

I. БИОМЕДИЦИНСКИЕ НАУКИ И СИНЕРГЕТИКА

DOI: 10.12737/ 24379

АНАЛИЗ КАРДИОГЕМОДИНАМИЧЕСКОГО ФУНКЦИОНИРОВАНИЯ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ЭНТРОПИЙНОГО ПОДХОДА И МЕТОДА ФАЗОВОЙ ПЛОСКОСТИ

Е.Н. МИНИНА*, Л.С. ФАЙНЗИЛЬБЕРГ**

**Крымский федеральный университет им. В.И. Вернадского,
пр-т Академика Вернадского, 4, г. Симферополь, Республика Крым, 295003,
**Международный научно-учебный центр информационных технологий и систем
НАН и МОН Украины, Киев, Украина*

Аннотация. Было обследовано 143 мужчин двух возрастных групп с разным уровнем адаптационного потенциала. Установлено, что во второй подгруппе юношей с большим адаптационным резервом значения энтропии в среднем меньше на 50,4% ($p < 0,001$), размах энтропии ΔH снижен в два раза ($p < 0,001$), а размах скорости изменения энтропии $\Delta \dot{H}$ меньше на 44,8% ($p < 0,05$) относительно юношей первой подгруппы. При сравнении этих же показателей у мужчин среднего возраста 40-45 лет также установлены достоверные различия ΔH и $\Delta \dot{H}$, хотя средние значений самой энтропии H достоверно не отличались.

Фазовые портреты энтропий, построенные на плоскости $H(i), \dot{H}(i)$ по одному и тому же временному ряду $R-R$ интервалов при разных значениях параметров настройки (ширине окна K_0 и пороге нечувствительности δ к изменению сигнала) имели разную форму и объёмы. В результате серии вычислительных экспериментов выявлены приемлемые значения параметров K_0 и δ , при которых отклонения энтропий спортсмена и не спортсмена наиболее выражены. Установлено, что «оптимальные» значения параметров K_0 и δ , при которых средний квадрат отклонений энтропий $> 0,6$ - находятся в достаточно широком диапазоне: $K_0 > 10$ циклов и $20 < \delta < 80$ мс. Фазовые портреты энтропий $R-R$ интервалов спортсменов и не спортсменов, построенные на плоскости $H(i), \dot{H}(i)$ имеют ряд характерных качественных и количественных отличий, которые могут использоваться как критерии эффективности системно-управляющих возможностей кардиогемодинамики.

Фазовые портреты энтропий $R-R$ интервалов спортсменов и не спортсменов, построенные на плоскости $H(i), \dot{H}(i)$ имеют ряд характерных качественных и количественных отличий, которые могут использоваться как количественные и качественные критерии эффективности системно-управляющих возможностей кардиогемодинамики.

Ключевые слова: энтропия, фазовый портрет, кардиогемодинамика, ФАЗАГРА®.

ANALYSIS OF CARDIOHEMODYNAMIC FUNCTIONING USING ENTROPY APPROACH AND METHOD OF THE PHASE PLANE

E.N. MININ*, L.S. FAINZILBERG**

* *Crimean federal university named after V.I. Vernadsky, Prospekt Vernadsky, 4, Simferopol, Republic of Crimea, 295003,*

** *International research and training center for information technologies and systems NAS and MES of Ukraine, Kyiv, Ukraine*

Abstract. We examined 143 men of two age groups with different levels of adaptive capacity. It was established that in the second sub-group of young men with a large reserve of adaptive entropy values on average lower by 50.4% ($r < 0,001$), the magnitude of entropy ΔH less than in half ($r < 0,001$) and magnitude of entropy speed's change $\Delta \dot{H}$ less than 44.8% ($r < 0,05$) relative to the first sub-group of young men. When comparing the same indicators for men of middle age 40-45 years also revealed significant differences ΔH and $\Delta \dot{H}$ and although most average entropy values H were not significantly different.

Phase portraits of entropy which constructed on the plane $H(i)$, $\underline{H}(i)$ according to one and the same time series of R-R intervals for different values of the settings (window width K_0 and the threshold of insensitivity δ to the signal change) have different shapes and volumes. Following to series of computing experiments revealed reasonable values of parameters K_0 and δ for which the entropy deviation of sportsman or not are most marked. It has been established that the "optimal" settings K_0 and δ for which the average square deviation of entropies RMS sportsman and not sportsman is most pronounced ($RMS > 0.6$) are in a fairly wide range: $K_0 > 10$ cycles and $20 < \delta < 80$ ms.

Phase portraits of of entropies R-R intervals of athletes and non-athletes constructed on the plane $H(i)$, $\dot{H}(i)$ have a number of specific qualitative and quantitative differences, which can be used both criteria for the effectiveness of the system-control cardiohemodynamics opportunities.

Keywords: Entropy, phase portrait, cardiac hemodynamics, FASEGRAPH®.

Введение. Системный подход в медико-биологических исследованиях занимает всё большую значимость и позволяет реализовывать новейшие технологические решения. Развитие методов исследования динамики функциональных систем, обладающих свойствами самоорганизации и саморегулирования, осуществляется в направлении познания физиологических механизмов их системной организации и обоснования на этой основе новых теоретических положений [1-8].

Согласно мнению основоположника теории функциональных систем П.К. Анохина [9] система может быть организована только в том случае, если имеется некий системообразующий фактор, который неорганизованное, хаотическое множество

взаимодействующих компонентов переводит на уровень системы.

Несмотря на то, что на современном этапе в медико-биологических исследованиях достаточно хорошо определены и изучены структуры функциональных систем, часто остается открытым вопрос выявления системообразующих, а возможно и *системореализующих* факторов, на основе которых могут быть сформулированы взаимоотношения упорядоченности, самоорганизации и хаотичности характеристик этих систем.

Интегральное регулирование системы на основе принципов самоорганизации можно аргументировать феноменом гомеостатической «нормы хаотичности» смену режимов управления, а научное обоснование

альтернативного диагностического подхода при анализе моделей функциональных систем, как и других природоподобных синергетических процессов, может быть основано на механизмах хаотической динамики [10,11].

Именно поэтому при изучении сложных медико-биологических систем все большее внимание привлекают методы теории хаоса и синергетики [12-14], которые позволяют более полно раскрыть и проанализировать механизмы функционирования живой сложноорганизованной системы, сочетающей черты порядка и беспорядка, определенности и неопределенности, организованности и дезорганизованности. Нашли применения эти методы и в кардиологии для оценки хаотичности сердечного ритма, который несет информацию о функциональном состоянии всех звеньев регулирования жизнедеятельности человека, как в норме, так и при различных патологиях [15-17].

