

7. **Ультразвуковой** контактный литотриптор Richard Wolf. [Электрон. ресурс]: <http://www.mttechnica.ru/medical219-217-986.html> (дата обращения 20.09.2015 г.).

8. **Ультразвуковой** контактный литотриптор Ciber Wand. [Электрон. ресурс]: <http://medical.olympusamerica.com/products/lithotripsy/cyberwand-dual-ultrasonic-lithotripter-system> (дата обращения 20.09.2015 г.).

9. **Ультразвуковой** контактный литотриптор Vibrolith Plus. [Электрон. ресурс]: <http://fyllone-medical.com/uploads/images/PDF/Vibrolith%2520Plus.pdf> (дата обращения 20.09.2015 г.).

10. **IEC 61847—1998.** Ultrasonics — Surgical systems. Measurement and declaration of the basic output characteristics.

11. **Минченя В. Т., Степаненко Д. А.** Перспективы использования гибких ультразвуковых волноводных систем в медицине и технике // Приборы и методы измерений. 2010. № 1. С. 6—16.

12. **ГОСТ Р.8-800—2012.** ГСИ. Государственная поверочная схема для средств измерений виброперемещения, виброскорости и виброускорений в диапазоне частот от  $1 \cdot 10^{-1}$  до  $2 \cdot 10^4$  Гц.

13. **Гидроакустические** измерения [Электрон. ресурс]: <http://www.vniiftri.ru/index.php/ru/science/akustic/90-hydroakustic> (дата обращения 20.09.2015 г.).

14. **Wang A. J., Baldwin G. T., Gabriel J. C., Cocks F. H., Goldsmith Z. G., Iqbal M. W., Astroza G. M., Simmons W. N., Zhong P., Preminger G. M., and Lipkin M. E.** In-Vitro Assessment of a New Portable Ballistic Lithotripter with Percutaneous and Ureteroscopic Models // J. Endourol. 2012. N. 26 (11). P. 1500—1505.

15. **Интракорпоральный** контактный литотриптер Swiss Lithoclast Master. [Электрон. ресурс]: [http://www.uromed-m.ru/litoclast\\_master](http://www.uromed-m.ru/litoclast_master) (дата обращения 20.09.2015 г.).

Дата принятия 17.11.2015 г.

534.6:612.172.2:57.02

## Исследование характера взаимосвязей параметров ритма сердца

**А. А. КУЗНЕЦОВ**

Владимирский государственный университет им. А. Г. и Н. Г. Столетовых, Владимир, Россия, e-mail: [artemi-k@mail.ru](mailto:artemi-k@mail.ru)

Представлены методика первичной обработки электрокардиограмм и перечень параметров ритма сердца для последующего анализа взаимосвязей параметров структурно-топологических и вариабельности сердечного ритма с учетом частоты дискретизации. По результатам проведенного анализа предложена параметрическая модель регуляции и управления ритмом сердца с выделением управляющего параметра.

**Ключевые слова:** диаграмма ритма сердца, количество рабочих ярусов, информационная энтропия, регуляция и управление ритмом.

In an experimental part the data on the registrar, a technique of initial processing of electrocardiograms and the list of a heart rhythm parameters to the subsequent analysis are submitted. The analysis of interrelations of structural-topological parameters and parameters of variability of an intimate rhythm is carried out in view of frequency of digitization. By results of the analysis the parametrical model of regulation and management of a heart rhythm with allocation of managing parameter is offered.

**Key words:** a heart rhythm diagram of (HRD), quantity of working circles, informational entropy, regulation and managements of a rhythm.

При исследовании хаотической составляющей ритма в работе сердца была обнаружена естественная нормализация распределения значений  $RR$ -интервалов на диаграммах ритма сердца (ДРС) здоровых молодых людей [1], что позволяет применять к ним статистический подход анализа [2]. Использование структурно-топологического подхода в указанных рамках сопоставления реализаций процессов не требует превалирования хаотической составляющей в их динамике [1].

