

**ОРИГИНАЛЬНЫЕ ИССЛЕДОВАНИЯ**

© Коллектив авторов, 2012  
УДК 616.72-002.77:616.15

**ФРАКТАЛЬНО-ФЛУКТУАЦИОННЫЙ АНАЛИЗ  
НЕЛИНЕЙНЫХ КОМПОНЕНТОВ СЕРДЕЧНОГО РИТМА  
ДЛЯ ПАРАМЕТРИЗАЦИИ ФУНКЦИОНАЛЬНОГО СОСТОЯНИЯ ЧЕЛОВЕКА**

*М.М. Лапкин\**, *С.П. Вихров\*\**, *А.В. Алтатов\*\**, *М.Ю. Митрофанова\*\**

\* ГБОУ ВПО «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова» Министерства здравоохранения и социального развития РФ, г. Рязань

\*\* ГБОУ ВПО «Рязанский государственный радиотехнический университет»  
Министерства образования РФ, г. Рязань

**В статье обосновывается применение локального фрактально-флуктуационного анализа сердечного ритма, расширяющего возможности стандартного флуктуационного анализа методом DFA и позволяющего производить оценку в реальном масштабе времени функционального состояния человека как в квазистационарных условиях, так и в условиях переходных процессов.**

**Ключевые слова:** функциональное состояние человека, сердечный ритм, фрактально-флуктуационный анализ.

В соответствии с представлениями научной школы П.К.Анохина – К.В. Судакова параметризация системной организации физиологических функций является чрезвычайно актуальной задачей [2], [9]. Решение этой задачи позволит проводить сравнительный анализ деятельности людей и их дифференциацию по физиологическим особенностям в различных условиях [3], [5]. Для этого необходимо выбрать минимальный набор физиологически информативных сигналов, разработать методы их анализа, с учетом современного представления об организме, как о сложном, самоорганизующемся, динамическом образовании [2], [4], [9].

**Ритм сердца – одномерная проекция функциональных систем организма**

Параметры функциональных систем организма имеют различную природу и информативность в зависимости от применяемого подхода к их получению. При анализе этих систем в динамике, т.е. в процессе жизнедеятельности человека, наиболее объективную информацию дают

методы, которые позволяют выделить ритмическую составляющую активности. Эта количественная характеристика, представляется в виде временного ряда, например RR-интервалов, ритма теппинг-теста, ритмов электроэнцефалограммы, ритма дыхания. С позиции теории сложных систем эти сигналы являются переменными сложного процесса взаимодействия различных систем организма. Таким образом, регистрируя весь спектр таких сигналов и анализируя их параметры, можно получить информацию об их функционировании. Однако такой подход практически не реализуем, поскольку идентифицировать и измерить все независимые переменные организма невозможно. Обычно выбирают наиболее информативный и доступный для анализа показатель. В данной работе это ритм сердца.

Выбор сердечного ритма в качестве индикатора функционального состояния организма человека основывается на том, что сердце участвует в деятельности важнейших функциональных систем организма, оперативно реагирует изменением

своих параметров на действие внешних и внутренних раздражителей и, кроме того, для сердечного ритма хорошо разработаны методики и технические средства регистрации его параметров. Метод кардиоритмографии является, информативным, легко воспроизводимым и реализуемым в минимально-достаточной конфигурации технических средств при исследовании тех или иных функциональных систем организма, а также позволяет относительно быстро набрать массив данных для анализа [3].

В теории сложных систем для решения задачи идентификации нелинейных динамических процессов используют подход, основанный на методе реконст-

рукции фазовой траектории системы по ее одномерной проекции, который был введен, математически сформулирован и доказан Ф. Такенсом в 1981 году в виде теоремы Такенса (delay embedding theorem). На этом основании сердечный ритм можно представить как одномерную проекцию сложных физиологических процессов, протекающих в организме человека и отражающих его функциональное состояние (рис. 1). Вся информация о действии таких процессов заключается в квазипериодических и флуктуационных вариациях ритма, которые могут неодинаково проявляться на различных временных масштабах.



Рис. 1. Концепция одномерных проекций функциональных систем организма

Таким образом, методическая простота регистрации и высокая биомедицинская информативность сделала сердечный ритм одним из главных параметров функциональной диагностики с подтвержденной диагностической значимостью, а кардиоинтервалометрию – апробированным методом исследования.

