

## ДОСТИЖЕНИЕ ДОСТОВЕРНОСТИ ОЦЕНКИ КОЛЕБАТЕЛЬНЫХ РЕЖИМОВ ЭЛЕКТРОКАРДИОГРАФИЧЕСКОГО СИГНАЛА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ТРИАНГУЛЯЦИИ

© 2018 г. А.Г. Ластовецкий, Е.Н. Минина\*

Центральный научно-исследовательский институт организации и информатизации здравоохранения  
Министерства здравоохранения Российской Федерации, 127254, Москва, ул. Добролюбова, 11

\*Таврическая Академия Крымского федерального университета им. В.И. Вернадского,  
295007, Симферополь, Республика Крым, просп. Академика Вернадского, 4

E-mail: albertlast@yandex.ru, cere-el@yandex.ru

Поступила в редакцию 11.04.18 г.

После доработки 09.08.18 г.

Аналитическое исследование колебательных режимов электрокардиографического сигнала имеет важное значение у лиц особых профессий (операторы электростанций, пилоты, военные, водители, спортсмены и т.д.) и у других граждан, выполняющих ответственные задания с выраженной психоэмоциональной и физической нагрузкой. Достоверность при изучении колебательных режимов электрокардиографического сигнала была достигнута благодаря использованию и сравнению различных методов исследования (триангуляция), что позволило оценить полученные результаты при рассмотрении пространственно-временной дисперсии, упорядоченности-хаотичности и периодичности-хаотичности динамики электрокардиографического сигнала. Колебательные режимы структуры электрокардиографического сигнала при различных условиях изучали с использованием графической иллюстрации, полученной в результате преобразования электрокардиографического сигнала в фазовой плоскости. Особенности упорядоченности, периодичности и хаотичности временного ряда интервалов R–R выявляли с использованием энтропийно-динамического подхода и методологии фазовой плоскости и фазовой кривой. Для качественного описания нелинейных явлений применяли элементарную часть теории катастроф. При дисфункциональных и патологических состояниях проявляется или значительное расширение формы фазовой графической иллюстрации при значительных вариациях амплитудно-временных параметров с увеличением степени хаотичности или четко выраженная периодичность, сопровождающаяся потерей изменчивости, снижением хаотической компоненты и математическим вырождением цикла. Результаты анализа энтропии и ее фазовой графической иллюстрации, полученные при регистрации variability сердечного ритма методом кардиографии, количественно сопоставимы с данными, полученными путем регистрации биосигнала методом реографии, что повышает достоверность полученных результатов. Построение фазовой кривой с использованием непараметрического метода способствовало выявлению скрытых функциональных особенностей системы кардиодинамики. Выполненное исследование существенным образом влияет на развитие превентивных методов исследования сердечной деятельности в системе первичной медико-санитарной помощи.

*Ключевые слова:* триангуляция, сигнал ЭКГ, колебательный режим.

**DOI:** 10.1134/S0006302918050162

Большинство физиологических колебаний не являются строго периодическими и ритмы нерегулярно изменяются с течением времени не только под действием внешних факторов и шумовых возмущений [1–3], но также имманентно имеют фрактальную природу. Так многообраз-

ные влияния на работу сердца, включая нейрогуморальные механизмы высших вегетативных центров, обуславливают нелинейный характер изменений сердечного ритма. Наиболее просты в использовании, популярны и хорошо изучены методы оценки variability сердечного ритма во временной области. Однако в анализе колебательных процессов необходимо различать variability периодических компонент стационарных режимов функционирования, связанных с временными показателями,

Сокращения: ЭКГ – электрокардиографический, ФГИ – фазовая графическая иллюстрация, СКО – среднее квадратическое отклонение, МПК – максимальное потребление кислорода.