По результатам исследований с применением структурно-топологического анализа ДРС, показавшего высокую чувствительность и специфичность для диаграмм реализаций регистрируемых сигналов любой природы [1], было выделено две группы проблем, условно подразделяемых на старые и новые. К первой группе относятся проблемы любого параметрического анализа. Введение параметров, представля-

ющих большой набор структурно-топологических признаков, позволяет полноценно описывать микро- и макроструктуры ДРС, но сильно «размывает» акценты основных управляющих признаков. Вторая группа — это проблема сильного влияния частоты дискретизации  $f_d$  реализации сигнала на микроструктуру ДРС, а следовательно, и на значения соответствующих параметров. Ранее, для параметров описанного в [2] метода оценки вариабельности сердечного ритма (ВСР) такой проблемы не возникало [1].

Цель работы — поиск статистических и функциональных параметрических связей структурно-топологической области анализа ДРС при разных фиксированных частотах дискретизации и с оценкой возможности выделения управляющих параметрических признаков.

**Экспериментальная часть.** Электрокардиограммы (ЭКГ) при заданных условиях регистрировали монитором Холтера

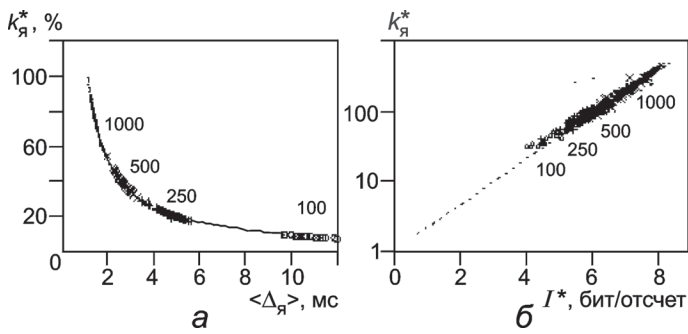


Рис. 1. Функциональные зависимости параметров  $k_{\text{я}}^*$  ( $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ ) (а) и  $k_{\text{я}}^*$  ( $I^*$ ) (б) при разных фиксированных частотах  $f_d = 1000$  Гц (\*); 500 Гц (х); 250 Гц (+); 100 Гц (о). Линии тренда обозначены пунктиром

комплекса амбулаторной регистрации электрокардосигнала «AnnA Flash 3000» [1, 3]. В исследование включены ДРС, конвертированные по 771 двадцатиминутной регистрации ЭКГ, без учета сезона, года и времени суток и на разных режимах частотной дискретизации. Число регистраций ЭКГ  $N$  в зависимости от фиксированной частоты дискретизации  $f_d$  распределено следующим образом:  $N(f_d) = 523$  (1000 Гц); 95 (500 Гц); 112 (250 Гц); 5 (167 Гц); 14 (125 Гц); 22 (100 Гц).

При первичной обработке данные ЭКГ конвертируют в ритмограммы, или ДРС. Посредством встроенной процедуры стандартной методики «Heart rate variability» (HRV) оценки BCP программы «pEScreen» [4] программного комплекса «AnnAFlash 3000» определяют средневыворочные значения параметров BCP. К основным параметрам временной области статистического анализа ДРС отнесены: объем выборки  $n$ , среднее значение  $RR$ -интервала ( $\langle X \rangle$ , мс), среднее квадратическое значение ДРС ( $SDNN$  или  $\sigma$ , мс) и дифференциальной ДРС ( $RMSSD$  или  $\sigma_{\Delta}$ , мс). Параметры структурно-топологического анализа: вариационный размах ( $\Delta X$ , мс), количество рабочих ярусов ( $k_{\text{я}}$ ) и относительное их число на ДРС ( $k_{\text{я}}^*$ , %), средневыворочный межъярусный интервал ( $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ , мс) между «рабочими» ярусами на ДРС и информационная энтропия ( $I^*$ , бит/отсчет) ДРС [1, 5, 6], энтропия  $H(X) \approx \log_2(4,13\sigma)$  для нормального закона распределения при  $n \rightarrow \infty$  [1, 7].