#### Исследования нелинейных компонентов ритма сердца

Анализ сердечного ритма с целью выявления информативных параметров для оценки физиологического состояния организма человека начал активно развиваться в начале 60-х годов. Одним из основополож-

ников методик анализа сердечного ритма в нашей стране является Р.М. Баевский. Его исследования основаны на определении временных и спектральных характеристик сердечного ритма, на основании которых, с привязкой к двухконтурной модели регуляции, можно делать выводы о физиологическом состоянии организма человека [3]. Вместе с тем установлено, что до 85% в спектре мощности кривой, огибающей значения длительностей динамического ряда кардио-интервалов, составляют неперiodические хаотические компоненты, имеющие фрактальную природу [3], [12] то есть в нем присутствуют нелинейные эффекты, для описания которых необходимо использо-

вать специальные методы анализа, основанные на исследовании внутренней организации динамического ряда кардиоинтервалов.

Эта кривая относится к группе сигналов, спектральная плотность мощности  $S(f)$  которой обратно пропорциональна частоте  $f$  (рис. 2).

$$S(f) \sim f^{-\beta} \quad (1)$$

где  $\beta$  – показатель наклона аппроксимирующей линии (по методу наименьших квадратов) в двойных логарифмических координатах.

Другой особенностью ритма сердца, как процесса сложной биологической системы, отличающей его от других физиологических сигналов, является наличие у него эффекта самоподобия и масштабная инвариантность на различных временных участках.

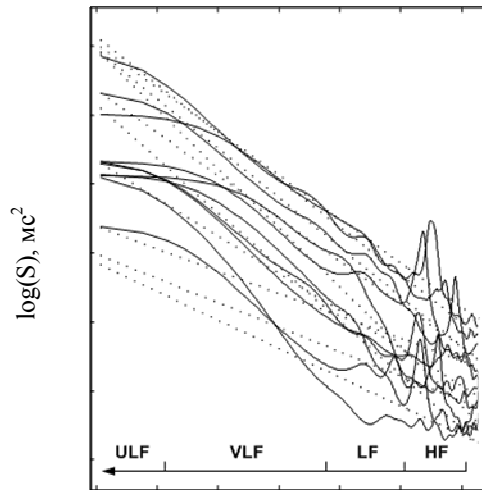


Рис. 2. Примеры огибающих спектра некоторых RR-сигналов (Normal Sinus Rhythm, PhysioBank).

Сплошными линиями показаны кривые спектральной плотности мощности, пунктирными – аппроксимирующие линии с наклоном  $\beta$



Рис. 3. Иллюстрация статистического самоподобия ритма сердца

На рисунке 3 приведены две реализации длиной 256 кардиоинтервалов Normal Sinus Rhythm (данные с сайта PhysioBank). Первая реализация (рис. 3, а) в нормальном масштабе времени, вторая (рис. 3, б) получена путем усреднения 8192 интервалов по 32 отсчета до 256 интервалов – фактически для исходной реализации применен сглаживающий фильтр.

Очевидно, что они статистически самоподобны – об этом говорит равенство статистических величин, например среднеквадратического отклонения. Это свойство очень напоминает броуновские сигналы, для которых характерно явление масштабной инвариантности в больших диапазонах от размеров сосуда с жидкостью до длины свободного пробега молекул между столкновениями [7]. Такая аналогия с броуновским движением позволяет предполагать, что кривая, огибающая значения длительностей динамического ряда кардиоинтервалов, относится к большой группе случайных фрактальных структур.

Изучение явления самоподобия сердечного ритма, с позиции фрактального подхода, началось еще в 80-х годах прошлого века. Наибольших успехов в этом направлении достигла группа зарубежных ученых А.Л. Goldberger, С.-К. Peng и др. из Rey Institute for Nonlinear Dynamics in Medicine [11]. Они предложили использовать нелинейные методы для анализа структуры сердечного ритма, из которых наиболее известным является метод анализа флуктуаций относительно тренда (detrended fluctuation analysis – DFA) [11]. Также активно разрабатываются методы вычисления фрактальной размерности [4], корреляционного интеграла [13], реконструкция аттрактора [10] и т.п.

Однако, до настоящего времени нелинейные методы исследования физиологических процессов, в т.ч. сердечного ритма, так и не получили широкого распространения. Это сдерживается не только отсутствием физиологической интерпретации низкочастотных компонентов различных ритмов, дающих основной нелинейный эффект, но и отсутствием эффективных алгоритмов, ко-

торые можно было бы использовать для обработки получаемых показателей в режиме реального времени.