Такая оценка обычно проводится по динамическому ряду параметров *электрокардиограммы* (ЭКГ) от цикла к циклу, в частности, продолжительностей $R-R$ интервалов [18] и основана на вычислении энтропии, которая характеризует меру беспорядка в системе. Согласно [19] важную информацию о свойствах системы несет не только сама энтропия, но и характер ее изменения во времени. На основе анализа формы изменения энтропии В.С.Анищенко [20] обнаружил гендерные различия реакции организма на стрессовые воздействия окружающей среды. В работе [8] получили ряд интересных результатов по использованию энтропийного метода моделирования стохастических систем при комплексной оценке динамики факторов риска сердечно-сосудистых заболеваний в организованной популяции. Дальнейшее развитие энтропийного подхода в оценке системно-управляющих возможностей кардиогемодинамики представляет собой актуальную задачу как в научном, так и в прикладном значениях.

Цель статьи – определить возможность использования фазового портрета эн-

тропии как количественного и качественного критерия эффективности системно-управляющих возможностей кардиогемодинамики.

Задачи:

1) аргументировать оптимальный способ вычисления энтропии $R-R$ интервалов и графического определения её фазового портрета;

2) провести сравнительный анализ формы фазового портрета энтропии и его «размера» в фазовом пространстве у исследуемых с различным уровнем адаптационных резервов;

3) определить характерные качественные и количественные отличия и выделить некоторые признаки фазового портрета энтропии $R-R$ интервалов у различных исследуемых;

4) выявить возможность отличия фазовых портретов энтропий других показателей ЭКГ, которые наблюдались в группах с разным уровнем адаптационных резервов.

Материалы и методы. В основе математических методов исследования хаотичности динамических рядов лежит известная формула

$$H = - \sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i, \quad (1)$$

предложенная К.Шенноном для оценки неопределенности системы, которая находится в одном из n состояний с вероятностями $p_i, i = 1, \dots, n$.

Чем больше величина H , тем дальше система находится от упорядоченного состояния. Максимальное значение энтропии Шеннона достигается, когда $p_i = \frac{1}{n}$, т.е. состояния системы равновозможны. Отсюда следует, что энтропия (1) принимает значения на интервале $[0, \log_2 n]$.

Как справедливо отмечается в работе [19] энтропия, в отличие от дисперсии, не зависит от значений наблюдаемой величины и поэтому характеризует не столько разброс, сколько разнообразие значений этой величины.

В то же время легко показать [23], что величина (1) *инвариантна* относительно перестановок элементов анализируемого

ряда. Поэтому при непосредственном использовании формулы (1) оценивается не хаотичность динамической последовательности, а неопределенность случайной величины, порождающей эту последовательность, что не одно и то же.

Например, две последовательности – регулярная $A_1 = 1, 0, 1, 0, 1, 0, 1, 0, 1, 0, 1, 0, 1, 0$ и хаотичная $A_2 = 0, 1, 0, 0, 0, 0, 1, 1, 0, 1, 1, 1, 0, 1$ будут иметь одинаковые значения энтропии $H = 1$.

Оценить хаотичность динамического ряда можно лишь вычислив энтропию на отдельных участках обрабатываемой последовательности дискретных значений сигнала. Это можно сделать, если наблюдаемый временной ряд, содержащий N дискретных значений, разбить на M последовательных фрагментов (окон) и в каждом из таких окон вычислить относительное приращение энтропии

$$H_l = \frac{-\sum_{j=1}^n p_{jl} \log p_{jl}}{H_1} \cdot 100\%, \quad l=1, \dots, M, \quad (2)$$

где p_{jl} – частота попадания значений временного ряда, наблюдаемых на l -м фрагменте, в j -й интервал значений ($j=1, \dots, n$), определяемых порогом δ , а

$$H_1 = -\sum_{j=1}^n p_{j1} \log p_{j1} \quad (3)$$

– энтропия, вычисленная в первом (опорном) окне.

Процедура (2) может быть реализована при сдвиге $l+1$ -го окна по отношению l -му на ширину окна K_0 или же при сдвиге окон на одну точку (режим скользящего окна). Понятно, что в последнем случае объем необходимых вычислений будет больше, но график изменения энтропии будет более плавным.

Для сравнения на рис. 1 представлены графики изменения энтропии $R-R$ интервалов ЭКГ, вычисленные согласно (2) по последовательности реальной ЭКГ из $N = 500$ циклов при ширине окна $K_0 = 30$ точек и пороге $\delta = 50$ мс.

Для качественного и количественного анализа изменений энтропии предлагается

перейти от ряда дискретных значений энтропии $H(i)$, вычисленных методом скользящего окна, с применением метода фазовой плоскости с построением фазового портрета, который дает наглядное представление о динамике изменения хаотичности наблюдаемого процесса.



Рис. 1. Графики изменения энтропии: а – метод непересекающихся окон; б – метод скользящего окна

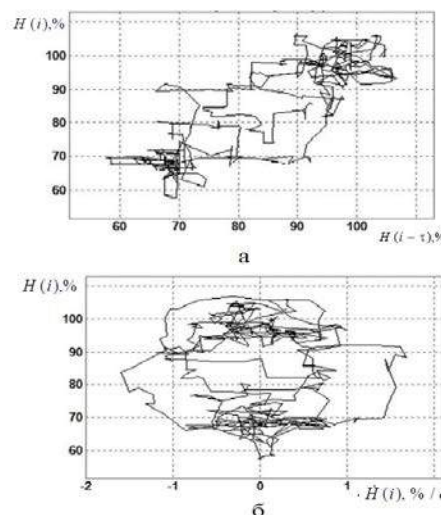


Рис. 2. Фазовые портреты энтропии одного и того же сердечного ритма: а – на основе метода задержек при $\tau = 12$ точек; б) на основе оценки производной

Фазовый портрет можно построить двумя способами (рис. 2). Первый способ (метод задержек) предполагает построение псевдофазового портрета (рис 2, а) путем отображение наблюдаемых значений $H(i)$ на плоскости с координатами $H(i), H(i-\tau)$, где τ – задержка во времени. Второй способ (рис 2, б) основан на отображение фазового портрета на плоскости с координатами $H(i), \dot{H}(i)$, где $\dot{H}(i)$ – оценка первой производной $H(i)$ в i -ой точке наблюдения.