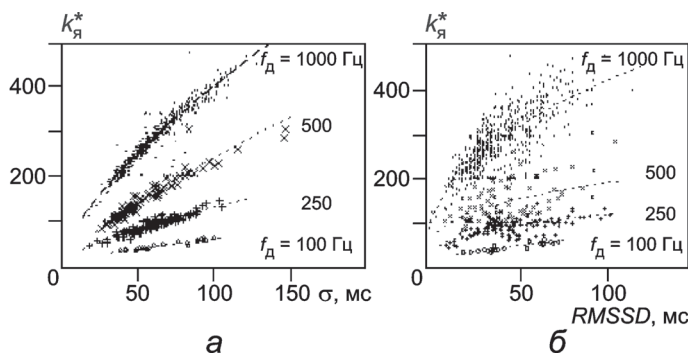


Рис. 2. Функциональные зависимости параметров структурно-топологической области анализа и BCP при тех же частотах, что и на рис. 1

**Анализ взаимосвязи структурно-топологических параметров.** Величины  $\Delta_{\text{я}i}$  для  $i$ -х микропереходов на ДРС или соответствующие значения на дифференциальной ДРС (дДРС) определяли по каждой паре соседних  $RR$ -интервалов. При использовании ярусной технологии анализа ДРС [1] они принимают значения, кратные шагу дискретизации  $\Delta x$ :  $\Delta_{\text{я}i} = m_i(n_i)\Delta x$ , где  $\Delta x = 1/f_d$ . Функция  $m_i(n_i)$  представляет текущую микрорегуляцию ритма ( $m_i \geq 0$ ) по шкале  $0n$  текущих отсчетов кардиоциклов на ДРС. Анализ динамических характеристик функционального соответствия  $\Delta_{\text{я}i} = \phi(m_i, f_d)$  затруднен переменным во времени сопряжением взаимозависимых латентных механизмов симпатического и парасимпатического влияния на ритм сердца [8]. Функция  $m_i(n_i)$  в общем случае может принимать любые значения ряда  $m_i = 0, 1, 2, \dots$ ,  $k_{\text{я}}^*$ , обретая по форме записи вид числового коэффициента латентной реакции ритма сердца на динамику внесердечных механизмов регуляции быстрой реакции ритма на внутрисердечные механизмы регуляции. Наблюдаемые на ДРС быстрые реакции импульсной или цуговой динамики вызывают отложенные реакции цуговой или волновой динамики большего периода [9]. Для ДРС здорового организма в состоянии физического и психоэмоционального покоя средневыворочное значение  $\langle m \rangle \rightarrow 1$ , так как  $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle \rightarrow \Delta x$  при условии формирования стационарной функции распределения  $f(\Delta_{\text{я}})$  [1].

Функция  $\Delta_{\text{я}i} = (m_i, f_d)$  ограничена вариационным размахом  $\Delta X$ , определяемым разностью максимального и минимального значений  $RR$ -интервалов на ДРС, или числом межъярусных промежутков  $N_{\text{яп}} = k_{\text{я}}^* - 1$ , умноженным на  $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ , т. е.  $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle = \Delta X / (k_{\text{я}}^* - 1)$ . Очевидно, в отсутствии экстрасистол и артефактов записи ЭКГ величины  $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$  и  $k_{\text{я}}^*$  должны быть связаны функционально.

Чтобы избежать путаницы в обозначениях, запишем относительное число рабочих ярусов на ДРС в виде  $k_{\text{я},0}^* = k_{\text{я}}^* / k_{\text{я}}$ .

Так как  $k_{\text{я},0}^* = k_{\text{я}}^* [(\Delta X / \Delta x) + 1]^{-1}$ , то

$$\langle \Delta_{\text{я}} \rangle / \Delta x = \left[ \left( k_{\text{я}}^* / k_{\text{я},0}^* \right) - 1 \right] / (k_{\text{я}}^* - 1) = (k_{\text{я}} - 1) / (k_{\text{я}}^* - 1) \approx [k_{\text{я},0}^*]^{-1}$$

и  $k_{\text{я},0}^* \langle \Delta_{\text{я}} \rangle = \Delta x$  с погрешностью, не превышающей 0,2 % для 20-минутной записи, и медленно монотонно спадающей с ростом  $n$ . При фиксированном значении  $\Delta x$  росту числа  $k_{\text{я}}$  на ДРС соответствует безусловное пропорциональное падение  $\langle \Delta_{\text{я}} \rangle$ .