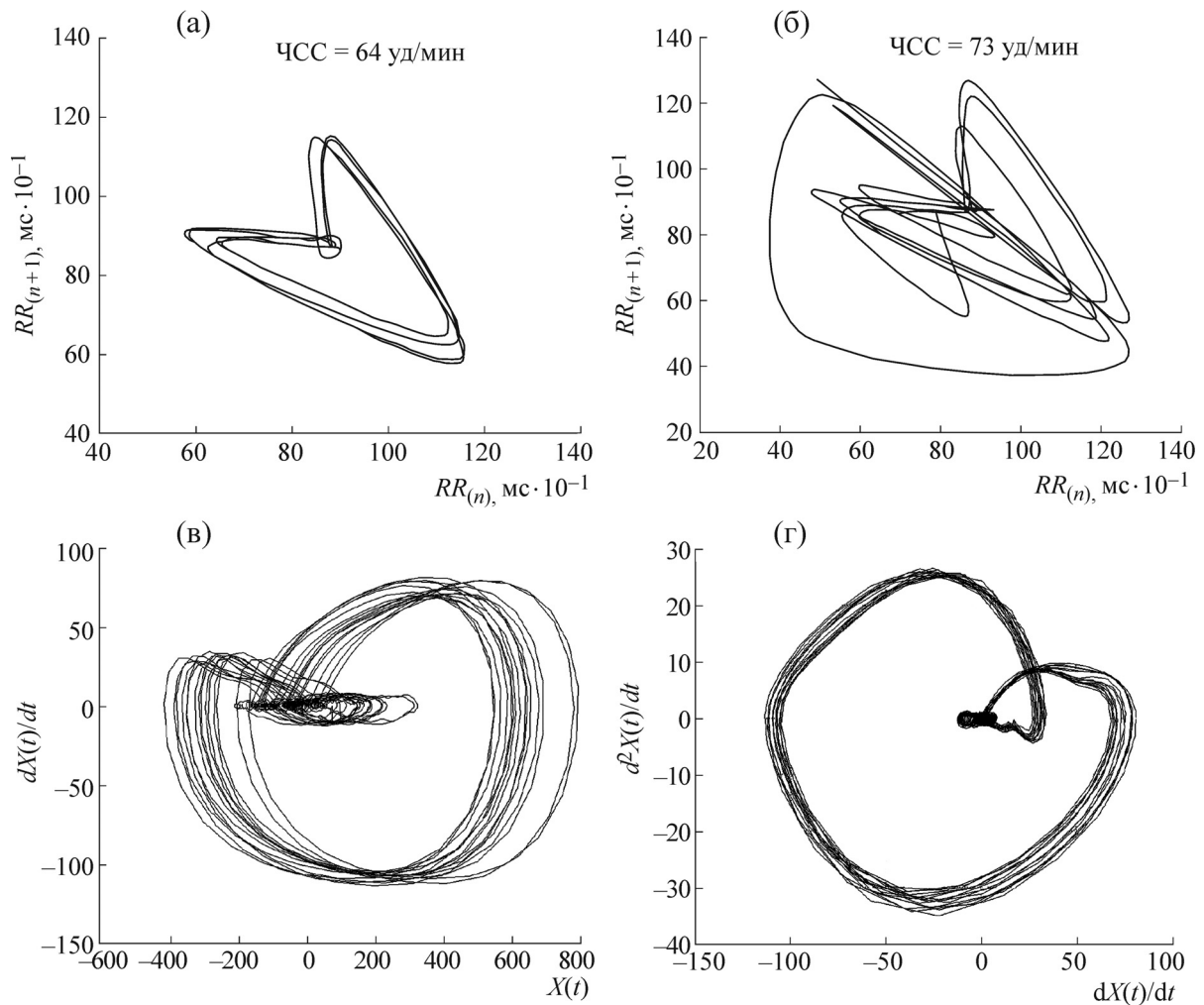


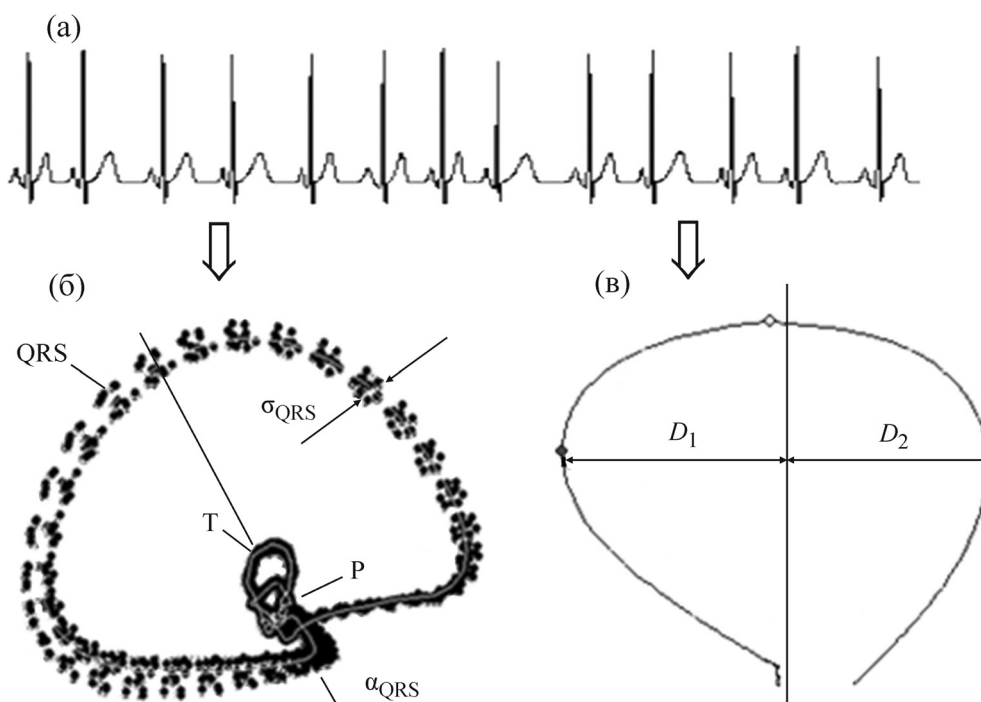
Рис. 1. Отображения ЭКГ-сигнала в фазовой плоскости: (а) и (б) – по данным работы [7], (в) и (г) – по данным работы [8].

и колебательные процессы с учетом хаотических компонент, присущих переходным состояниям и не зависящих от времени. При этом затруднение анализа состоит в том, что нелинейность колебаний невозможно описать, применяя обычные статистические методы [2–4].

Нелинейные методы считаются потенциально многообещающими средствами оценки дисперсии амплитудных и временных показателей де- и реполяризации. Однако возможности использования оценки колебательных режимов биосигнала миокарда в физиологических и клинических исследованиях не стандартизированы, ограничены и представляют в основном исследовательский интерес [2,3,5]. Цель статьи – актуализировать анализ колебательных режимов электрокардиографического (ЭКГ) сигнала в контексте использования разных методов, наборов данных и теоретических концепций.

## МЕТОДЫ

**Оценка колебательных режимов по элементам фазовой графической иллюстрации.** При оценке гетерогенности электрогенеза, на примере реполяризации миокарда желудочков, рекомендуется анализировать как величину общей дисперсии реполяризации, так и пространственное направление и временной диапазон реполяризации [6]. Такую оценку возможно *неинвазивно* осуществить с применением известного в физике и прикладной математике способа описания динамической системы в фазовом пространстве состояний. В литературных источниках описаны несколько подходов построения фазовых отображений – метод задержек и метод оценки первой производной или скорости изменения изучаемой величины (рис. 1). Из фазовых иллюстраций ЭКГ-сигнала следуют сопоставимость и очевидные сходства очертаний и форм. Однако они представлены на ограни-



**Рис. 2.** Последовательность этапов обработки ЭКГ: (а) – исходная ЭКГ; (б) – ее фазовая траектория – фазовая графическая иллюстрация; (в) – участок фазовой графической иллюстрации, соответствующий зубцу Т одно-канальной ЭКГ и принцип определения его симметричности, которая рассчитывалась по формуле  $D_1/D_2$ .

ченном исходном материале и не позволяют статистически верифицировать параметры фазовых отображений ЭКГ-сигнала и представить физиологическое обоснование.

В нашем исследовании параметры фазовой графической иллюстрации (ФГИ) были изучены на большом массиве данных ( $n = 8600$ ). Анализ и информационная значимость параметров ФГИ представлена в работах [9–15]. Было выявлено, что они отражают электрофизиологические и метаболические особенности функционирования миокарда и могут служить прогностическими маркерами в оценке риска возникновения кардиогемодинамической патологии.

Фазовую графическую иллюстрацию одно-канальной ЭКГ формировали с использованием идей когнитивной компьютерной графики и методов автоматического распознавания образов в координатах  $z(t)$ ,  $\dot{z}(t)$ , где  $\dot{z}(t)$  – скорость изменения электрической активности сердца в момент времени  $t$ , определенная с помощью программно-технического комплекса ФАЗАГ-РАФ<sup>®</sup>, в котором реализована оригинальная информационная технология обработки электрокардиосигнала в фазовом пространстве.

Несмотря на то что ЭКГ (рис. 2а) не является периодической функцией времени, в большинстве случаев траектории отдельных циклов (рис. 2б) формируются в некоторой

локальной области фазовой плоскости  $z(t)$ ,  $\dot{z}(t)$  – аттракторе в виде предельного цикла.

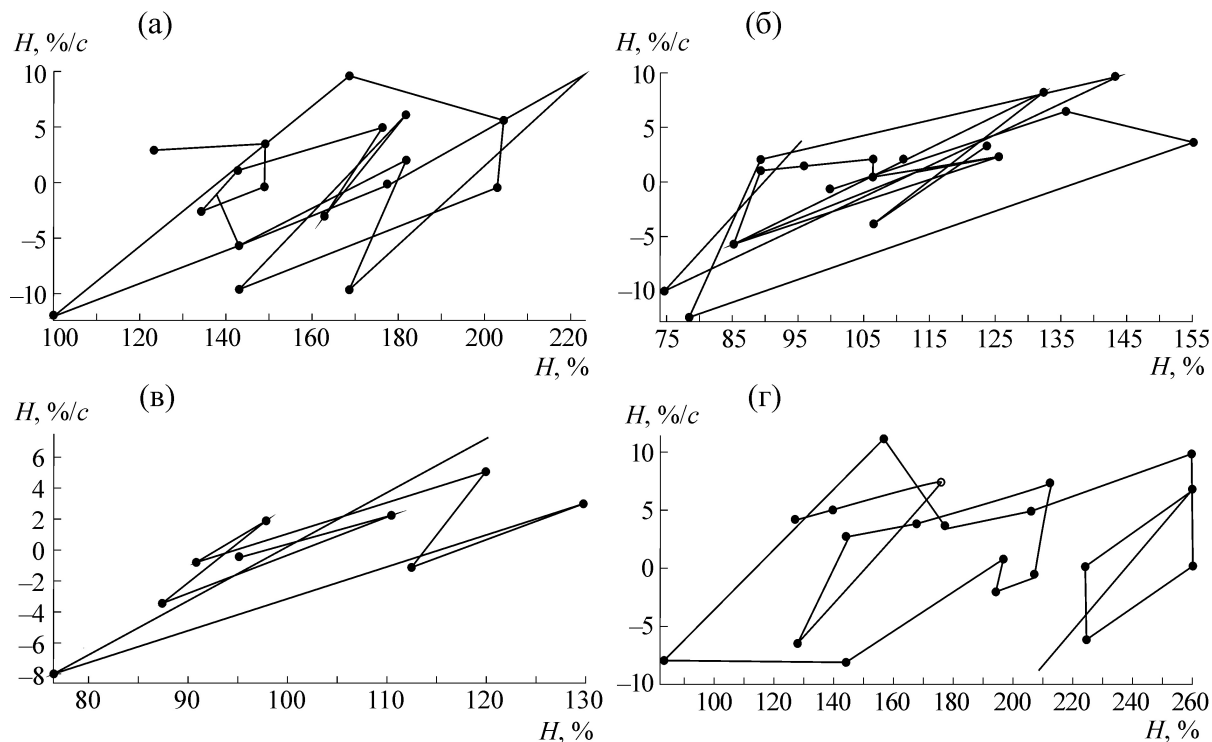
Отличительной особенностью является то, что для селекции нетипичных циклов ЭКГ (экстрасистол и артефактов) и оценки усредненной фазовой траектории (рис. 2в) используются хаусдорфовы расстояния между всеми парами фазовых траекторий  $Q_n$  и  $Q_m$  отдельных циклов ЭКГ:

$$R_H(Q_n, Q_m) = \max \left\{ \max_{q_n \in Q_n} \min_{q_m \in Q_m} \rho(q_n, q_m), \max_{q_m \in Q_m} \min_{q_n \in Q_n} \rho(q_n, q_m) \right\},$$

где  $\rho(q_n, q_m) = \|q_n - q_m\|$  – евклидово расстояние между точками (нормированными векторами)  $q_n = (z_n, \dot{z}_n) \in Q_n$  и  $q_m = (z_m, \dot{z}_m) \in Q_m$ , лежащими на фазовой плоскости.