Несмотря на то, что процедура численного вычисления производной зашумленной функции считается некорректно поставленной математической задачей, применение специальных процедур фильтрации и регуляризации [24] позволила получать приемлемые оценки производной $\dot{H}(i)$ и в результате строить наглядные графические образы фазовых портретов энтропии.

Опираясь на ряд фундаментальных представлений об общих закономерностях изменений энтропии, изложенных в работах И.Р. Пригожина [24], Ю.Л. Климонтовича [25,26], В.И.Шапалова [19], А.А. Яшина [8] А.А. Хадарцева [2,12-14] можно предположить, что форма фазового портрета энтропии и его «размер» в фазовом пространстве несет дополнительную информацию о системно-управляющих возможностях кардиогемодинамики.

Для проверки этой гипотезы нами проведены исследования на однородных группах добровольцев с разным уровнем тренированности. Исследование проводилось в соответствии со стандартами *надлежащей клинической практики (GCP)* и принципами Хельсинской Декларации. Протокол исследования был одобрен Этическими комитетами всех участвующих организаций. До включения в исследование у всех участников было получено письменное информированное согласие.

Было обследовано 143 мужчин двух возрастных групп с разным уровнем адаптационного потенциала. Однородная группа юношей в возрасте в возрасте 18-19 лет была разбита на две подгруппы: 40 юношей, которые не занимаются регулярно спортом (*подгруппа 1*) и 65 юношей-спортсменов высокой квалификации (футболисты и боксёры) со стажем занятий не менее 6 лет (*подгруппа 2*).

Группа мужчин среднего возраста включала 28 мужчин 40-45 лет с диагнозом параноидная шизофрения, который был установлен согласно критериям для F20.0 по МКБ-10 и стажем болезни с медикаментозным лечением не менее 7 лет без кардиологической патологии (*подгруппа 3*) и 10 условно здоровых мужчин (*подгруппа 4*).

Исследование физической работоспособности у юношей проводили на велоэргометре ВЭ-02 с помощью двуступенчатого теста. Уровень работоспособности определяли по индексу *PWC-170* с последующим расчетом показателей аэробных возможностей организма, отнесенную к массе тела *максимальное потребление кислорода МПК, л/мин, МПК/кг, мл/мин/кг*, которые представляют собой интегральные маркеры функциональных резервов кардиореспираторной системы [27]. Регистрацию и анализ ЭКГ в фазовом пространстве проводили с помощью программно-технического комплекса ФАЗАГРАФ[®], в котором реализована оригинальная информационная технология обработки электрокардиосигнала в фазовом пространстве [29].

Статистическую обработку полученных результатов исследований проводили с помощью программного пакета *Statistica 6.0 (StatSoft, Inc., USA)*. Достоверность различий между одноименными показателями в независимых выборках оценивали с помощью непараметрического *U-критерия Mann-Whitney*.

Результаты и их обсуждение. У юношей подгруппы 2 значения показателя МПК достоверно превышали значения МПК в подгруппе 1 на 33,3% ($p < 0,001$), достигая уровня относительного МПК $50,1 \pm 1,1$ мл/мин/кг, в то время как МПК/кг группы 1 не превышали значений 36 мл/мин/кг.

В процессе исследований у юношей 18-19 лет с разным уровнем адаптационного потенциала было выявлены достоверные различия средних значения энтропии H , ее размаха ΔH и размаха $\Delta \dot{H}$ скорости изменения энтропии на интервале наблюдения (табл. 1).

Необходимо отметить, что характеристики энтропии *R-R* интервалов и её изменения могут свидетельствовать о качестве организации системы кардиогемодинамики и её резервах управления. Как известно у любой системы имеется определенный уровень ее организованности, называемый критическим. Если система организована ниже этого уровня, то в системе преобладают процессы упорядочения, а возможно

и самоорганизации, если выше – преобладают процессы дезорганизации. На самом критическом уровне, иногда называемым уровнем энтропийного баланса, процессы упорядочения и дезорганизации уравниваются друг друга, и система принимает стационарное состояние [19].

Таблица 1

Изменение параметров фазового портрета энтропии временного ряда $R-R$ интервалов в группах юношей 18-19 лет с разным уровнем адаптационных резервов, ($M \pm m$)

Категория	Показатели		
	$H, \%$	$\Delta H, \%$	$\Delta \dot{H}, \% / c$
Подгруппа 1	113,3±5,9	51,2±5,1	4,2±0,4
Подгруппа 2	75,8±3,2	25,5±5,2	2,9±0,5
Достоверность	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,05$

Согласно теореме И. Пригожина, стационарное состояние характеризуется минимальным рассеянием энтропии. Для живых систем это положение можно сформулировать так: поддержание гомеостаза требует минимального потребления энергии, т.е. здоровый организм или функциональная система стремится работать в самом экономном энергетическом режиме. Патологическое функционирование связано с дополнительными энергетическими затратами для компенсации приобретенных или врожденных биологических дефектов и с ростом энтропии. При этом, механизм, который порождает сложную динамику в системах физиологического регулирования в норме состоит во взаимодействии между множественными петлями обратной связи, представляющими различные контуры управления.

Таким образом, можно заключить, что в первой подгруппе (со сниженным уровнем адаптационных резервов) система кардиогемодинамики «прикладывает» большие усилия для удержания гомеостатического состояния (стационарного) с высокой «ценой» адаптации, что может использоваться в качестве раннего прогностического признака дисфункций. Во второй же подгруппе у юношей с большим адаптационным резервом значения энтропии мень-

ше на 50,4% ($p > 0,001$) размах энтропии меньше в среднем два раза ($p < 0,001$), а размах скорости изменения энтропии меньше на 44,8% ($p < 0,05$) относительно юношей первой подгруппы. При сравнении этих же показателей у мужчин среднего возраста 40-45 лет также установлены достоверные различия размахов энтропии ΔH и скорости ее изменения $\Delta \dot{H}$, хотя средние значения самой энтропии H достоверно не отличались (табл. 2).

Таблица 2

Изменение параметров фазового портрета энтропии временного ряда $R-R$ интервалов в группах мужчин 40-45 лет с разным уровнем адаптационных резервов, ($M \pm m$)

Категория	Показатели		
	$H, \%$	$\Delta H, \%$	$\Delta \dot{H}, \% / c$
Подгруппа 3	114,4±8,1	70,2±8,3	10,4±0,9
Подгруппа 4	98,3±4,1	45,9±6,4	7,5±1,1
Достоверность	-	$p < 0,05$	$p < 0,05$

Следовательно и в этой возрастной группе размер фазового портрета энтропии можно использовать как дополнительный диагностический показатель, который в некоторых случаях более информативен, чем сами значения энтропии.