На графике  $k_{\text{я}}^* (\langle \Delta_{\text{я}} \rangle)$  все экспериментальные точки укладываются на функциональную линию тренда, соответствующую гиперболической зависимости  $k_{\text{я}}^* = 100(f_d \langle \Delta_{\text{я}} \rangle)^{-1}$  (рис. 1, а). Эта линия «заполняется» с учётом записей при разных фиксированных значениях  $f_d$ .

Подобное распределение экспериментальных точек наблюдается и во втором случае — при анализе связи  $k_{\text{я}}^* (I^*)$ ,

причем  $k_{\text{я}}^* = e^{0,78I^*}$ . Спрямленная в полулогарифмическом

масштабе функциональная кривая  $k_{\text{я}}^*(I^*)$  «достраивается» с учетом экспериментальных данных при разных значениях  $f_{\text{д}}$ . Наблюдаемая поинтервальная дискретизация данных выделяется на линии тренда менее отчетливо — параметрические области частотных режимов дискретизации перекрываются визуально более явно (рис. 1, б).

При высокой достоверности аппроксимации параметрического точечного распределения экспоненциальной кривой указанной кривизны, полученный результат требует осмысления. Перепишем уравнение трендовой линии графика (см. рис. 1, б):  $I \approx 1,12 \ln k_{\text{я}}^*$  или  $I^* \approx \lg \sqrt{k_{\text{я}}^*}$ . Информационная энтропия, трактуемая как средневыворочное число значений  $RR$ -интервалов, представленное в рамках вариационного размаха к пошаговому реализуемому выбору на один отсчет [1], определена логарифмом полученного числа различных значений  $RR$ -интервалов на всей записи, т. е.  $k_{\text{я}}^*$ .

Средние значения  $\langle k_{\text{я}}^* \rangle$  по каждой частотной серии регистрации (в пределах 100—1000 Гц) имеют линейную зависимость от  $f_{\text{д}}$ :  $\langle k_{\text{я}}^* \rangle = 0,261 f_{\text{д}} + 24$ . Для виртуальных ДРС (вДРС) [1, 5], построенных по тому же набору частот, зависимость принимает вид  $k_{\text{я}}^* = 0,267 f_{\text{д}} + 16$ . Так как на ДРС с увеличением

$f_{\text{д}}$  до 1000 Гц число  $k_{\text{я}}^*$  растет линейно [6], то соответствующие функциональные значения  $I^*$  должны прирастать на  $1,12 \ln 2 \approx 0,78$  бит/отсчет при каждом удвоении  $f_{\text{д}}$ . В рассмотренных случаях (см. рис. 1, а, б) зависимость параметров от  $f_{\text{д}}$  практически не влияет на формы их функциональной связи. Каждое фиксированное значение частоты  $f_{\text{д}}$  предопределяет интервалы одной и той же параметрической связи, образующие в совокупности единую функциональную кривую. Иными словами, если задать нижнюю частоту  $f_{\text{д}} = 100$  Гц и начать монотонно с определенной скоростью ее увеличивать, то характерный интервал значений параметров также монотонно с той же скоростью будет смещаться вверх по соответствующей кривой без изменения границ проекции на горизонтальную ось. При этом размер проекции указанных интервалов на ось ординат будет расти экспоненциально. Таким образом, при убывании частоты от 1000 Гц и кратно двум происходит следующее: интервал «разрешенных» изменений  $\Delta \langle \Delta_{\text{я}} \rangle = 1 \dots 2$  мс смещается в пределы 2—4 мс, затем 4—6 мс и т. д.; интервал «разрешенных» изменений  $\Delta I^* = 2$  бит/отсчет смещается вниз на 0,8 бит/отсчет; интервал  $\Delta k_{\text{я}}^* = 50\%$  при  $f_{\text{д}} = 1000$  Гц, а при 100 Гц сужается до 4 % (8—12 %) с разряжением ДРС.