Для оценки колебательных режимов структуры ЭКГ-сигнала при различных условиях с использованием графической иллюстрации, полученной в результате преобразования ЭКГ-сигнала в фазовой плоскости, изучали следующие параметры: разброс ФГИ ( $\sigma$ , ед.), симметрию зубца Т ( $\beta_T$ , ед.) и среднее квадратическое отклонение симметрии зубца Т (СКО  $\beta_T$ , ед.).

**Изучение колебательных режимов временного ряда интервалов R–R ЭКГ-сигнала с исполь-**



**Рис. 3.** Варианты фазовых графических иллюстраций энтропии у представителей разных контингентов: (а) и (б) – спортсмены 15 лет на пике соревновательной деятельности (утомление), (в) – женщина 47 лет, (г) – ребенок 8 лет в состоянии эмоционального стресса.

**зованием энтропийно-динамического моделирования.** Изучение качества упорядоченности-хаотичности осуществляли с помощью оценки изменчивости временного ряда интервалов R–R по показателю его энтропии [16–18].

В основе математических методов исследования хаотичности динамических рядов лежит известная формула вычисления энтропии

$$H = - \sum_{i=1}^n p_i \log_2 p_i, \tag{1}$$

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  $[0, \log_2 n]$ .

Хаотичность динамического ряда вычисляли с использованием энтропии на отдельных участках обрабатываемой последовательности дискретных значений сигнала. Временной ряд,

содержащий  $N$  дискретных значений, делили на  $M$  последовательных фрагментов (окон) и в каждом из таких окон вычисляли относительное приращение энтропии

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

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

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

– энтропия, вычисленная в первом (опорном) окне.

Ранее нами были доказаны значительные различия фазовых отображений энтропии временного ряда R–R-интервалов (рис. 3) при однозначных параметрах variability, определенных во временной области (частота сердечных сокращений 69–72 уд/мин., ИН – 67–75 ед.).

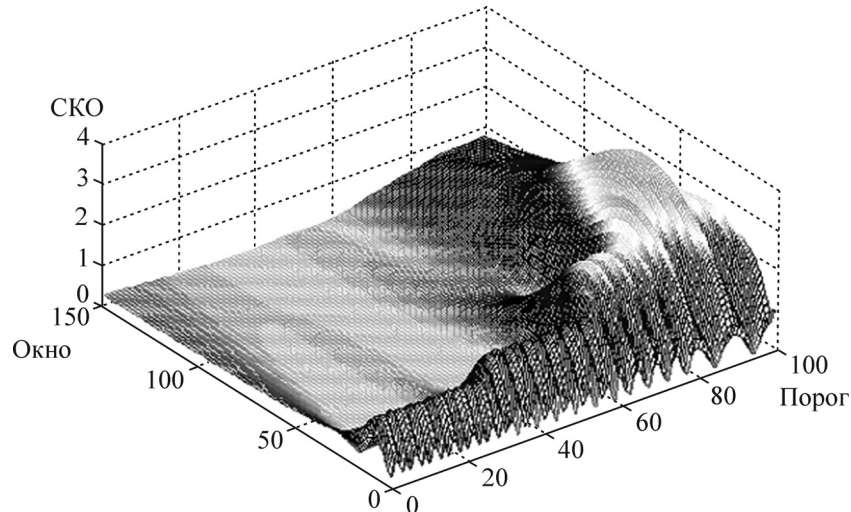


Рис. 4. Нелинейные зависимости динамических переменных осцилляции энтропии в трехмерном пространстве с особенностью «складка».

Изучали энтропию временного ряда интервалов R–R ЭКГ-сигнала при различных условиях его регистрации, с использованием электрокардиографа и реоплетизмографа.

**Изучение колебательных режимов энтропии временного ряда R–R-интервалов ЭКГ-сигнала в фазовой плоскости.** Ряд интервалов R–R ЭКГ-сигнала порожден сложной нелинейной системой, которую выразить в виде дифференциального уравнения сложно реализуемо. Однако характер его поведения остается неизменным во всех масштабах. Практика исследования сложных систем показала, что проведение системного аудита наиболее информативно при совмещении анализа энтропийных показателей системы и его фазовых характеристик. Такой подход позволяет ранжировать состояния системы и тренды ее эволюции.

В нашем исследовании с использованием методики измерения периферического капиллярного кровотока с помощью пальцевой фотоплетизмографии (прибор «Пальцевой фотоплетизмограф») с программой обработки полученных результатов автоматически рассчитывали показатель нормированной энтропии ( $E$ ) по формуле

$$E_i = - \frac{\sum_{k=1}^N p_k \log p_k}{E_1} \cdot 100\%, \quad (4)$$

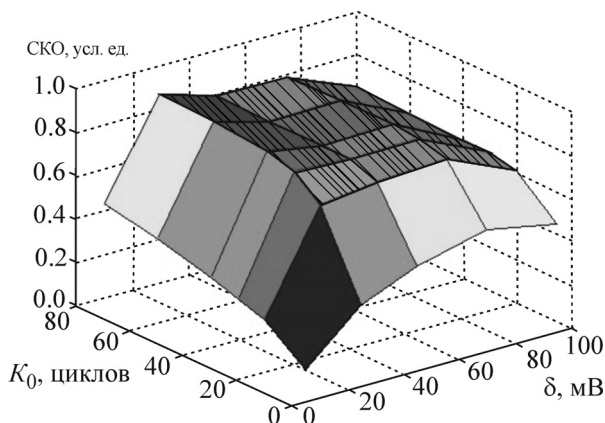
где  $i$  – индекс (номер измерения),  $i = 1, 2, 3, \dots, N$ ,  $p_k$  – вероятность того, что значение мгновенной частоты попадает в  $k$ -й интервал разбиения ширины  $\Delta$  (были использованы ин-

тервалы  $\Delta = 50$  мс),  $E_1 = -\sum_{k=1}^N p_k \log p_k$  – энтропия для первого (опорного) измерения.

Фазовая графическая иллюстрация энтропии временного ряда R–R-интервалов строилась автоматически, фиксировалась в интерфейсе программного обеспечения, ее параметры оценивали графически.

**Математический метод теории катастроф в оценке динамики ЭКГ-сигнала.** Качественное описание нелинейных явлений можно описывать с использованием элементарной части теории катастроф (рис. 4).

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  $\delta$  к изменению значений обрабатываемого динамического ряда. Были выбраны «оптимальные» значения параметров процедуры (2), которые составили  $K_0$  и  $\delta$ . Поскольку не существует формальных методов определения оптимальных значений  $K_0$  и  $\delta$ , то значения  $K_0$  и  $\delta$  выбирали экспериментально на основе прагматического критерия – максимума среднего квадрата отклонения изменений энтропий представителей групп с разным уровнем адаптационных резервов. С этой целью проведена серия вычислительных экспериментов с разными значениями параметров  $K_0$  и  $\delta$  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:



**Рис. 5.** График зависимости СКО изменений энтропий спортсмена и не спортсмена от ширины окна  $K_0$  и порога нечувствительности  $\delta$  (штриховкой выделена зона приемлемых значений параметров настройки).

$$\Psi(K_0, \delta) = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N [H_1(i) - H_2(i)]^2. \quad (5)$$

На рис. 5 представлен график функции  $\Psi(K_0, \delta)$ , на котором наблюдаются приемлемые значения параметров настройки  $K_0$  и  $\delta$ , при которых отклонения энтропий спортсмена и человека, не занимающегося спортом, наиболее выражены ( $SKO > 0,6$ ) и находятся в достаточно широком диапазоне:

$$K_0 > 10 \text{ циклов}, \quad (6)$$

$$20 < \delta < 80 \text{ мс}. \quad (7)$$

**Оценка периодичности-хаотичности временного ряда интервалов R–R ЭКГ-сигнала методом фазовой кривой.** Также были проанализированы периодограммы энтропии временного ряда интервалов R–R различных групп исследуемых юношей с разным уровнем организации системы кардиогемодинамики с использованием непараметрического метода Аббу–Лафлера–Кинмана по авторской программе, в котором «качество» фазовой кривой зависит от расстояния между ближайшими по фазе точками и кратными являются частоты, а не периоды. Фазовую кривую представляется возможным исследовать визуально и, просматривая в графическом виде, выделять период, структуру и давать им качественную оценку по алгоритму, описанному ниже.