Понятно, что вид графика изменения энтропии $H(i)$ зависит от параметров, используемых в вычислительной процедуре (2) для определения величины $H(i)$, т.е. от ширины окна K_0 и порога нечувствительности δ к изменению значений обрабатываемого динамического ряда (рис.3).

Соответственно разную форму и размеры будут иметь и фазовые портреты энтропий, построенные на плоскости $H(i), \dot{H}(i)$ по одному и тому же временно-му ряду $R-R$ интервалов при разных значениях параметров K_0 и δ .

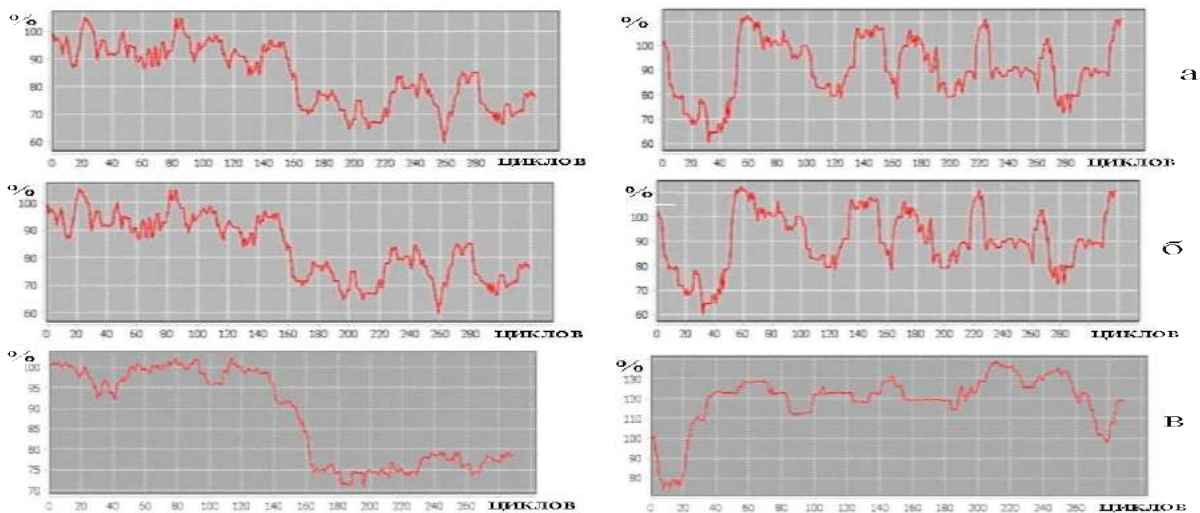


Рис. 3. Примеры графиков изменений энтропий R - R интервалов спортсмена (слева) и не спортсмена (справа) при различных значениях параметров вычислительной процедуры (2): а – $K_0 = 10$ циклов, $\delta = 50$ мс; б – $K_0 = 20$ циклов, $\delta = 40$ мс; в – $K_0 = 50$ циклов, $\delta = 50$ мс

Поскольку не существует формальных методов определения оптимальных значений K_0 и δ , то значения K_0 и δ выбирались экспериментально на основе прагматического критерия – максимума среднего квадрата отклонения (СКО) изменений энтропий представителей групп с разным уровнем адапционных резервов.

С этой целью проведена серия вычислительных экспериментов с разными значениями параметров K_0 и δ и для каждой такой пары оценено значение функции $\Psi(K_0, \delta)$ в виде СКО значений энтропий $H_1(i)$ и $H_2(i)$ соответственно спортсмена и не спортсмена:

$$\Psi(K_0, \delta) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [H_1(i) - H_2(i)]^2. \quad (4)$$

Из рис. 4, на котором представлен график функции $\Psi(K_0, \delta)$, видно, что приемлемые значения параметров настройки K_0 и δ , при которых отклонения энтропий спортсмена и не спортсмена наиболее выражены (СКО > 0,6), находятся в достаточно широком диапазоне:

$$K_0 > 10 \text{ циклов}, \quad (5)$$

$$20 < \delta < 80 \text{ мс}. \quad (6)$$

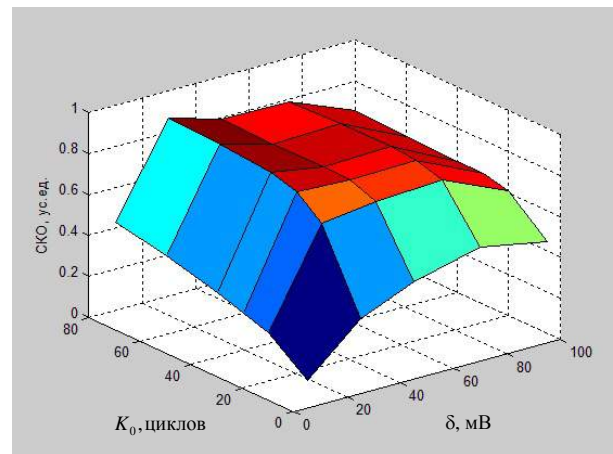


Рис. 4. График зависимости СКО изменений энтропий спортсмена и не спортсмена от ширины окна K_0 и порога нечувствительности δ

Второй (альтернативный) способ определения приемлемых значений K_0 и δ может быть основан на максимизации размера когнитивного графического образа (рис. 5), представляющего собой годограф значений $H_1(i)$, $H_2(i)$, $i = 1, \dots, N$, вычисленных при различных значениях K_0 и δ .

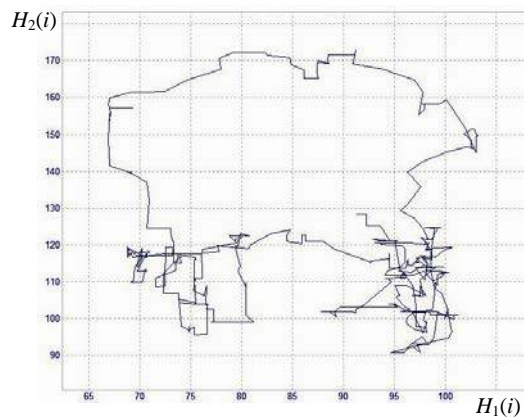


Рис. 5. Годограф значений энтропий спортсмена $H_1(i)$ и не спортсмена $H_2(i)$

В результате таких исследований выбраны «оптимальные» значения параметров процедуры (2), которые составили K_0 и δ .