#### Разработка метода анализа сердечного ритма для локальной оценки скейлинговых характеристик на основе DFA метода

Как было отмечено, наибольшее распространение среди нелинейных методов анализа получил метод DFA. Кратко, суть данного метода заключается в следующем. Находится среднее значение последовательности RR-интервалов, а затем вычитается из каждого отдельного интервала, то есть сигнал приводится к нулевому среднему значению. В результате чего формируется последовательность  $x(i)$ . Затем согласно выражению (2) формируется функция накопления  $y(i)$  или кумулятивная сумма.

$$y(i) = \sum_{i=1}^N x(i) \quad (2)$$

где  $i = [1, N]$ ,  $N$  – длина исходной последовательности RR-интервалов.

Полученная функция накопления фрактально разбивается (для  $N=512$ , рис. 4) на фрагменты (участки) длиной  $n$ , кратные некоторому степенному показателю. Для каждого фрагмента методом линейной аппроксимации определяется функция локального тренда, которая вычитается из последовательности данных фрагмента.

В каждом фрагменте с удаленным трендом вычисляется среднеквадратическое отклонение как функция ширины фрагмента по формуле 3.

$$F(n) = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{k=1}^N [y(k) - y_n(k)]^2} \quad (3)$$

где  $N$  – длина исходной последовательности RR-интервалов.

По полученным данным строится зависимость  $lgF(n)$  от  $lg(n)$  и аппроксимируется прямой с помощью метода наименьших квадратов (рис. 5).

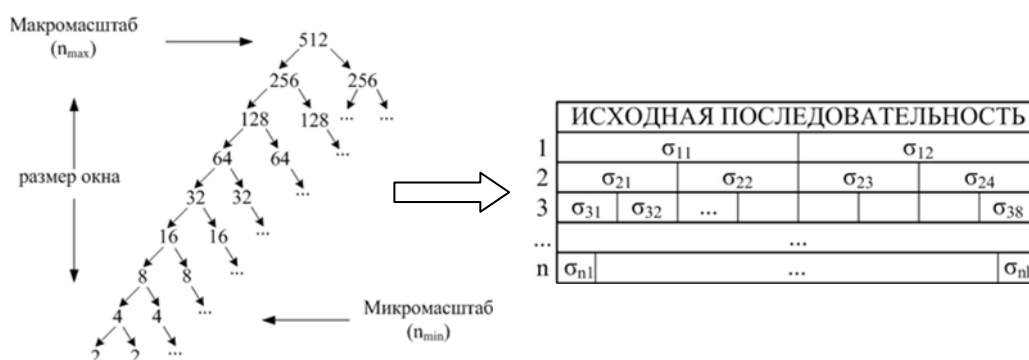


Рис. 4. Пример фрактального разбиения исследуемого процесса с длинами  $n$ , кратными степени двойки, и иерархический массив флуктуаций

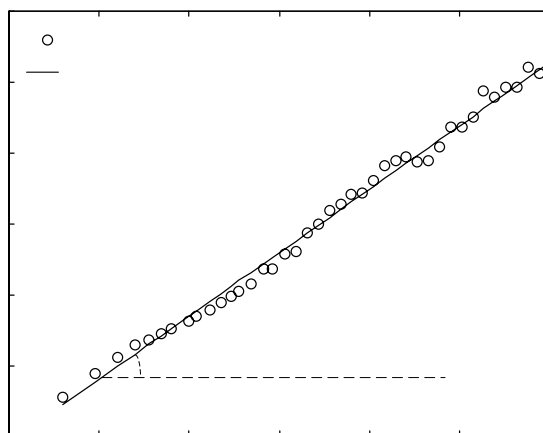


Рис. 5. Графическое изображение флуктуационной функции  $F(n)$

По графику определяется угловой коэффициент  $\alpha$  (масштабный показатель), который выявляет наличие кратковременных и долговременных корреляций ритма сердца, а значит, несет информацию об изменении межинтервальной структуры.

В рамках описанного метода для скейлингового показателя  $\alpha$  устанавливаются следующие диапазоны значений:  $0 < \alpha < 0,5$  – антикорреляция (резкие изменения);  $\alpha = 0,5$  – отсутствие корреляции – гаусовский (бе-

лый) шум;  $0,5 < \alpha < 1$  – наличие длительных корреляций;  $\alpha = 1$  – фликкер-шум ( $f^1$  шум);  $\alpha > 1$  – нестепенные корреляции, процессы типа случайного блуждания; при  $\alpha = 1,5$  – броуновский шум.