Для временного ряда  $\{t_k, y_k\}$ ,  $k = 0, 1, \dots, N - 1$ , включающего  $N$  не обязательно равноотстоящих отсчетов процесса  $y(t)$ , для каждого

момента времени  $t_k$  при заданном пробном периоде  $P = v^{-1}$  вычисляли фазу:

$$x_k = \text{frac} \left( \frac{t_k - t^*}{P} \right), \quad (8)$$

где  $P$  – период,  $t_k$  – момент наблюдений,  $t^*$  – произвольно выбранный момент времени.

Фазы  $X_k$  располагали в порядке возрастания и обозначали упорядоченные значения через  $X_{[k]}$ , так что

$$0 \leq x_{[0]} \leq x_{[1]} \leq \dots \leq x_{[N-1]} < 1. \quad (9)$$

При этом

$$\bar{y}_k \equiv y(x_{[k]}) \quad (10)$$

– соответствующие выражению (9) отсчеты ряда, последовательные не на оси времени, а на фазовой диаграмме. Величина (11) характеризовала упорядоченность точек на фазовой кривой: если последовательные точки в среднем близки друг к другу, то  $s_{in}^2$  мала, а если они расположены совершенно хаотично, то  $s_{in}^2$  будет величиной порядка общей дисперсии ряда (12):

$$s_{in}^2 = \frac{1}{1(N-1)} \sum_{k=0}^{N-2} (\bar{y}_{k+1} - \bar{y}_k)^2, \quad (11)$$

$$s^2 = \frac{1}{N-1} \sum_{k=0}^{N-1} (y_k - \bar{y})^2. \quad (12)$$

Следует ожидать, что отношение существенно меньше единицы при значении пробного периода, близкое к истинному периоду  $P_0$ , и  $\Theta \sim 1$  при других частотах. Полученная формула представляет собой критерий Аббе–Лафлера–Кинмана:

$$\Theta_N(v) = \frac{\sum_{k=0}^{N-2} (\bar{y}_{k+1} - \bar{y}_k)^2}{2 \sum_{k=0}^{N-1} (y_k - \bar{y})^2}. \quad (13)$$

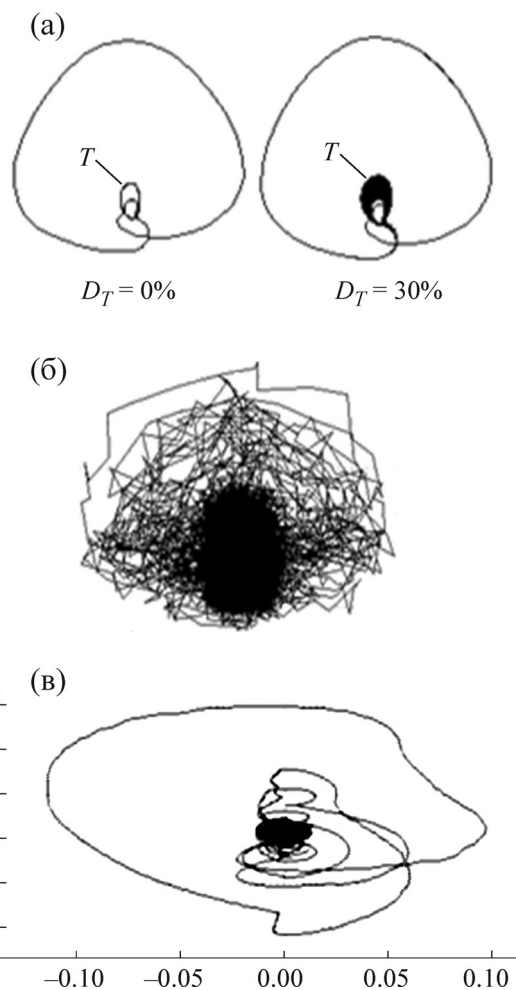
Было обследовано 120 мужчин двух возрастных групп с разным уровнем адаптационного потенциала. Однородная группа юношей в возрасте 18–19 лет была разбита на две подгруппы: 30 юношей, которые не занимаются регулярно спортом (когорта А) и 30 юношей-спортсменов

высокой квалификации (футболисты и боксеры) со стажем занятий не менее 6 лет (когорта Б).

Когорта В состояла из 20 условно здоровых мужчин среднего возраста 40–45 лет со сниженным уровнем двигательной активности, а когорта Г включала 40 условно здоровых мужчин, регулярно занимающиеся физической культурой. Когорту Г составили мужчины с различным стажем занятий боксом – начинающие (до 5 лет занятий – 20 человек) и боксеры-ветераны со стажем занятий боксом не менее 10 лет.

Исследование физической работоспособности проводили на велоэргометре ВЭ-02 с помощью двухступенчатого теста. Уровень работоспособности определяли по индексу PWC-170 с последующим расчетом показателей аэробных возможностей организма, уровень отнесенный к массе тела (максимальное потребление кислорода – МПК, л/мин, МПК/кг, мл/мин/кг), которые представляют собой интегральные маркеры функциональных резервов кардиореспираторной системы. Дополнительно задавали физическую ступенчато возрастающую нагрузку и вестибулярную нагрузку (вращательная проба по Воячку на кресле Барани). Используя спирограф «Спиро» измеряли объем дыхания за минуту ( $V_E$ , л), с помощью газоанализатора «КП-01» определяли скорость выделения углекислого газа ( $V_{CO_2}$ ). Рассчитывали вентиляторный эквивалент ( $B\dot{V}_{CO_2}$ , ед.) по углекислому газу по формуле  $V_E/V_{CO_2}$ , ед., отражающий объем минутной вентиляции, необходимый для выделения 1 л  $CO_2$ . Точке респираторной компенсации, характеризующую переход на преимущественно анаэробное энергообразование и отражающую вентиляционный порог анаэробного обеспечения, определяли по динамике вентиляторного эквивалента (момент резкого усиления вентиляции по отношению к  $V_{CO_2}$ ).

Статистическую обработку полученных результатов проводили с помощью программного пакета STATISTICA 6.0 (StatSoft, Inc., США). Оценки расхождения распределений признаков проводили с помощью критерия согласия Колмогорова–Смирнова. Для оценки достоверности различий между одноименными показателями у исследуемых до и после рекреационных мероприятий и при увеличении внешней нагрузки использовали непараметрический  $T$ -критерий Уилкоксона. При условии нормального распределения применяли параметрический  $t$ -критерий Стьюдента.



**Рис. 6.** Примеры фазовых графических иллюстраций: (а) – модельные эксперименты при различной дисперсии амплитудно-временных параметров зубца Т, (б) – ФГИ ЭКГ при высоком уровне внутренних и внешних возмущений, (в) – ФГИ пациента за одни сутки до летального состояния.

## РЕЗУЛЬТАТЫ

На первом этапе исследований с использованием параметров фазовой графической иллюстрации при оценке колебаний параметров зубца Т достоверно показано, что увеличение их дисперсии на последовательных сердечных циклах приводит к увеличению рассеивания фазовой графической иллюстрации. В частности, при увеличении дисперсии  $D_T$  амплитудно-временных параметров, характеризующих форму зубца Т, увеличивается степень рассеивания точек соответствующей петли фазовой графической иллюстрации (рис. 6а).