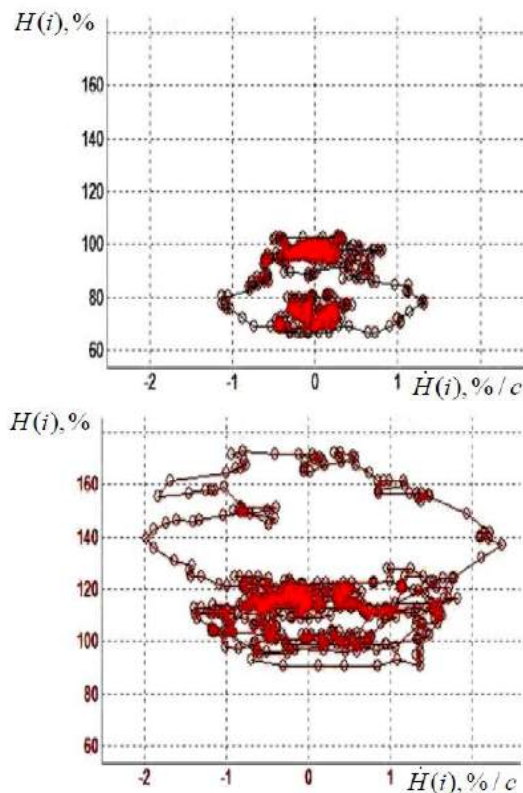


Рис. 6. Фазовые портреты энтропий $R-R$ интервалов спортсмена (слева) и не спортсмена (справа)

Как видно из примеров, приведенного на рис. 6, фазовые портреты энтропии $R-R$ интервалов спортсмена и не спортсмена имеют ряд характерных качественных и количественных отличий, анализ которых по-

зволил выделить некоторые признаки фазового портрета энтропии $R-R$ интервалов:

а) Фазовый портрет $R-R$ интервалов спортсмена расположен ниже линии 100% в отличие от фазового портрета $R-R$ интервалов не спортсмена, который расположен выше линии 100%. Данный факт позволяет выделить *топологический* признак фазового портрета энтропии, характеризующий направленность развития или деградации системы. Предпочтительным для системы является минимальный уровень энтропии, так как именно он обеспечивает максимальную устойчивость системы при данном уровне энергообеспечения. Устойчивость в данном случае рассматривается как мера тех усилий, которые нужно приложить к системе для необратимого выведения её из состояния стационарного состояния.

б) Наличие двух аттракторов энтропийных изменений у молодого спортсмена (рис 6, слева), даёт возможность выделить *аттракторный* признак фазового портрета. Очевидно в динамической системе может быть несколько стационарных состояний, отличающихся уровнем воспроизведения энтропии и энтропийного баланса, характеризующего качество системной организации. Другими словами, при одном и том же уровне энергетического обеспечения система может существовать при разных уровнях энтропии, поскольку одно и то же состояние макросистемы может обеспечиваться целым набором её микросостояний. При внешнем или внутреннем возмущении может происходить скачкообразный переход из одного состояния в другое, более предпочтительное состояние. Мультистабильность сложных нелинейных систем, какой является система кардиогемодинамики, вероятностная природа его постоянного развития и самоорганизация приводят к формированию нескольких режимов управления, что повышает управленческий резерв системы и экономизирует его функционирование.

в) Объём фазового портрета, в среднем в два раза больший у не спортсмена, создаёт предпосылки для выделения признака *объёма* фазового портрета энтропии. Как известно, фазовый объём может сжиматься и все решения диссипативной системы будут стягиваться к некоторому подмножеству, характери-

зующему так же и степень открытости системы, её внутри и межсистемные взаимосвязи.

Аналогичные отличия вышеописанных признаков наблюдались и у других представителей исследуемых групп с разным уровнем адаптационных резервов.

Таким образом, рассмотренные признаки фазового портрета энтропии $R-R$ интервалов позволяют оценивать различия организации системы кардиогемодинамики у исследуемых с различным уровнем адаптационных резервов, выявленных верифицированным методом. Используя данные признаки можно характеризовать энтропию и других электрокардиографических показателей.

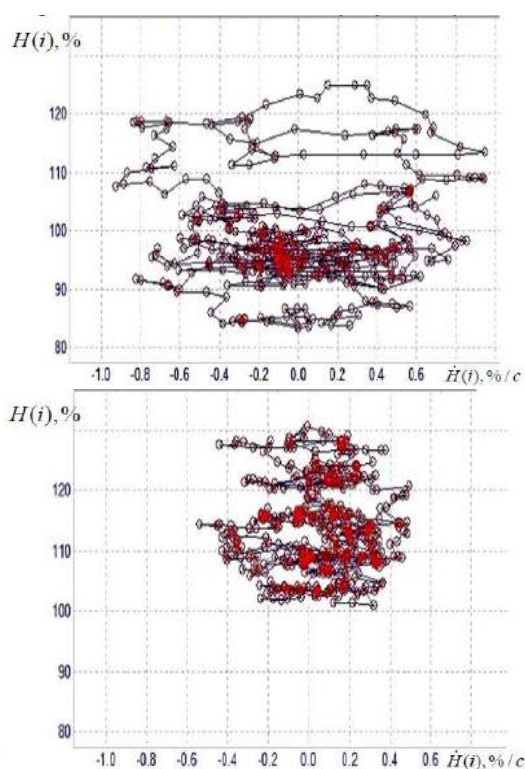


Рис. 7. Фазовые портреты энтропий показателя β_T спортсмена (слева) и не спортсмена (справа)

При выполнении исследований обнаружены также наглядные отличия фазовых портретов энтропий и других показателей ЭКГ, которые наблюдались в группах с разным уровнем адаптационных резервов. В частности программно-технический комплекс ФАЗАГРАФ® впервые обеспечивает возможность оценить динамику изменения показателя β_T , который характеризует динамику изменения симметрии участка реполяризации (зубца T) и согласно ранее

проведенным исследованиям несет информацию о начальных признаках ишемии миокарда [29].

На рис. 7 представлены фазовые портреты энтропий показателя β_T спортсмена (слева) и не спортсмена, наблюдаемые при регистрации 500 циклов ЭКГ.

Как видно из рисунка, и для этого показателя наблюдаются характерные качественные и количественные отличия характеристик фазовых портретов на плоскости $H(i), \dot{H}(i)$, по всем признакам. Заметим, что отличия размеров фазовых портретов показателя β_T имеют противоположный характер по сравнению с отличиями фазовых портретов энтропии $R-R$ интервалов: размер фазового портрета спортсмена больше чем у не спортсмена.