**Анализ взаимосвязи структурно-топологических параметров и параметров ВСП.** Качественно иной результат получен при анализе взаимосвязи структурно-топологических и ВСП параметров с учетом  $f_{\text{д}}$ . На рис. 2 а, б в графическом виде приведены зависимости числа  $k_{\text{я}}^*$  на ДРС и дДРС от соответствующих значений  $\sigma$  и  $RMSSD$ . На этих функциональных зависимостях наблюдаем «расщепление» по параметру  $k_{\text{я}}^*$  в зависимости от выставленной при регистрации ЭКГ

частоты дискретизации  $f_{\text{д}}$ . Оказалось, что и все другие параметры структурно-топологического анализа имеют подобную зависимость от любого общепринятого параметра ВСП для указанного набора частот дискретизации [2].

Если зависимость  $k_{\text{я}}^*(\sigma)$  приближается к функциональной при любом значении  $f_{\text{д}}$  (см. рис. 2, а), то связь  $k_{\text{я}}^*$  с  $RMSSD$  менее тесная (см. рис. 2, б). Это и не удивительно, так как параметр  $RMSSD$  относится к дДРС, представляющей ряд последовательности значений соседних микропереходов на ДРС. В таблице представлены уравнения линий тренда по рис. 2, построенные по критерию максимальной достоверности аппроксимации  $R^2$  при разных фиксированных значениях  $f_{\text{д}}$ .

Уравнения линий тренда в зависимости от  $f_{\text{д}}$

| $f_{\text{д}}$ , Гц | $k_{\text{я}}^*(\sigma)$ (по рис. 2, а) | $R^2$ | $k_{\text{я}}^*(RMSSD)$ (по рис. 2, б) | $R^2$ |
|---------------------|-----------------------------------------|-------|----------------------------------------|-------|
| 100                 | $k_{\text{я}}^* = 2,2\sigma^{0,7}$      | 0,90  | $k_{\text{я}}^* = 5,2(RMSSD)^{0,56}$   | 0,82  |
| 250                 | $k_{\text{я}}^* = 4,8\sigma^{0,7}$      | 0,90  | $k_{\text{я}}^* = 23,4(RMSSD)^{0,35}$  | 0,47  |
| 500                 | $k_{\text{я}}^* = 5,8\sigma^{0,81}$     | 0,94  | $k_{\text{я}}^* = 43,8(RMSSD)^{0,32}$  | 0,23  |
| 1000                | $k_{\text{я}}^* = 15,9\sigma^{0,7}$     | 0,95  | $k_{\text{я}}^* = 60,9(RMSSD)^{0,43}$  | 0,66  |

С одной стороны генерация 20-минутного ряда случайных чисел по нормальному закону с заданным постоянным  $\langle \sigma \rangle = 70$  мс и переменным  $\Delta x = 1/f_{\text{д}}$  формирует вДРС, на которых число рабочих ярусов практически совпадает с  $\langle k_{\text{я}}^* \rangle$ . Основанием корректности такого сопоставления служит известный факт, что статистические параметры ВСП (в том числе  $\sigma$ ,  $\langle \sigma \rangle$ ) не зависят от  $f_{\text{д}}$  [10]. Таким образом, эффективность применения ярусной технологии анализа ДРС подтверждается в части осмысленности понятия «ярус». Каждый ярус фиксирует потенциальное значение  $RR$ -интервала, образуя сетку с постоянным шагом дискретизации, аналогичную пустому нотному полю (их общее число на ДРС обозначено  $k_{\text{я}}$ ). Если по длине записи на нём появилась одна точка и более, изображающие реальные значения  $RR$ -интервалов ( $X_i$ ), то ярус относится к рабочим (общее число которых на ДРС обозначено  $k_{\text{я}}^*$ ). Очевидно, для конечных записей всегда  $k_{\text{я}}^* < k_{\text{я}}$ . Для формирования нормального закона распределения точек на ярусах необходимо оптимальное количество самих рабочих ярусов на конечной длине записи. Это условие выполняется для ДРС здоровых людей и объясняет расщепление функциональных зависимостей (см. рис. 2, а, б) при дискретном изменении частоты  $f_{\text{д}}$ .