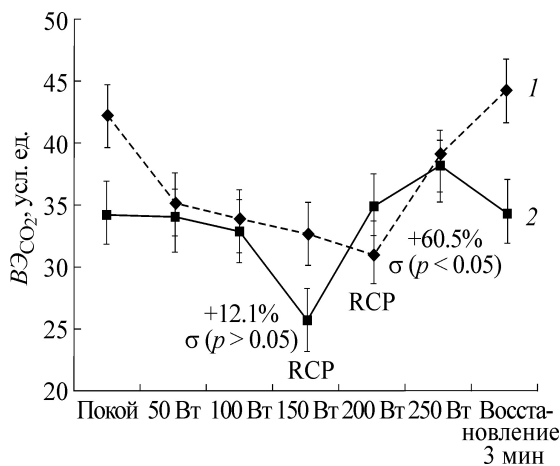
Было выявлено, что при дисфункциональных и патологических состояниях проявляется или значительное расширение формы фазовой графической иллюстрации при значительных

**Таблица 1.** Динамика симметрии зубца Т при различных условиях у боксеров с разным уровнем квалификации

Условия	Квалифицированные ( $n = 20$ )	Начинающие ( $n = 20$ )	Достоверность
Покой	$0,68 \pm 0,01$	$0,74 \pm 0,02$	$< 0,05$
Вестибулярная нагрузка из покоя	$0,66 \pm 0,01$	$0,76 \pm 0,01$	$< 0,001$
Пик нагрузки	$0,95 \pm 0,02$	$1,20 \pm 0,02$	$< 0,001$
После тренировки	$0,86 \pm 0,03$	$1,00 \pm 0,01$	$< 0,001$
Вестибулярная нагрузка на фоне утомления	$0,79 \pm 0,01$	$1,10 \pm 0,02$	$< 0,001$
Восстановление 6 мин	$0,69 \pm 0,02$	$0,97 \pm 0,01$	$< 0,001$
Восстановление 15 мин	$0,66 \pm 0,01$	$0,87 \pm 0,02$	$< 0,001$

вариациях амплитудно-временных параметров с увеличением степени хаотичности (рис. 6б) или четко выраженная периодичность, сопровождающаяся потерей изменчивости, снижением хаотической компоненты и вырождением цикла (рис. 6в). Колебательные процессы электрогенеза описываются параметрами ФГИ. Так, форма зубца Т в фазовом пространстве в виде степени ее симметричности от цикла к циклу отражает качество осцилляций де- и реполяризации. Как известно, форма волны Т зависит от длительности и величины трансмембранных потенциалов действия в различных зонах миокарда. При увеличении внешней нагрузки спортсмены одного возраста, но с различным стажем тренировочной деятельности и уровнем функциональных резервов характеризовались особенностями динамики симметрии волны Т ( $\beta_T$ , ед.) (табл. 1).

Показательно, что альтернация элементов ЭКГ, в частности чередование формы зубца Т

**Рис. 7.** Динамика  $ВЭ_{CO_2}$  в группах у спортсменов (1) и студентов (2) 19–20 лет при росте мощности физической нагрузки и при восстановлении. RCP — точка респираторной компенсации.

при изменении его симметричности на последовательных циклах, приводила к характерному раздвоению фазовой графической иллюстрации, что также характеризовало колебательный режим биосигнала. Так, прирост СКО  $\beta_T$  в группе начинающих боксеров был выявлен в среднем на 20,5% ( $p < 0,05$ ) выше по сравнению с группой квалифицированных спортсменов.

Подобно степени хаотичности состояния термодинамической системы, любой фактор физической природы характеризуется расширением фазового портрета и увеличением его эффективного объема с величиной разброса  $\sigma$ . ФГИ характеризовала хаотичность механизмов сердечной деятельности и давала дополнительную информацию для оценки оптимальности управления ее функциональным состоянием. Так, успешная адаптация в группе условно здоровых юношей 18–19 лет в покое соответствовала определенному коридору разброса фазовых траекторий электрокардиографического биологического сигнала, которые составили в среднем  $19,3 \pm 1,0$  ед. При этом с увеличением уровня тренированности показатель  $\sigma$  уменьшался до 14,6 ед.

Прирост разброса  $\sigma$  при прохождении точки респираторной компенсации в группе спортсменов более чем на 60% свидетельствовал о широком коридоре системных модификаций регуляции сердечно-сосудистой системы. Напротив, группа студентов с более низкими показателями резервных возможностей характеризовалась незначительным приростом разброса ФГИ (рис. 7). Изменение разброса фазовой графической иллюстрации явилось индикатором способности системы эффективно переключать режимы регуляции и отражать переход биологической системы в новое динамическое состояние с другим уровнем гомеостатического резерва адаптации и саногенеза необходимо отнести и качество колебательных режимов как



**Таблица 2.** Изменение параметров, характеризующих системную реакцию кардиогемодинамики, при увеличении внешней нагрузки в группах исследуемых с разным уровнем адаптационных резервов

Категория исследованных	Показатели/условия			
	$\sigma$ , ед.		$H$ , %	
	Покой	Нагрузка	Покой	Нагрузка
Когорта А	17,3 ± 2,0	25,0 ± 1,3*	93,3 ± 5,9	160,3 ± 19,5***
Когорта Б	14,6 ± 0,5	32,2 ± 1,5**	75,8 ± 3,2	110,6 ± 9,2***

Примечание. Достоверность различия: \* –  $p < 0,05$ ; \*\* –  $p < 0,01$ ; \*\*\* –  $p < 0,001$ .

ресурса, который накапливается в результате систематической специальной физической активности, ассоциированной со спортивной деятельностью.

Несмотря на высокий уровень корреляции СКО  $\beta_T$  и  $\sigma$  ( $r = 0,78$ ,  $p < 0,001$ ) были отмечены различия в механизмах поддержания регуляции колебательного процесса, выявляемые данными показателями. Так, при вестибулярной нагрузке, независимо от степени тренированности, СКО  $\beta_T$  увеличивалось в среднем на 18,5% ( $p < 0,05$ ), а показатель  $\sigma$  оставался константным. Напротив, при физической нагрузке оба показателя характеризовались достоверным ростом.

Степень симметричности зубца Т или дисперсия его формы, а также изменение размера, проецируемые на фазовой графической иллюстрации, характеризовали колебательные режимы электрогенеза и отражали различные звенья его регуляции. При этом количественное определение возможных колебательных режимов может разрешить парадокс линейной взаимосвязанности параметров для обеспечения гомеостаза в пользу увеличения сформированности уровней регуляции гомеокинеза для переключения скорости функционирования по типу технического устройства.

На втором этапе исследований для оценки колебательных режимов ЭКГ-сигнала применен энтропийно-динамический подход.

Изучали системную организацию кардиогемодинамики двух когорт юношей, различающихся уровнем тренированности. При этом у юношей когорты Б значения МПК превысили значения показателя МПК у представителей когорты А на 33,3% ( $p < 0,001$ ), достигая уровня относительного МПК  $50,1 \pm 1,1$  мл/мин/кг, а МПК/кг группы А не превышали значений 36 мл/мин/кг. Динамика показателей сердечно-сосудистой системы у спортсменов при ступенчато-возрастающей нагрузке указывала на ее экономичность и эффективность функционирования.

Уровень информационно-энергетических ресурсов в виде ее упорядоченности и/или самоорганизованности в процессе переключения режимов регуляции предопределяет и необходимость в оценке этого адаптационного резерва. В табл. 2 отображены изменения параметров, характеризующих системную реакцию кардиогемодинамики, при увеличении внешней нагрузки в группах исследуемых с разным уровнем адаптационных резервов. Были применены различные способы, сопоставленные с анализом периодических и непериодических компонент периодограмм энтропии интервалов R–R. Необходимо отметить, что характеристики энтропии интервалов R–R и ее изменения свидетельствовали о качестве организации системы кардиогемодинамики и резервах ее управления. Как известно у любой системы имеется определенный уровень 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 уравновешивают друг друга, и система принимает стационарное состояние [18]. Степень данного баланса изучали на следующем этапе исследования.