Такой феномен может быть вызван различной управленческой значимостью и отличающимся генезом показателей $R-R$ интервалов и показателя β_T . Можно высказать гипотезу, что фазовый портрет энтропии позволяет выявить приоритетные управляющие факторы различных параметров в анализе эффективности целенаправленного информационно-энергетического системного регулирования. Как известно рост симметрии зубца T происходит за счёт укорочения фазы медленной реполяризации или фазы плато, и детерминируется в том числе метаболическим статусом миокарда [27]. Укорочение этой фазы менее 50% относительно доли систолы приводит к снижению сократительной функции миокарда. Явно выраженный энергозависимый характер управления данным показателем на фоне его эффекторной функциональности, позволяет сделать вывод о значимости диссипативности его значений. Вероятно большая скорость изменения энтропии и размах достигаемых величин свидетельствовала о высоком диссипативном значении этого параметра в процессе управления. Напротив «вырождение» аттрактора энтропии β_T у исследованного со сниженными резервами адаптации кардиогемодинамики при её высоких значениях, достигающих значений 130% свидетельствовала о низком метаболическом и энергетическом резерве

миокарда. Однако изучение этого феномена требует более глубоких исследований, которые планируется провести в будущем.

Выводы:

1. Исследования проводились в двух подгруппах юношей 17-19 лет, у которых показатели МПК достоверно различались ($p < 0,001$), достигая уровня относительного МПК $50,1 \pm 1,1$ мл/мин/кг в подгруппе тренированных юношей по сравнению с МПК/кг < 36 мл/мин/кг в подгруппе нетренированных. Установлено, что в подгруппе у юношей с большим адаптационным резервом средние значения энтропии H меньше на 50,4% $p < 0,001$, средний размах энтропии ΔH меньше в два раза ($p < 0,001$), а средний размах скорости изменения энтропии $\Delta \dot{H}$ меньше на 44,8% $p < 0,05$ относительно нетренированных юношей.

2. При сравнении этих же показателей у мужчин среднего возраста 40-45 лет также установлены достоверные различия размахов энтропии ΔH и скорости ее изменения $\Delta \dot{H}$, хотя средние значений самой энтропии H достоверно не отличались.

3. На основании полученных результатов можно сделать вывод, что в подгруппах со сниженным уровнем адаптационных резервов система кардиогемодинамики «прикладывает» большие усилия для удержания гомеостатического состояния (стационарного) с высокой «ценой» адаптации, что может использоваться в качестве раннего прогностического признака дисфункций.

4. Вид графика изменения энтропии $H(i)$ зависит от параметров, используемых в вычислительной процедуре для определения величины $H(i)$, т.е. от ширины окна K_0 и порога нечувствительности δ к изменению значений обрабатываемого динамического ряда. Соответственно разную форму и размеры имели фазовые портреты энтропий, построенные на плоскости $H(i), \dot{H}(i)$ по одному и тому же временному ряду $R-R$ интервалов при разных значениях параметров K_0 и δ .

5. В результате серии вычислительных экспериментов с разными значениями параметров K_0 и δ для каждой пары оценено значение функции $\Psi(K_0, \delta)$ в виде СКО значений энтропий $H_1(i)$ и $H_2(i)$ выявлены приемлемые значения параметров настройки K_0 и δ , при которых отклонения энтропий спортсмена и не спортсмена наиболее выражены (СКО $> 0,6$). Установлено, что приемлемые значения K_0 и δ находятся в достаточно широком диапазоне: $K_0 > 10$ циклов; $20 < \delta < 80$ мс

6. Второй способ определения приемлемых значений K_0 и δ может быть основан на максимизации размера когнитивного графического образа, представляющего собой годограф значений $H_1(i)$, $H_2(i)$, $i = 1, \dots, N$, вычисленных при различных значениях K_0 и δ .

7. Фазовые портреты энтропии $R-R$ интервалов спортсмена и не спортсмена имеют ряд характерных качественных и количественных отличий, анализ которых позволил выделить топологический, аттракторный и объёмный признаки фазового портрета энтропии $R-R$ интервалов. Эти признаки позволяют оценивать различия организации системы кардиогемодинамики у исследуемых с различным уровнем адаптационных резервов, выявленных верифицированным методом.

8. Обнаружены также характерные отличия фазовых портретов энтропии других электрокардиографических признаков, в частности оригинального признака β_T , который характеризует динамику изменения симметрии зубца T электрокардиограммы. Однако изучение обнаруженных отличий требует более глубоких исследований, которые планируется провести в будущем.

Литература

References

1. Судаков К.В. Теория функциональных систем / Sudakov KV. Teoriya funktsional'nykh sistem

тем. М.: Изд. Мед. музей, 1996. 95 с.

