всего времени эксперимента у первого испы-

туемого и 95% времени у второго. В обоих случаях основным является режим со средним значением, близким либо равным нулю. Два дополнительных режима с малыми вероятностями имеют противоположные по знаку средние значения респираграммы у обоих испытуемых.

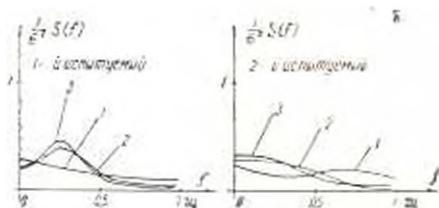


Рис. 4 а. Средние значения квазистационарных режимов респираграммы.
б. Нормированные спектры дисперсий квазистационарных режимов респираграммы.

Режимы, выделенные автоматически в процессе оценивания параметров модели, визуально легко обнаруживаются на респираграмме как участки со специфическим характером кривой (рис. 1). Основной режим 2 характеризуется относительно стабильным чередованием подъемов и спадов кривой, соответствующих отдельным актам вдоха и выдоха. Фрагменты дополнительного режима 1 представляют собой задержки очередного вдоха после выдоха, а фрагменты дополнительного режима 3—удлиненные полувыдохи вдоха. Всем трем типовым режимам респираграммы нетрудно дать естественную интерпретацию. Основной режим 2 на обеих респираграммах следует рассматривать как нормальное (незадержанное) дыхание, а режимы 1 и 3—как задержки дыхания соответственно на вдохе и выдохе. Сравнение средних значений режимов у двух испытуемых (рис. 4а) показывает, что для второго испытуемого характерен значительно более глубокий вдох и несколько более глубокий выдох при задержках дыхания, чем у первого. Спектр основного режима 2 (рис. 4б), соответствующего нормальному дыханию, близок у второго испытуемого к спектру белого шума, что говорит о неровном дыхании в основном режиме. В то же время у первого испытуемого спектр основного режима дыхания имеет четко выраженный максимум на частоте 0,25 Гц, которую следует интерпретировать как стабильную основную частоту дыхания. Естественно предположить, что глубокие вдохи и выдохи у второго испытуемого при задержках дыхания являются компенсацией за нестабильность основного режима.

1. Агаян Г. Ц. Автореф. докт. дисс. М., 1981.
2. Агаян Г. Ц. Вест. АМН СССР, 2, 53—60, 1985.
3. Агаян Г. Ц., Моттль В. В., Мучник И. Б. Биолог. ж. Армении, 11, 3, 179—191, 1988.
4. Агаян Г. Ц., Иванова Т. О., Моттль В. В., Мучник И. Б. Биолог. ж. Армении, 11, 547—556, 1988.
5. Андерсон Т. Статистический анализ временных рядов. М., 1976.
6. Меделяновский А. Н. В кн. Функциональные системы организма, М., 1987.
7. Моттль В. В. Автоматика и телемеханика, 4, 92—100, 1985.
8. Статистические проблемы управления, вып. 65. Мат-лы I Всесоюзн. сем. по обнаружению изменений свойств случайных процессов. Вильнюс, 1984.
9. Судаков К. В. Общая теория функциональных систем. М., 1984.
10. Ширяев А. А. Теория вероятностей и ее применение 8, 3, 26—51, 1963.
11. Detection of abrupt changes in signals and dynamical systems. Ed. by M. Basseville and A. Benveniste. Springer Verlag, Berlin, New York, Tokyo, 1986.
12. Page E. S. Biometrika, 42, 100—111, 1951.

Поступило 29.XI 1988 г

Биолог. ж. Армении, № 1 (42) 1989

УДК 612:573.22

ИССЛЕДОВАНИЕ ИЕРАРХИИ ПРОГРАММ ДЕЙСТВИЯ В ПРОЦЕССЕ ДЛИТЕЛЬНОГО ПОДДЕРЖАНИЯ ПОЗЫ ЧЕЛОВЕКОМ

Г. Ц. АГАЯН, Т. О. ИВАНОВА, В. В. МОТТЛЬ, И. Б. МУЧНИК

ЦНИИ медико-биологических проблем спорта, Москва, Институт проблем управления АН СССР, Москва, Тульский политехнический институт

Рассмотриваются результаты исследования с применением ЭВМ механизмов длительного поддержания вертикальной позы человеком на основе концепции системного квантования поведения. В качестве математического аппарата используется предложенная ранее авторами иерархическая дискретная модель данных физиологических экспериментов. Экспериментально установлено существование на крайней мере трех уровней иерархии программ действия в составе центрально-периферической системы поддержания вертикальной позы. Исследуется взаимосвязь дыхательной и двигательной компонент длительного поддержания позы человеком.

Բնագրան են անվտանգ արդյունքները մի ուսումնասիրության, որտեղ պատարճվում են վարքի նախկարգային ըզմանությունների ֆունկցիոնալ նրան փոխարքու ուղղունայնց զիրքը երկուցանի պատարճուց ՀԵՄ նիտանիդները Արվեստ մաթեմատրիկական արքու պատարճություն է ներկանիները կարգի արգեն ասարարկված ֆիզիոլոգիական զիտափարկերը արքամները րենարքերայն, զիտերկանային արքուցը: Աղդունայնց զիրքի պատարճանի կենպունանայնուստպեն ամտարքուցը կարգում փոսենանարեն նասուստված է զորքուցայն արքարերը ֆիտարքային անվտանգ երկը փոխարքան: Աստուսարքում է մարքու ուղղունայնց զիրքի երկարուսն պատարճան ըզմանական ու արքուցուցան րադարքանասերքի փոխարքում կարգը:

Here are discussed results of the research where EC mechanisms of prolonged maintenance of vertical pose of a man based on the conception