На третьем этапе изучены колебательные режимы временного ряда интервалов R–R ЭКГ-сигнала в фазовой плоскости. Энтропийные колебания указывают на чередование периодов самоорганизации и дезорганизации, т.е. чередование увеличения порядка и увеличения беспорядка. При этом изменение энтропии  $\Delta E$  принимало отрицательные и положительные значения (сама энтропия  $E$  всегда положительна, о чем свидетельствует компенсационный минус в формуле Шеннона). Теоретически возможность энтропийных колебаний впервые доказана в работах В.И. Шаповалова [18,19]. До этого считалось, что они невозможны в принципе, поскольку противоречат теореме Пригожина о

**Таблица 3.** Изменение параметров фазового портрета энтропии временного ряда R–R-интервалов в группах юношей 18–19 лет с разным уровнем адаптационных резервов

Категория	Показатели		
	$H, \%$	$\Delta H, \%$	$\Delta H', \%/с$
Когорта А	$110,3 \pm 3,9$	$62,2 \pm 4,1$	$4,3 \pm 0,3$
Когорта Б	$77,2 \pm 2,2$	$22,5 \pm 3,2$	$2,5 \pm 0,5$
Достоверность различия	$p < 0,001$	$p < 0,001$	$p < 0,05$

**Таблица 4.** Изменение параметров фазового портрета энтропии временного ряда R–R-интервалов в группах мужчин 40–45 лет с разным уровнем адаптационных резервов

Категория	Показатели		
	$H, \%$	$\Delta H, \%$	$\Delta H', \%/с$
Когорта В	$114,4 \pm 8,1$	$70,2 \pm 8,3$	$10,4 \pm 0,9$
Когорта Г	$98,3 \pm 4,1$	$45,9 \pm 6,4$	$7,5 \pm 1,1$
Достоверность различия	–	$p < 0,05$	$p < 0,05$

минимальном производстве энтропии. Согласно ей, вблизи стационарного состояния вторая производная энтропии по времени не может изменять знак. В то же время математика свидетельствует, что уравнения, описывающие колебания, должны содержать меняющуюся производную как минимум второго порядка. Доказано, что в тех случаях, когда система находится под воздействием энтропостата, производная от энтропии второго (и выше) порядка меняет знак. Энтропостатом называется система, изменением энтропии которой можно пренебречь в сравнении с изменением энтропии исследуемой системы [19]. В процессе исследований у юношей 18–19 лет с разным уровнем адаптационного потенциала были выявлены достоверные различия средних значения энтропии  $H$ , ее размаха  $\Delta H$  и размаха  $\Delta H'$  скорости изменения энтропии на интервале наблюдения в фазовой плоскости с регистрацией сигнала методом реографии (табл. 3). Во второй же подгруппе у юношей с большим адаптационным резервом значения энтропии меньше на 50,0% ( $p < 0,001$ ), 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 аналогичных показателей у мужчин среднего возраста 40–45 лет в фазовой плоскости также установлены достоверные различия размахов энтропии  $\Delta H$  и скорости ее изменения  $\Delta H'$ , хотя средние значения самой энтропии  $H$  достоверно не отличались (табл. 4).

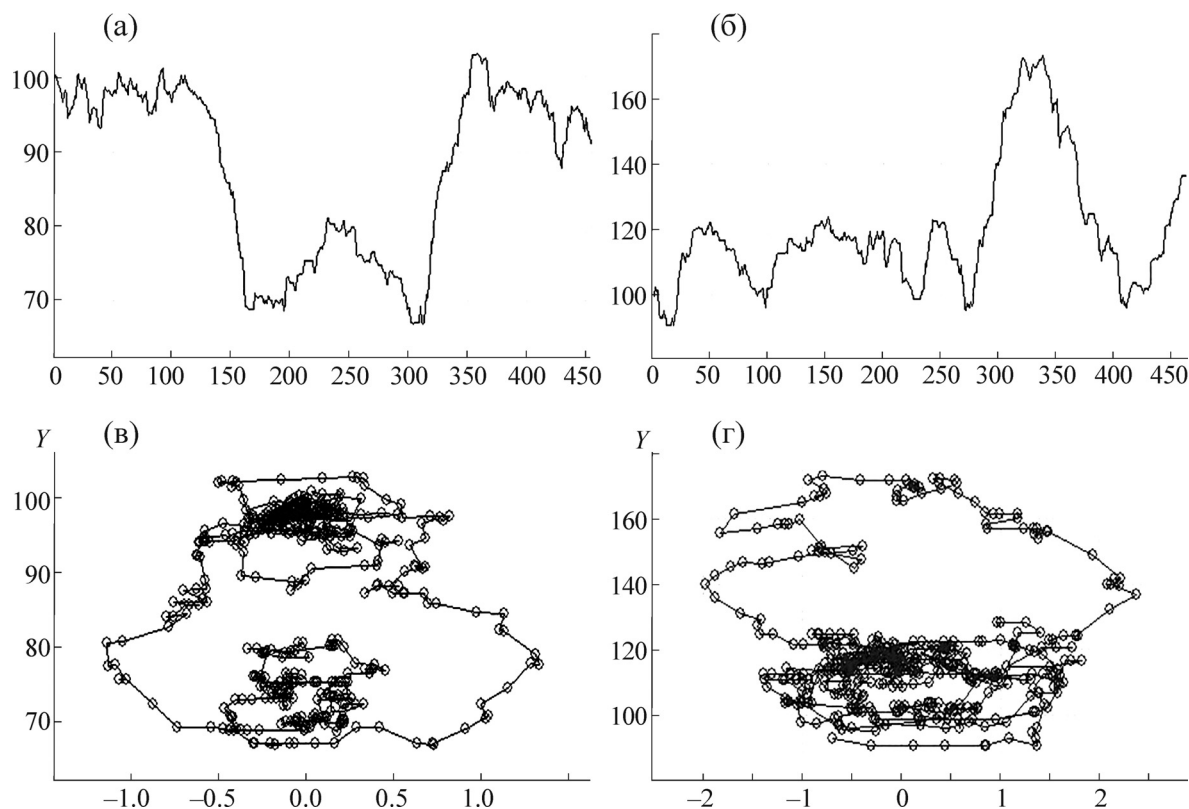
Следует заключить, что в подгруппах со сниженным уровнем тренированности и следо-

вательно адаптационных резервов система кардиогемодинамики «прикладывает» значительно большие усилия для удержания гомеостаза с затратой высокой «цены» адаптации, что может использоваться в качестве раннего прогностического признака дисфункций.

Проанализированы периодограммы энтропии временного ряда интервалов R–R когорт А и Б исследуемых юношей при регистрации сигнала электрокардиографическим способом (рис. 8). Полученные результаты количественно сопоставимы с данными, полученными путем регистрации биосигнала методом реографии, что повышает достоверность полученных результатов.

На четвертом этапе оценивали качество периодичности-хаотичности энтропии временного ряда интервалов R–R ЭКГ-сигнала методом построения фазовой кривой и сопоставляли с ранее полученными данными.

Для нормального сбалансированного состояния регуляции системы предположительно характерна следующая картина периодограммы, отражающая особенности временной системной организации (рис. 9). Из рис. 10 видно, что при анализе периодограммы с использованием непараметрического метода Аббу–Лафлера–Кинмана и построения фазовой кривой возможно выявить скрытые временные особенности системной организации. Если не смотреть на теоретическую «кривую» периодограмм, состоящую из групп «точка–точка», то точки значений изменения энтропии кажутся случайными. Но при приведении к фазовой кривой определяют скрытую закономерную периодич-



**Рис. 8.** (а) – График колебаний энтропии временного ряда R–R-интервалов ЭКГ-сигнала спортсмена 19 лет; (б) – график колебаний энтропии временного ряда R–R-интервалов ЭКГ-сигнала у мужчины 43 лет со сниженным уровнем адапционных резервов, (в) – фазовая графическая иллюстрация энтропии временного ряда R–R-интервалов ЭКГ-сигнала спортсмена 19 лет, (г) – фазовая графическая иллюстрация энтропии временного ряда R–R-интервалов ЭКГ-сигнала у мужчины 43 лет со сниженным уровнем адапционных резервов.