2. Хадарцева К.А., Филатова О.Е. Гомеостаз биосистем и теория хаоса и синергетики (краткое сообщение) // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №2. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5153.pdf> (дата обращения: 12.05.2015). DOI: 10.12737/11250
 3. Хадарцев А.А., Еськов В.М., Филатова О.Е., Хадарцева К.А. Пять принципов функционирования сложных систем, систем третьего типа // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2015. №1. Публикация 1-2. URL: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5123.pdf> (дата обращения: 25.03.2015). DOI: 10.12737/10410
 4. Анохин П.К. Избранные труды. Философские аспекты теории функциональных систем. Принципиальные вопросы общей теории функциональных систем. М.: Наука, 1978. С. 49–106.
 5. Абдеев Р.Ф. Философия информационной цивилизации. М.: Владос, 1994. 336 с.
 6. Бернштейн Н. А. Физиология движений и активность / под ред. О. Г. Газенко; изд. подгот. И.М. Фейгенберг; редкол.: А. А. Баев (пред.) и др.; АН СССР. М.: Наука, 1990. 494 с.
 7. Бехтерева Н.П. Нейрофизиологические аспекты психической деятельности человека. Л.: Медицина, 1971. 64 с.
 8. Луценко Е.В. Автоматизированный системно-когнитивный анализ в управлении активными системами. Краснодар: КГАУ, 2002. 605 с.
 9. Яшин А.А. Живая материя. Физика живого и эволюционных процессов. М.: ЛКИ, 2010. 264 с.
 10. Анохин П.К. Идеи и факты в разработке теории функциональных систем // Психологический журнал. 1984. Т. 5. С. 107–118.
 11. Логинов А.А. Очерки по общей физиологии. Основные закономерности живых систем. Минск: Высшая школа, 1976. 240 с.
- [Theory of the functional systems]. Moscow: Izd. Med. Muzey; 1996. Russian.
- Khadartseva KA, Filatova OE. Gomeostaz biosistem i teoriya khaosa i sinergetiki (kratkoe soobshchenie) [Ecosystems homeostasis and the chaos theory and synergetics (short report)] // Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. Elektronnoe izdanie (internet). 2015[cited 2015 May 12];2[abut 4 p.]. Russian. Available from: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-2/5153.pdf>. DOI: 10.12737/11250
- Khadartsev AA, Es'kov VM, Filatova OE, Khadartseva KA. Pyat' printsipov funktsionirovaniya slozhnykh sistem, sistem tret'ego tipa [Five principles of the functioning of complex systems, third type systems]. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. Elektronnoe izdanie (internet). 2015 [cited 2015 Mar 25];1[abut 4 p.]. Russian. Available from: <http://www.medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2015-1/5123.pdf>. DOI: 10.12737/10410
- Anokhin PK. Izbrannyye trudy. Filosofskie aspekty teorii funktsional'nykh sistem. Printsipial'nye voprosy obshchey teorii funktsional'nykh sistem [Selected transactions. Philosophical aspects of the theory of functional systems. Fundamental questions of the general theory of the functional systems]. Moscow: Nauka; 1978. Russian.
- Abdeev RF. Filosofiya informatsionnoy tsivilizatsii [Philosophy of the information civilization]. Moscow: Vlados; 1994. Russian.
- Bernshteyn NA. Fiziologiya dvizheniy i aktivnost' [Physiology of motions and the activity]. pod red. O. G. Gazenko; izd. podgot. I.M. Feygenberg; redkol.: A. A. Baev (pred.) i dr.; AN SSSR. Moscow: Nauka; 1990. Russian.
- Bekhtereva NP. Neyrofiziologicheskie aspekty psikhicheskoy deyatelnosti cheloveka [Neurophysiological aspects of mental human activity]. L.: Meditsina; 1971. Russian.
- Lutsenko EV. Avtomatizirovannyi sistemno-kognitivnyy analiz v upravlenii aktivnyimi sistemami [Automated system-cognitive analysis in control of the active systems]. Krasnodar: KGAU; 2002. Russian.
- Yashin AA. Zhivaya materiya. Fizika zhivogo i evolyutsionnykh protsessov [Living material. Physics of the living and evolutionary processes]. Moscow: LKI; 2010. Russian.
- Anokhin PK. Idei i fakty v razrabotke teorii funktsional'nykh sistem [Ideas and facts in the development of the theory of the functional systems]. Psikhologicheskii zhurnal. 1984;5:107-18. Russian.
- Loginov AA. Ocherki po obshchey fiziologii. Osnovnyye zakonomernosti zhivykh sistem [Descriptions in the general physiology. Basic laws governing the living systems]. Minsk: Vysheyshaya shkola;

12. Сараев И.А., Довгань И.А. Новые возможности диагностики на основе анализа нелинейных свойств гомеостаза // Курский научно-практический вестник «Человек и его здоровье». 2005. № 2. С. 64–74.
 13. Еськов В.М., Живогляд Р.Н., Карташова Н.М., Попов Ю.М., Хадарцев А.А. Понятие нормы и патологии в фазовом пространстве состояний с позиций компарментно-кластерного подхода // Вестник новых медицинских технологий. 2005. Т. 12, № 1. С. 12–14.
 14. Адайкин В.И., Брагинский М.Я., Еськов В.М., Русак С.Н., Хадацев А.А., Филатова О.Е. Новый метод идентификации хаотических и стохастических параметров экосреды // Вестник новых медицинских технологий. 2006. Т. 13, № 2. С. 39–41.
 15. Еськов В.М., Хадарцев А.А., Еськов В.В., Вохмина Ю.В. Хаотическая динамика кардиоинтервалов у трёх возрастных групп представителей коренного и пришлого населения Югры // Успехи геронтологии. 2016. Т. 29, № 1. С. 44–51.
 16. Bian C., Qin C., Ma Q.D., Shen Q. Modified permutation-entropy analysis of heartbeat dynamics // Physical Review E. 2012. No. 85.
 17. Parlitz U., Berg S., Luther S., Schirdewan A., Kurths J., Wessel N. Classifying cardiac biosignals using ordinal pattern statistics and symbolic dynamics // Computers in Biology and Medicine. 2012. No. 42. P. 319–327.
 18. Frank B., Pompe B., Schneider U., Hoyer D. Permutation entropy improves fetal behavioural state classification based on heart rate analysis from biomagnetic recordings in near term fetuses // Medical & Biological Engineering & Computing. 2006. No. 44. P. 179–187.
 19. Дурнова Н.Ю., Довгалецкий Я.П., Бурлака А.Н., Киселев А.Р., Фурман Н.В. Изучение зависимостей между показателями вариационной пульсометрии, энтропии ритма сердца, временного и спектрального анализов вариабельности ритма сердца в норме и при ишемической болезни сердца // Саратовский научно-медицинский журнал. 2011. Т.7, № 3. С. 608–611.
 20. Шаповалов В.И. О фундаментальных зако-
1976. Russian.
- Saraev IA, Dovgan' IA. Novye vozmozhnosti diagnostiki na osnove analiza nelineynykh svoystv gomeostaza [New possibilities of diagnostics on the basis of the analysis of the nonlinear properties of the homeostasis]. Kurskiy nauchno-prakticheskiy vestnik «Chelovek i ego zdorov'e». 2005;2:64-74. Russian.
- Es'kov VM, Zhivoglyad RN, Kartashova NM, Popov YuM, Khadartsev AA. Ponyatie normy i patologii v fazovom prostranstve sostoyaniy s pozitsiy kompartmentno-klaster'nogo podkhoda [Concept of standard and pathology in the phase state space from the positions of the kompartmentno-cluster approach]. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. 2005;12(1):12-4. Russian.
- Adaykin VI, Braginskiy MYa, Es'kov VM, Rusak SN, Khadatsev AA, Filatova OE. Novyy metod identifikatsii khaoticheskikh i stokhasticheskikh parametrov ekosredy [New method of the identification of the chaotic and stochastic parameters of ekosredy]. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. 2006;13(2):39-41. Russian.
- Es'kov VM, Khadartsev AA, Es'kov VV, Vokhmina YuV. Khaoticheskaya dinamika kardiointervalov u trekh vozrastnykh grupp predstaviteley koren'nogo i prishlogo naseleniya Yugry [Chaotic dynamics of cardiointervals in three age classes of the representatives of the radical and alien population Of yugry]. Uspekhi gerontologii. 2016;29(1):44-51. Russian.
- Bian C, Qin C, Ma QD, Shen Q. Modified permutation-entropy analysis of heartbeat dynamics. Physical Review E. 2012;85.
- Parlitz U, Berg S, Luther S, Schirdewan A, Kurths J, Wessel N. Classifying cardiac biosignals using ordinal pattern statistics and symbolic dynamics. Computers in Biology and Medicine. 2012;42:319-27.
- Frank B, Pompe B, Schneider U, Hoyer D. Permutation entropy improves fetal behavioural state classification based on heart rate analysis from biomagnetic recordings in near term fetuses. Medical & Biological Engineering & Computing. 2006;44:179-87.
- Durnova NYu, Dovgalevskiy YaP, Burlaka AN, Kiselev AR, Furman NV. Izuchenie zavisimostey mezhdru pokazatelyami variatsionnoy pul'sometrii, entropii ritma serdtsa, vremennogo i spektral'nogo analizov variabel'nosti ritma serdtsa v norme i pri ishemicheskoy bolezni serdtsa [Study of dependences between the indices of variation pulsometry, entropy of the rhythm of heart, temporary and spectral analyses of the variability of the rhythm of heart within the standard and with the ischemic disease of the heart]. Saratovskiy nauchno-meditsinskiy zhurnal. 2011;7(3):608-11. Russian.
- Shapovalov VI. O fundamental'nykh zakonomernos-