Для корректной диагностической интерпретации значения масштабного показателя  $\alpha$  предлагается использовать шкалу соответствия значений масштабного показателя функциональному состоянию организма (рис. 6).

3 - результат расчета  
- аппроксимирующая линия

2.5

2

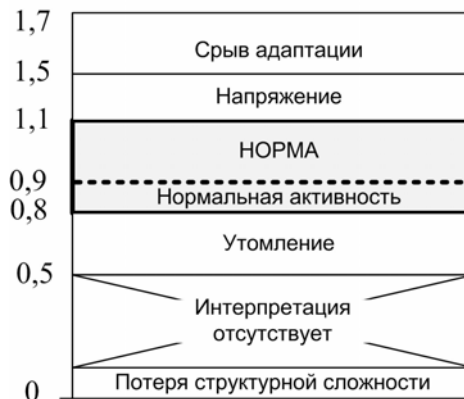


Рис. 6. Шкала соответствия значений масштабного показателя  $\alpha$  функциональному состоянию организма человека

Согласно шкале (рис. 6) значения  $\alpha$  в пределах следующих диапазонов соответствуют следующим функциональным состояниям:  $1,5 < \alpha \leq 1,7$  – срыв адаптации;  $1,1 < \alpha \leq 1,5$  – напряжение;  $0,8 < \alpha \leq 1,1$  – относительный физиологический покой;  $0,5 < \alpha \leq 0,8$  – состояние утомления или сна. Значения масштабного показателя на границах этих диапазонов соответствуют переходным процессам, то есть переход от одного функционального состояния к другому. Значение масштабного показателя  $\alpha = 0,9$  соответствует нормальному сердечному ритму, а, следовательно, и функциональному состоянию организма человека, свидетельствующему об оптимальной адаптации к данным условиям окружающей среды.

#### Разработка оконного метода флуктуационного анализа ритма сердца в режиме реального времени

Изначально флуктуационный анализ был разработан для оценки долговременных корреляций. Рекомендуемое количество элементов множества  $N \approx 10^4$ , хотя часто значения скейлингового показателя  $\alpha$  отдельно вычисляют для коротких ( $n \leq 16$ ) и длинных ( $n > 16$ ) фрагментов. В режиме оперативного слежения за функциональным состоянием организма человека такие большие длительности не приемлемы. В связи с этим в работе [1]

нами было обосновано применение метода DFA для коротких фрагментов. На основании полученных результатов предлагается для анализа сердечного ритма в реальном времени использовать оконный метод. То есть мы предложили сканировать RR-сигнал, регистрируемый в режиме реального времени окном заданной длительности  $M$ , и вычислять для него флуктуационную функцию. Этот режим позволил осуществлять динамический контроль параметра  $\alpha_{dfa}$ , а, следовательно, фиксировать быстрые эффекты изменению корреляционных свойств RR-сигнала. Для этого необходимо принять, что регистрируемый процесс будет локально стационарен в пределах ширины окна. При этом локальная среднеквадратическая флуктуационная функция примет следующий вид:

$$F^k(n) = \sqrt{\frac{1}{M} \sum_i^{i+M-1} [y(k) - y_n(k)]^2} \quad (4)$$

где  $i = k \cdot M$ ,  $k = [0, N/M]$  – индекс текущего окна, тогда

$$F^{jk}(n) \sim n^{\alpha_{dfa}^k} \quad (5)$$

На рисунке 6 показаны результаты вычисления локального скейлингового показателя  $\alpha_{dfa}^k$  в неперекрывающихся окнах шириной  $M=256$  для RR-сигналов Normal Sinus Rhythm (nsr2db) и Normal White (база

данных PhysioBank). Для сравнения с классическим методом на графиках приведено значение скейлингового показателя, вычисленное для выборки в целом.

Состоянию расслабления (рис. 7 а, б) характерно стремление скейлингового показателя к значению 0,5 с кратковременными всплесками, являющимися нестационарными участками, на которых происходит аномальное завышение показателя, вследствие переходных режимов. В целом, для активного состояния организма, значение анализируемого показателя стремится к 1 (фрактал, фликер-шум).