ность (рис. 10). При рассмотрении характеристик периодограмм лиц со сниженными резервами были выявлены особенности (рис. 11). Как видно из рисунка, фазовая графическая иллюстрация энтропии характеризуется асимметричностью относительно горизонтальной оси и большим размахом, что отражало неадекватность перестройки системы в процессе адаптации и большим размахом значений энтропии, свидетельствующей о значительной «цене» адаптации. Данный анализ возможно расширить, оценивая фазовую кривую периодограммы (рис. 12).

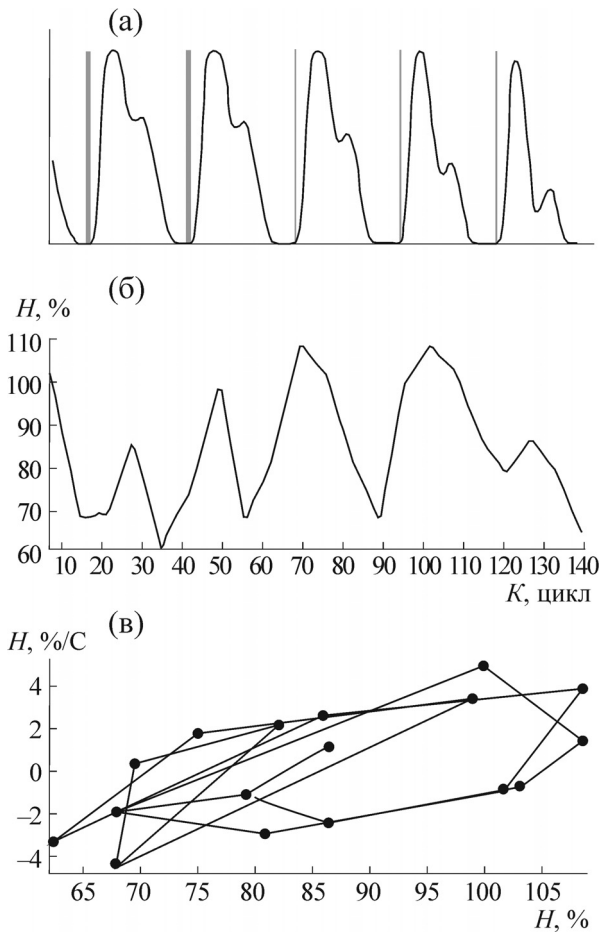
При дальнейшем качественном анализе показателей когорт юношей, выделенных по уровню функциональных возможностей, было выявлено, что в группе с высоким уровнем резервов 78,2% исследуемых характеризовались фазовой кривой периодограммы энтропии с явно выраженной временной организацией. Напротив, в группе со сниженными резервами и менее «обученной» системой кардиогемодинамики фазовой кривой периодограммы энтропии не проявляли качественной временной органи-

зации. Дополнительное использование метода фазовой кривой при анализе периодограммы энтропии интервалов R–R позволило выявить скрытые качественные особенности временной системной организации кардиогемодинамики и получать прогностические признаки при оценке вектора состояния системы [20]. Таким образом, в повышении достоверности при изучении колебательных режимов ЭКГ-сигнала используются различные методы, что характерно для приема триангуляции (рис. 13).

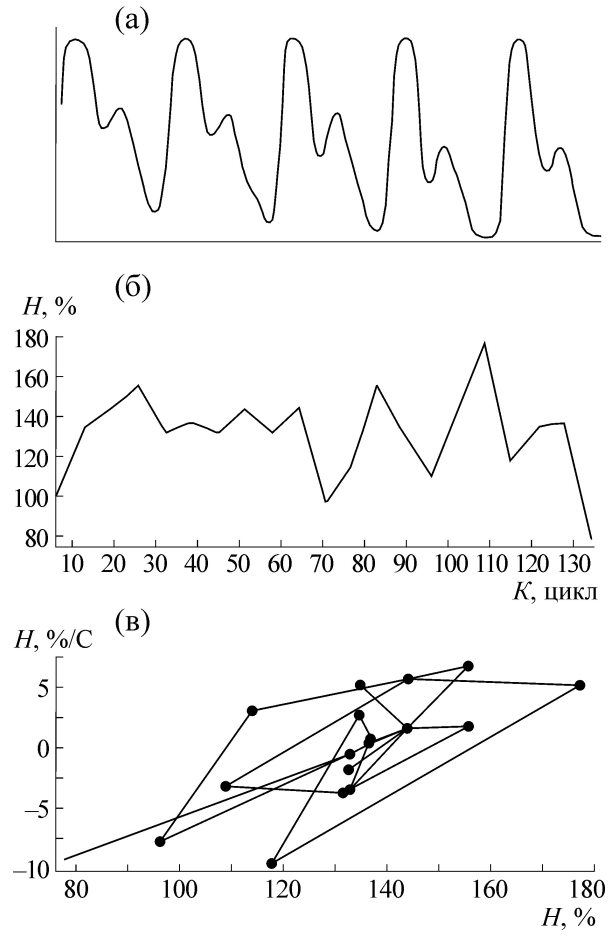
## ВЫВОДЫ

1. Достоверность при изучении колебательных режимов ЭКГ-сигнала была осуществлена на основе использования и сравнения различных методов исследования (триангуляция), что позволило оценить полученные результаты при рассмотрении пространственно-временной дисперсии, упорядоченности-хаотичности и периодичности-хаотичности динамики ЭКГ-сигнала.

2. Колебательные процессы электрогенеза описываются параметрами фазовой графиче-

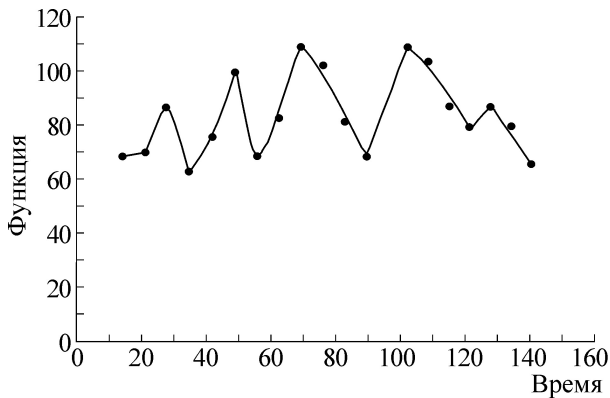


**Рис. 9.** Характеристики временного ряда R–R-интервалов, характерные для лиц с оптимальным регуляторным статусом и достаточными резервами кардиогемодинамики: (а) – отрезок реограммы (при частоте сердечных сокращений 76 уд/мин); (б) – динамика энтропии временного ряда (при окне 10 ударов); (в) – фазовая графическая иллюстрация энтропии.



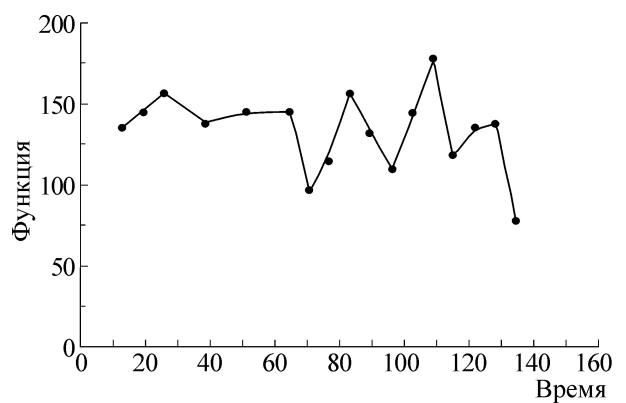
**Рис. 11.** Характеристики временного ряда R–R-интервалов, характерные лицам со сниженными резервами кардиогемодинамики: (а) – отрезок реограммы (при частоте сердечных сокращений 75 уд/мин); (б) – динамика энтропии временного ряда (при окне 10 ударов); (в) – фазовая графическая иллюстрация энтропии.