- номерностях управления тенденциями // Проблемы управления (Control Science). 2005. № 2. С. 2–11.
21. Анищенко В.С. Степень хаотичности как критерий диагностики от 31.10.06. URL: http://sinsam.kirsoft.com.ru/KSNews_331.htm. (дата обращения 1.10.2015).
22. Горбань И.И. Энтропия неопределенности // Математические машины и системы. 2013. № 2. С. 105–117.
23. Файнзильберг Л.С., Ориховская К.Б., Ваховский И.В. Оценка хаотичности формы рагментов одноканальной электрокардиограммы // Кибернетика и вычислительная техника. 2016. Вып. 183. С. 4–24.
24. Файнзильберг Л.С. Информационные технологии обработки сигналов сложной формы. Теория и практика. Киев: Наукова Думка, 2008. 333 с.
25. Пригожин И.Р. Конец определённости. Время, хаос и новые законы природы. Ижевск: НИЦ «Регулярная и хаотическая динамика», 2000. 208 с.
26. Климонтович Ю.Л. Введение в физику открытых систем. М.: Янус-К, 2002. 284 с.
27. Климонтович Ю.Л. Норма хаотичности. Самоорганизация и самовыздоровление. Диагностика медико-биологических объектов по S-теореме. от 01.03.05 URL: http://sinsam.kirsoft.com.ru/KSNews_20.htm. (дата обращения 1.10.2015).
28. Аулик И.В. Определение физической работоспособности в клинике и спорте. М.: Медицина, 1990. 192 с.
29. Файнзильберг Л.С. Компьютерная диагностика по фазовому портрету электрокардиограммы. К.: Освита Украины, 2013. 190 с.
30. Минина Е.Н. Новый подход в изучении взаимосвязи функциональной подготовленности и электрогенеза у спортсменов с использованием эталонного кардиоцикла // Вестник новых медицинских технологий. Электронное издание. 2014. № 1. Публикация 1-8. URL: <http://medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2014-1/4931.pdf> (Дата обращения: 03.07.2014). DOI: 10.12737/5950
- tyakh upravleniya tendentsiyami [On fundamental laws governing control of the tendencies]. Problemy upravleniya (Control Science). 2005;2:2-11. Russian.
- Anishchenko VS. Stepen' khaotichnosti kak kriteriy diagnostiki ot 31.10.06. URL: http://sinsam.kirsoft.com.ru/KSNews_331.htm. (data obrashcheniya 1.10.2015). Russian.
- Gorban' II. Entropiya neopredelennosti [Entropy of the uncertainty]. Matematicheskie mashiny i sistemy. 2013;2:105-117. Russian.
- Faynzil'berg LS, Orikhovskaya KB, Vakhovskiy IV. Otsenka khaotichnosti formy ragmentov odnokanal'noy elektrokardiogrammy [Estimation of the chaos of the form of ragmentov of the single-channel electrocardiogram]. Kibernetika i vychislitel'naya tekhnika. 2016;183:4-24. Russian.
- Faynzil'berg LS. Informatsionnye tekhnologii obrabotki signalov slozhnoy formy. Teoriya i praktika [The information texnologies of processing the signals of complex form. Theory and the practice]. Kiev: Naukova Dumka; 2008. Russian.
- Prigozhin IR. Konets opredelennosti. Vremya, khaos i novye zakony prirody [End of the certainty. Time, chaos and the new laws of nature]. Izhevsk: NITs «Regulyarnaya i khaoticheskaya dinamika»; 2000. Russian.
- Klimontovich YuL. Vvedenie v fiziku otkrytykh sistem [Introduction into physics of the open systems]. Moscow: Yanus-K; 2002. Russian.
- Klimontovich YuL. Norma khaotichnosti. Samoorganizatsiya i samovyzdorovlenie. Diagnostika mediko-biologicheskikh ob'ektov po S-teoreme [Norma chaos. Self-organizing and samovyzdorovlenie. Diagnostics of biomedical obektov according to the S-theorem]. ot 01.03.05 URL: http://sinsam.kirsoft.com.ru/KSNews_20.htm. (data obrashcheniya 1.10.2015). Russian.
- Aulik IV. Opredelenie fizicheskoy rabotosposobnosti v klinike i sporte [Determination of physical fitness for work in the clinic and the sport]. Moscow: Meditsina;1990. Russian.
- Faynzil'berg LS. Komp'yuternaya diagnostika po fazovomu portretu elektrokardiogrammy [Computer diagnostics on the phase portrait of the electrocardiogram]. K. Osvita Ukrainy; 2013. Russian.
- Minina EN. Novyy podkhod v izuchenii vzaimosvyazi funktsional'noy podgotovlennosti i elektrogeneza u sportsmenov s ispol'zovaniem etalonnogo kardiotsikla [New approach in the study of the interrelation of functional preparedness and electrogenesis the athletes have with the use of standard kardiotsikla]. Vestnik novykh meditsinskikh tekhnologiy. Elektronnoe izdanie [internet]. 2014[cited 2014 Jul 03];1[about 5 p.]. Russian. Available from: <http://medtsu.tula.ru/VNMT/Bulletin/E2014-1/4931.pdf>. DOI: 10.12737/5950