Интересно посмотреть как поведение скейлинговых показателей на более сложных реализациях кардиоинтервалов. На рис. 8 приведен пример такого сигнала. Данный сигнал имеет сложную структуру – с одной стороны это замедленный ритм, характерный для утомленного организма, с другой стороны сложная хаотическая структура.

Далее из PhysioBank был выбран сигнал, зарегистрированный у человека в состоянии, резкого понижения трудоспособности связанного с болезнью. Результаты локального флуктуационного анализа показаны на рисунке 9.

Из полученных данных следует, что локальный флуктуационный анализ до-

вольно хорошо фиксирует изменения структуры ритма сердца в реальном времени и позволяет определять моменты изменения состояния организма человека, связанные с изменением структуры ритма без привязки к частоте сердечных сокращений и спектральному анализу.

В данном случае, анализируя скейлинговый показатель ритма сердца, можно фиксировать пограничные состояния работоспособности организма, которые связаны с изменением структуры ритма сердца. Ситуацию, когда структура ритма приближается к модели белого шума, можно интерпретировать как снижение активности адаптационных механизмов, наступление фазы утомления или даже сна. Напротив резкое повышение корреляционной динамики свидетельствует о повышенной стрессорной нагрузке, которая уменьшает корреляционные свойства ритма, и характеризуется зарегулированностью функциональных систем организма. Долговременный тренд такого показателя однозначно указывает на проблемы с регуляцией. В этом случае необходимо оперативное реагирование на сложившееся функциональное состояние человека для последующей его коррекции или изменение условий его деятельности.

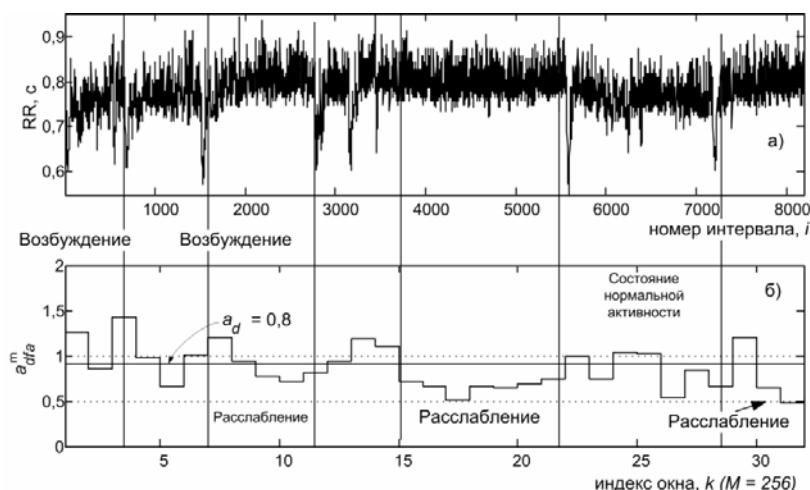
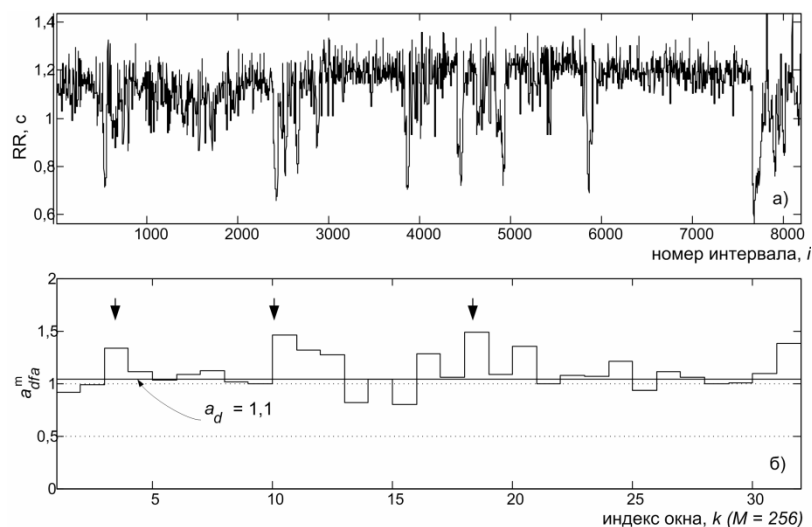