С другой стороны, распределение значений  $RR$ -интервалов на рабочих ярусах ДРС поддается количественному описанию лишь с позиции определения полного числа комбинаций  $RR$ -интервалов (или числа рабочих ярусов), формирующих их распределение. Количественной оценкой такого описания является полное количество информации, недостающее для описания ДРС ( $I$ , бит) или информационная энтропия как среднее количество такой информации,

приходящееся на один отсчёт ( $I^*$ , бит/отсчёт). Вариативность баланса относительного присутствия хаотической и детерминистской составляющей ритма сердца может быть зафиксирована относительно информационной энтропии  $I_r^*$  в ДРС и расчётного эталонного значения энтропии  $H(X)$  для нормального закона распределения [1, 5, 7, 10]. Латентная взаимозависимость  $RR$ -интервалов в их комбинации на ДРС, определяющая системный детерминизм регуляции ритма, в процессе исследования предполагает параметрическое сопоставление ДРС и дДРС по их стандартным отклонениям —  $\sigma$  и  $RMSSD$  (см. рис. 2, а, б).

**Обсуждение результатов.** Количество  $k_r^*$  значений  $RR$ -интервалов на ДРС большой группы здоровых молодых людей связано функционально с их стандартным отклонением и информационной энтропией. В первом случае функция слабостепенная, во втором — экспоненциальная (см. таблицу). Существуют некоторые недостатки предложенной слабостепенной формы связи: эффективно описывается лишь средняя часть области параметрических изменений, упуская предельные значения  $\sigma = 0$  и  $RMSSD = 0$  при  $k_r^* = 1$  в левой части и предполагаемый участок насыщения по параметру  $k_r^*$  в правой части графиков на рис. 2, а, б; привносит смысловую неясность числовых эмпирических коэффициентов в представленных уравнениях линий тренда; на диаграмме функциональной зависимости  $k_r^* (RMSSD)$  распределение экспериментальных точек около линии тренда в сторону увеличения параметров испытывает сильное и усиливающееся с ростом  $f_d$  веерное рассеяние с падением достоверности аппроксимации распределения (см. рис. 2, б). Напомним, что  $k_r^*$ ,  $\sigma$  — это характеристики ДРС, а  $RMSSD$  — дДРС.

Предельно минимальное значение  $k_r^* = 1$  при  $\sigma = 0$  и  $RMSSD = 0$  учитывается добавлением единицы в правую часть уравнений  $k_r^*(\sigma)$ ,  $k_r^*(RMSSD)$  без изменений соответствующих значений  $R^2$ . Предположение о наличии участка насыщения по параметру  $k_r^*$  относится к области согласования его предельно максимальных значений с  $\sigma$  и  $RMSSD$  [1, 6, 10]. Учитывая, что аппроксимация экспериментального распределения на параметрических диаграммах (см. рис. 2, а, б) к функциональной зависимости проводится по признаку максимальной достоверности, и, основываясь на данных таблицы, резонно предположить кратность эмпирических коэффициентов в уравнениях линий тренда значениям  $f_d$ . Эмпирический выбор связи не является достаточным для эффективного (смыслового) определения форм функциональных параметрических зависимостей  $k_r^*(\sigma)$ ,  $k_r^*(RMSSD)$ . Принятая процедура аппроксимации методом наименьших квадратов подразумевает выделение формы тренда по максимальному значению  $R^2$ . Проверка результата  $k_r^* = 5,8\sigma^{0,81}$  для  $f_d = 500$  Гц с назначением степени 0,7

привела к уравнению линии тренда в форме  $k_r^* = 8,5\sigma^{0,7}$  при  $R^2 = 0,90$ . Такой результат лучше поддается осмыслению, учитывая относительную малочисленность экспериментальных данных при всех  $f_d < 1000$  Гц. Данные максимального представительства ( $f_d = 1000$  Гц) принимаем за исходные и получаем формы оценок параметрических взаимосвязей с учётом степени разрешения исходной записи:  $k_r^* = 1 + f_d \sigma^{0,7}/60$

и  $k_r^* = 1 + f_d (RMSSD)^{0,4}/16$ . Даже такая универсализация форм параметрических зависимостей с учётом частотных характеристик регистратора становится проблематичной уже при  $f_d = 250$  Гц (см. таблицу и рис. 2, б). Сильное и возрастающее рассеяние экспериментальных точек около линии тренда при  $f_d > 250$  Гц указывает на эффект роста выделяемой высокочастотной фазовой составляющей динамики электрического потенциала ЭКГ с камуфляжем низкочастотного детерминизма на ДРС.