ской иллюстрации. При дисфункциональных и патологических состояниях проявляется или



**Рис. 10.** Фазовая кривая периодограммы временного ряда R–R-интервалов при оптимальных резервах.

значительное расширение формы фазовой графической иллюстрации при значительных ва-



**Рис. 12.** Фазовая кривая периодограммы временного ряда R–R-интервалов при сниженных резервах.

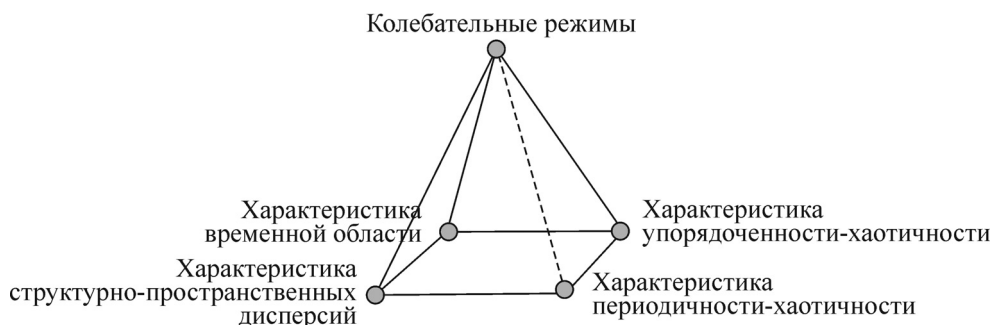


Рис. 13. Схема триангуляции в изучении колебательных режимов ЭКГ-сигнала.

риациях амплитудно-временных параметров с увеличением степени хаотичности или четко выраженная периодичность, сопровождающаяся потерей изменчивости, снижением хаотической компоненты и математическим вырождением цикла.

3. Альтернатива элементов ЭКГ, в частности, чередование формы зубца Т при изменении его симметричности на последовательных циклах приводило к характерному раздвоению фазовой графической иллюстрации, что также характеризовало колебательный режим биосигнала.

4. Увеличение среднего квадратического отклонения  $\beta_T$  в группе начинающих боксеров был выявлен на 20,5% ( $p < 0,05$ ) выше, по сравнению с квалифицированными спортсменами.

5. Изменение разброса фазовой графической иллюстрации явилось индикатором способности системы эффективно переключать режимы регуляции и отражать переход биологической системы в новое динамическое состояние с другим уровнем гомеостатического регулирования.

6. Степень симметричности зубца Т или дисперсия его формы, а также изменение его размера, отображаемые на фазовой графической иллюстрации, характеризовали колебательные режимы электрогенеза и различные звенья его регуляции.

7. Характеристики энтропии интервалов R–R и ее изменения свидетельствовали о адаптационных резервах функционирования системы кардиогемодинамики.

8. У юношей с большим адаптационным резервом значения энтропии меньше на 50,0% ( $p < 0,001$ ), 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  $\Delta H$  и скорости ее изменения  $\Delta H'$ , хотя средние

значения самой энтропии  $H$  достоверно не отличались.

9. Результаты анализа энтропии и ее фазовой графической иллюстрации, полученные при регистрации вариабельности сердечного ритма методом кардиографии, количественно сопоставимы с данными, полученными путем регистрации биосигнала методом реографии, что повышает достоверность полученных результатов.

10. Построение фазовой кривой с использованием непараметрического метода Аббу–Лафлера–Кинмана способствует выявлению скрытых приспособительных возможностей системы кардиодинамики. В группе с высоким уровнем резервов 78,2% исследуемых характеризовались фазовой кривой периодограммы энтропии с явно выраженной временной организацией. Напротив, в группе со сниженными резервами и менее подготовленной («обученной») системой кардиогемодинамики фазовая кривая периодограммы энтропии не проявляла качественной временной организации.

11. Выполненное исследование существенным образом влияет на развитие превентивных методов исследования сердечной деятельности в системе первичной медико-санитарной помощи.

## СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. L. Glass, Nature **410**, 277 (2001).
2. Л. В. Мезенцева, Биофизика **56** (3), 543 (2011).
3. Л. В. Мезенцева, Биофизика **59** (1), 150 (2014).
4. О. Л. Бокерия и М. Б. Биниашвили, Анналы аритмологии **10** (2), 79 (2013).
5. P. S. Chan, J. Amer. Coll. Cardiol. **48**, 112 (2006).
6. N. V. Artyeva and J. E. Azarov, Ann. Noninvasive Electrocardiol. **22** (1), 12360 (2017).
7. Л. В. Мезенцева, С. С. Перцов, Ф. Ю. Копылов и А. Г. Ластовецкий, Биофизика **62** (3), 614 (2017).

8. О. А. Волошина, В. П. Олейник, С. Н. Кулиш и Аль Отти Сами, *Радіоелектронні і комп'ютерні системи*, № 4(45), 29 (2010).
9. Е. Н. Минина и Л. С. Файнзильберг, *Вестн. новых мед. технологий* **21** (3), 22 (2014).
10. Е. Н. Минина, *технологий (эл. журн.)* **8** (1), 1–8 (2014).
11. Е. Н. Минина, *Химия*, **1(67)** (4), 26 (2015)
12. Е. Н. Минина, *Ученые записки Таврического национального университета имени В.И. Вернадского. Биология. Химия* **26(65)** (2), 148 (2013)
13. Л. С. Файнзильберг и Е. Н. Минина, *Клинич. информатика и телемедицина* **9** (10), 33 (2013)
14. Л. С. Файнзильберг и Е. Н. Минина, *Кибернетика и выч. техника*, № 1, 5 (2014)
15. Е. Н. Минина и Л. С. Файнзильберг, *Рос. кардиол. журн.* **12** (128), 7 (2015).
16. А. А. Яшин, *Живая материя* (ЛКИ, М., 2010)
17. Ю. Л. Климонтович, *Успехи физ. наук* **158** (1), 59 (1989).
18. V. I. Shapovalov and N. V. Kazakov, *Natural Science* **6** (7), 467 (2014).
19. V. I. Shapovalov, *Int. J. Appl. Mathematics and Statistics* **26** (16), (2012).
20. Е. Н. Минина и А. Г. Ластовецкий, *Вестн. новых мед. технологий (эл. журн.)* **12** (2), 2–1, (2018).

## Triangulation Approach to Check Reliability of Estimation of Oscillatory Modes Embedded in the ECG Signal

A.G. Lastovetsky\* and E.N. Minina\*\*

*\*Central Research Institute of Health Care Organization and Informatization, Ministry of Health of the Russian Federation, ul. Dobrolyubova 11, Moscow, 127254 Russia*

*\*\*Tauride Academy of Vernadsky Crimean Federal University, prosp. Akademika Vernadskogo 4, Simferopol, Republic of Crimea, 295007 Russia*

Analytical study of oscillatory modes embedded in the ECG signal is of great importance for the individuals of such occupations as power station operators, pilots, military officers, drivers, sportspeople etc. and for another people who experience pronounced emotional strain while carrying out the important work. Reliability in the study of oscillatory modes was checked due to the use and comparison of different methods of investigation (triangulation) allowing estimation of the results obtained when spatio-temporal variances, characterizing the ordering-randomness and frequency-chaotic dynamics of the ECG signal were considered. The oscillatory modes of the ECG signal structure at various conditions were studied with the use of graphical illustrations, obtained by converting the ECG signal in the phase plane. Peculiarities of the orderliness, periodicity, and randomness of the time series of R–R intervals were revealed using the entropy-dynamic approach and the methodology of the phase plane and the phase curve. For the qualitative description of nonlinear phenomena, the elementary part of the theory of catastrophes was used. In dysfunctional and pathological conditions, it is possible to observe a significant expansion of the phase graphic illustration's shape with significant variations in the amplitude and time parameters with an increase in the degree of chaos or a clearly expressed periodicity, accompanied with a loss of variability, a decrease in the chaotic component and a mathematical degeneration of the cycle. The results of the entropy analysis and its phase graphic illustration obtained by registering cardiac rhythm variability with the technique of cardiography are quantitatively comparable with the data obtained after recording the biological signal with a rheography method; this increases the reliability of the obtained results. The construction of a phase curve using a nonparametric method helped to reveal the hidden functional features of the cardiodynamics system. This study has a significant effect on the development of preventive methods of cardiac activity research in the system of primary-medical-social assistance.

*Keywords: triangulation, ECG signal, oscillatory mode*