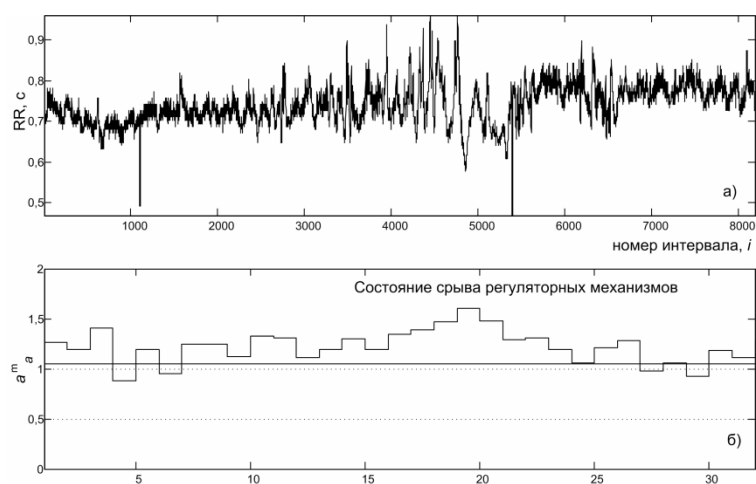
Рис. 7. Локальный флуктуационный анализ в режиме реального времени: а – Ряд RR-интервалов,

б – значения локального скейлингового показателя  $\alpha_{dfa}^k$  в  $k$ -тых неперекрывающихся окнах,

жирным пунктиром указано значение  $\alpha_{dfa}$  для выборки в целом



**Рис. 8.** Локальный флуктуационный анализ в режиме реального времени сигнала со сложной структурой.  
 а – Ряд RR-интервалов, б – значения локального скейлингового показателя  $\alpha_{dfa}^k$  в  $k$ -тых  
 неперекрывающихся окнах, жирным пунктиром указано значение  $\alpha_{dfa}$  для выборки в целом.  
 Стрелочками показаны моменты резкого усиления ритма связанного с переходом в возбужденное состояние



**Рис. 9.** Локальный флуктуационный анализ в режиме реального времени сигнала в напряженном режиме  
 функционирования. а – Ряд RR-интервалов, б – значения локального скейлингового показателя  $\alpha_{dfa}^k$   
 в  $k$ -тых неперекрывающихся окнах, жирным пунктиром указано значение  $\alpha_{dfa}$  для выборки в целом.  
 Скейлинговый показатель стремится к 1,5, что соответствует случайному блужданию  
 (броуновскому характеру ритма).



### Выводы

Предложен метод локального флуктуационного анализа сердечного ритма, расширяющий возможности стандартного флуктуационного анализа методом DFA, и позволяющий производить оценку в реальном масштабе времени в рамках шкалы соответствия значений масштабного показателя  $\alpha$ . Этот метод позволяет локализовать момент изменения функционального состояния человека по колебаниям значений предлагаемого масштабного показателя, а также определять переходные состояния между двумя функциональными состояниями организма в динамике по коротким (до 256 RR-интервалов) временным сериям. В рамки данной работы не вошли вопросы физиологической интерпретации значений скейлинговых показателей, так как для этого необходимо проведение исследований на больших выборках испытуемых с обязательным документированием их текущего состояния, режима работы и т.п. Очевидно, это является предметом отдельных изысканий.