Системный поиск соответствия характеристик рассеяния значений микропереходов числу рабочих ярусов на ДРС объясняется непрерывным текущим согласованием динамики функционального состояния организма человека и ритма сердца в рамках работы механизмов адаптации [11, 12]. Непрерывные быстрые рефлексорные и психические реакции на уровне центральной нервной системы при латентных откликах на них ритма сердца [1, 8, 11, 12] сопровождаются переходными режимами интенсификации вариабельности ритма по непрерывному высокочастотному поиску оптимального ритмического режима с отложенным переменным и более низкочастотным парасимпатическим тормозящим балансным влиянием.

Шаг дискретизации  $\Delta x = 1$ , определяемый приборной частотой, не равен среднему межъярусному промежутку  $\langle \Delta_{я} \rangle$ , т. е. средневыворочному расстоянию между ярусами. Результаты анализа, проведенного для вДРС, показали, что с ростом объема выборки  $n$  количество  $\Delta_{яi}$  на диаграмме монотонно растёт, а значение  $\langle \Delta_{я} \rangle \rightarrow \Delta x$  при  $n \rightarrow \infty$  [5]. В этом смысле приближение  $\langle \Delta_{я} \rangle \rightarrow 1$  следует считать показателем роста представительности хаотической высокочастотной составляющей в ритме сердца с сопутствующей нормализацией распределения на ДРС, а удаление  $\langle \Delta_{я} \rangle$  от единицы означает рост влияния детерминистской составляющей в ритме сердца с появлением низкочастотных регуляторных структур на ДРС [9]. В трактовке автора в случае  $\langle \Delta_{я} \rangle \rightarrow 1$  сердце работает в режиме непрерывного «мягкого» управления — регуляции ритма со стороны вегетативной нервной системы (ВНС), во втором — в не характерных для здоровых людей режимах «жесткого» управления со стороны центральной нервной системы (ЦНС) [11, 12]. Каждый переход на последующий режим управления ритма сопровождается ростом  $\langle \Delta_{я} \rangle$  с сохранением регуляции со стороны ВНС, вследствие чего интервалы «разрешенных» изменений параметра  $k_r^*$  резко сжимаются при более медленном снижении  $k_r^*$ , а значит и  $\sigma$  (см. рис. 1, а и 2, а). Ещё медленнее уменьшается  $I^*$  (см. рис. 1, б), определяя сокращение числа комбинаций значений  $RR$ -интервалов в формировании их распределения на ДРС, и отдаление от максимального значения энтропии  $H(X)$  для нормального закона распределения. Исходя их принятой логики можно предположить тенденцию на подавление регуляции со стороны ВНС

усилением управления со стороны ЦНС в принятом направлении устойчивого ухудшения функционального состояния организма человека.

Работа механизма адаптации «мягкой» подстройкой — регуляцией ритма со стороны симпатического сегмента ВНС при фиксированном режиме управления со стороны ЦНС соответствует ритму сердца в малых и строго определенных интервалах изменений параметров структурно-топологической области анализа. Расширение рамок адаптации «жесткой» подстройкой режима управления в сторону усиления соответствует удалению малых локальных пошаговых изменений на ДРС, что аналогично процедуре частотной фильтрации при уменьшении  $f_d$  (росте  $\Delta x$ ). В таких случаях вариативность значений  $\Delta_{я}$ , а следовательно, и значения  $RMSSD$  не должны быть велики (см. рис. 2, б). Так, при  $f_d = 100$  Гц процедура указанного выше поиска и ее реализация в формах оценки вариативности ритма практически полностью нивелируется. Увеличение  $f_d$  в  $m$  раз приводит к технологическому расщеплению каждого яруса на ДРС с  $m$ -кратным ростом  $\langle \Delta_{я} \rangle$ . Высокое разрешение записи ЭКГ в части ритмической составляющей позволяет, с одной стороны, визуализировать эту процедуру (см. рис. 2, б,  $f_d = 1000$  Гц), а с другой, указывает на присутствие сдерживающих факторов уровня вариативности ритма в рамках предоставляемых возможностей механизмов адаптации (см. рис. 1 и 2, а). Поиск соответствия характеристик рассеяния значений микропереходов (рис. 2, б) числу рабочих ярусов на ДРС поддерживается симпатическим влиянием, но всегда ограничен сильно запаздывающим ростом тормозящего влияния парасимпатического сегмента ВНС, что на спектре плотности мощности частотной области анализа отражается ростом вклада по мощности ритма в диапазоне высоких частот [1]. Если такое ограничение оказывается недостаточным для своевременного «усвоения» ритмом сердца поступающих по ЦНС сигналов, то при выработке ресурса регуляции со стороны ВНС длительным подавлением симпатического влияния происходит смена качества режима регуляции к форме активного управления ритмом сердца со стороны ЦНС [1, 9, 10]. Этот переход фиксируется смещением значений  $I^*$  в сторону меньших значений с резким снижением  $k_{я}^*$  и ростом  $\langle \Delta_{я} \rangle$ .