### Литература

1. Алпатов А.В. Метод флуктуационного анализа сердечного ритма в режиме реального времени / А.В. Алпатов, М.Ю. Митрофанова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2011. – № 7. – С. 66-71.
2. Анохин П.К. Биология и нейрофизиология условного рефлекса / П.К. Анохин. – М.: Медицина, 1968. – 547 с.
3. Медико-физиологические аспекты разработки аппаратно-программных средств для математического анализа ритма сердца / Р.М. Баевский [и др.] // Рос. медико-биол. вестн. им. акад. И.П. Павлова. – 1996. – № 1-2. – С.104-113.
4. Бакусов К.М. Исследование фрактальных характеристик ритма сердца / К.М. Бакусов, Р.Х. Зулкарнеев // Вестн. новых мед. технологий. – 1997. – Т. IV, № 1-2. – С. 67-70.
5. Бодягин Н.В. Идеи теории сложных систем в биофизике / Н.В. Бодягин, С.П. Вихров // Вестн. новых мед. технологий. – 1995. – Т. II, №3-4. – С.9-14.
6. Голубева Э.А. Способности личность индивидуальность / Э.А. Голубева. – Дубна: Феникс, 2005. – 512 с.
7. Короленко П.В. Иновационные методы анализа стохастических процессов и структур в оптике. Фрактальные и мультифрактальные методы, вейвлет-преобразования: учебное пособие / П.В. Короленко, М.С. Маганова, А.В. Меснянкин. – М.: Московский государственный университет им. М.В. Ломоносова, Научно-исследовательский институт ядерной физики им. Д.В. Скобельцына, 2004. – С. 16-17.
8. Меделяновский А.Н. Системные механизмы гомеостазиса / А.Н. Меделяновский // Успехи физиологических наук. – 1982. – Т. 13, № 3. – С. 96-126.
9. Судаков К.В. Функциональные системы / К.В. Судаков. – М.: Изд-во РАМН, 2011. – 320 с.
10. Bracic M. Nonlinear dynamics of the blood flow studied by Lyapunov exponents / M. Bracic, A. Stefanovska // Bulletin of Mathematical Biology. – 1998. – Vol. 60. – P. 417-433.
11. Margret & H.A. Rey Institute for Nonlinear Dynamics in Medicine. – URL: <http://reylab.bidmc.harvard.edu/> (дата обращения: 02.04.2012).
12. Quantification of scaling exponents and crossover phenomena in nonstationary heartbeat time series / C.-K. Peng [et al.] // Chaos. – 1995. – Vol. 5, №1. – P. 82-87.
13. Normalized correlation dimension for heart rate variability analysis / C. Raab [et al.] // Biomedizinische Technik. – 2006. – Vol. 51, Is. 4. – P. 229-232.

**FRactal-Fluctuation Analysis of Heart Rate Nonlinear Components to Parameterize the Functional Condition**

*M.M. Lapkin, S.P. Vikhrov, A.V. Alpatov, M.Y. Mitrofanova*

**The article explains the use of the local fractal analysis of heart rate fluctuation that extends the standard fluctuation analysis DFA method and allows the assessment of real-time functional state of man as a quasi-stationary conditions and in conditions of transition.**

*Key words: functional state of human heart rate, fractal analysis of the fluctuation.*

Лапкин Михаил Михайлович – д.м.н., проф., зав. кафедрой нормальной физиологии с курсом психофизиологии.

Рабочий адрес: 390026, г. Рязань, ул. Высоковольтная, д. 9.

Государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Рязанский государственный медицинский университет имени академика И.П. Павлова» Министерства здравоохранения и социального развития Российской Федерации, ГБОУ ВПО РязГМУ Минздравсоцразвития России.

Тел.: (8-4912-25-67-70) (кафедра нормальной физиологии с курсом психофизиологии).

E-mail: m.lapkin@rzgmu.ru.

Домашний адрес: Россия, 390029, г. Рязань, ул. Высоковольтная, 18, кв. 108.

Вихров Сергей Павлович – д.ф.-м.н., проф., зав. кафедрой биомедицинской и полупроводниковой электроники.

Рабочий адрес: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Рязанский государственный радиотехнический университет», ФГБОУ ВПО «РГРТУ».

Тел.: (8-4912- 92-15-84) (кафедра биомедицинской и полупроводниковой электроники).

E-mail: mel@rsreu.ru.

Домашний адрес: Россия, 390026, г. Рязань, ул. 4 линия, д.1, кв. 104.

Тел.: (8-4912- 75-49-61).

Алпатов Алексей Викторович – к.т.н, доц. кафедры биомедицинской и полупроводниковой электроники.

Рабочий адрес: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Рязанский государственный радиотехнический университет», ФГБОУ ВПО «РГРТУ».

Тел.: (8-4912- 92-15-84) (кафедра биомедицинской и полупроводниковой электроники).

E-mail: mel@rsreu.ru.

Домашний адрес: 390037, Рязань, ул. Зубковой, 16 к.1, к. 33.

Тел.: (8-4912- 40-11-67).

Митрофанова Мария Юрьевна – магистр, мл. науч. сотрудник кафедры биомедицинской и полупроводниковой электроники.

Рабочий адрес: 390005, г. Рязань, ул. Гагарина, 59/1.

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Рязанский государственный радиотехнический университет», ФГБОУ ВПО «РГРТУ».

Тел. (4912) 92-15-84 (кафедра биомедицинской и полупроводниковой электроники).

E-mail: mel@rsreu.ru.

Домашний адрес: 390035, г. Рязань, ул. Братиславская, д. 27, кв. 313.

Тел.: (8-910-6431960).