**Выводы.** Для здоровых молодых людей взаимосвязи структурно-топологических параметров ДРС — функциональные с поинтервальной дискретизацией по участкам вне зависимости от  $f_d$ , а с параметрами ВСР — функциональные или статистические с функциональным трендом, определяемым  $f_d$ . Механизм регуляции эффективен при стационарном ритме сердца и строго ограничен заданным режимом управления интервалами изменений параметров. Смена режима управления соответствует изменению качества ритма — удалением малых локальных пошаговых изменений на ДРС, что аналогично по результату процедуре высокочастотной фильтрации при уменьшении  $f_d$ . Естественный режим

регуляции ритма сердца со стороны ВНС фиксируется нормализацией распределения на ДРС приближением  $\langle \Delta_{я} \rangle \rightarrow \Delta x$  в интервале 1 мс. Усиление режима управления ритмом сердца со стороны ЦНС моделируется ростом  $f_d$  и фиксируется кратным ростом  $\langle \Delta_{я} \rangle$  со смещением и сжатием параметрических интервалов «разрешенных» изменений параметров, фиксирующих сжатие адаптационных рамок подавлением симпатической регуляции. Управляющим параметром поиска соответствия распределения значений  $RR$ -интервалов на ДРС нормальному закону при текущей коррекции числа рабочих ярусов является разность информационной энтропии ДРС и эталонного значения энтропии  $H(X)$ .

## Л и т е р а т у р а

1. **Кузнецов А. А.** Системный анализ и обработка электрокардиографической информации: Автореф. дис. на соиск. учен. степ. докт. техн. наук. Н. Новгород, 2012.
2. **Heart rate variability.** Standards of measurement, physiological interpretation and clinical use // *Europ. Heart J.* 1996. V. 17. P. 354—381.
3. **Прилуцкий Д. А., Кузнецов А. А., Плеханов А. А.** Накопитель ЭКГ «AnnA Flash2000» // Методы и средства измерений физических величин. Н. Новгород: НГТУ, 2006. С. 31—35.
4. **Medical Computer Systems** [Офиц. сайт] <http://www.mks.ru> (дата обращения 25.05.2015 г.)
5. **Кузнецов А. А.** Характеристики виртуальной диаграммы ритма сердца // *Инфокоммуникационные технологии.* 2009. Т. 7. № 4. С. 91—96.
6. **Кузнецов А. А.** Параметры информационной энтропии // *Измерительная техника.* 2012. № 12. С. 49—54.
7. **Вентцель Е. С.** Теория вероятностей. М.: Высшая школа, 1999.
8. **Физиология человека.** Т. 2 / Пер. с англ., под ред. Р. Шмидта и Г. Тевса. М.: Мир, 1996.
9. **Кузнецов А. А.** Исследование взаимосвязи ритма сердца и динамики амплитудных значений зубца  $R$  на электрокардиограмме // *Инфокоммуникационные технологии.* 2012. Т. 10. № 1. С. 55—60.
10. **Кузнецов А. А., Пермиков С. А.** Функции распределения параметров ритмограмм здоровых людей // *Измерительная техника.* 2014. № 9. С. 63—68.
11. **Анохин П. К.** Философские аспекты теории функциональной системы. М.: Наука, 1978.
12. **Баевский Р. М., Берсенева А. П.** Введение в донозологическую диагностику. М.: Слово, 2008.

Дата принятия 21.11.2014 г.