

Применение мультифрактального формализма при исследовании роли вегетативной регуляции в формировании собственного электромагнитного излучения головного мозга

Аннотация

В статье рассмотрены возможности модифицированного радиофизического комплекса МРТРС-40 при совместной обработке сигналов variability сердечного ритма (ВСР) и собственного электромагнитного излучения головного мозга. Показано, что применение мультифрактального анализа при совокупных функциональных исследованиях ВСР и собственного электромагнитного излучения головного мозга позволяет оценить подобие следующих процессов:

- активности симпатического отдела вегетативной нервной системы с периодами флуктуаций в диапазоне от 6,5 до 25 с и динамики транспорта жидкости в межклеточных и внутриклеточных пространствах тканей головного мозга с периодами флуктуаций в диапазоне от 20 до 40 с;
- активности центральных эрготропных и гуморально-метаболических механизмов регуляции сердечного ритма, определяемых очень низкочастотными колебаниями ВСР в диапазоне от 25 до 300 с, и процессов термодинамической регуляции в тканях головного мозга с периодами флуктуаций в диапазоне от 50 до 70 с.

Если систематическое расхождение указанных оценок нельзя считать незначительным, то это характеризует ситуацию, при которой снижается роль вегетативной регуляции в функциональных процессах головного мозга.

Введение

Известно, что с физической точки зрения собственное электромагнитное излучение человека является следствием флуктуаций микрочарядов и микротоков, порождающих случайные электромагнитные поля. В силу отсутствия строго термодинамического равновесия в биологических тканях радиоактивная температура $T_{\text{р}}(t)$ электромагнитного излучения является стохастическим процессом и определяется электрофизическими характеристиками биологических тканей, коэффициентом поглощения $s(t)$ и термодинамической температурой $T(t)$ [1].

Взаимодействие собственного электромагнитного излучения головного мозга и механизмов регуляторных систем в организме человека изучено недостаточно. Это в полной мере относится и к вегетативной нервной системе (ВНС), надсегментарные отделы которой участвуют в обеспечении регуляции мозгового кровообращения и когнитивных процессов [2]. В работе [3] Ю.В. Гуляев и Э.Э. Годик сформулировали гипотезу о параметрической модуляции собственных физических полей человека биохимическими и биофизическими процессами организма. Подтверждением ее верности являются некоторые результаты экспериментальных исследований [4], [5], которые получены с применением методов статистического и информационного анализа. Для повышения качества идентификации этих процессов можно использовать адекватные математические методы диагностики состояния, включающие в себя методологию диагностики состояний, описываемых динамическими рядами характеристик [6]. В данном случае мультифрактальный анализ исследуемых сигналов позволяет получать оценки, дающие представление об их самоорганизации и внутренних нелинейных динамических процессах [7].

Целью рассматриваемой работы является оценка возможностей применения мультифрактального формализма при исследовании роли вегетативной регуляции в формировании собственного электромагнитного излучения головного мозга.

Материалы и методы

При решении этой задачи применяется радиофизический комплекс МРТРС-40 [5]. Измерительная система комплекса состоит из модернизированного двухканального СВЧ-радиотермографа МРТ40, регистратора variability ритма (ВСР) и аппаратно-программного блока обработки и анализа данных. Сигнал ВСР получается программным методом из сигнала ЭКГ, снятого в первом отведении. Система позволяет проводить одновременную регистрацию сигналов собственного электромагнитного излучения головного мозга и ВСР при функциональных исследованиях. Схема измерительной системы показана на рис. 1.

Основные тактико-технические характеристики используемого радиотермографа МРТ-40:

- диапазон измеряемых радиоактивных температур, К: 298...323;
- диапазон измеряемых частот, МГц: 650...850;
- флуктуационная чувствительность, $K/\sqrt{Гц}$, не менее: 0,05.

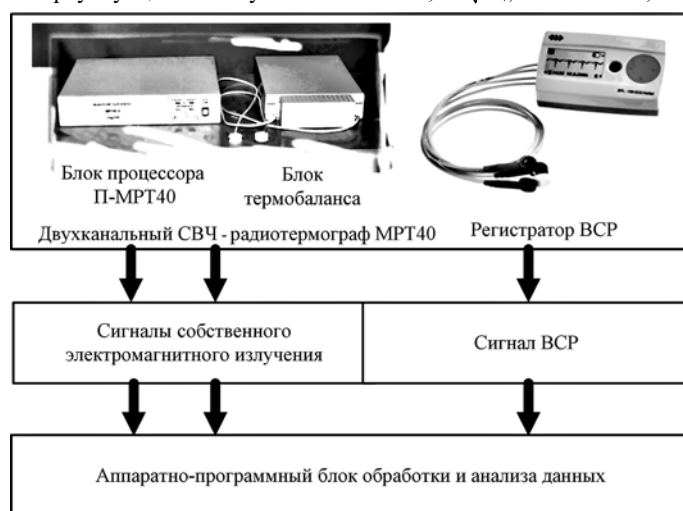


Рис. 1. Схема измерительной системы радиофизического комплекса МРТРС-40

Для повышения качества инвариантности результатов измерения радиоактивной температуры от согласования антенны с телом в модернизированном СВЧ-радиотермографе МРТ40 реализована новая схема термобаланса. Эта схема отличается от известных решений [8], [9] тем, что указанная выше инвариантность основана на организации параметрической компенсации потерь в элементах входного каскада системы термобаланса.

Структурная схема модернизированного СВЧ-радиотермографа МРТ40 представлена на рис. 2.

Запишем уравнения, определяющие два состояния схемы термобаланса рассматриваемого СВЧ-радиотермографа: при первом состоянии переключатель П обеспечивает передачу данных от антенны ко входу радиометрического приемника, во втором состоянии переключатель П обеспечивает передачу данных от короткозамыкателя ко входу радиометрического приемника.

Если обозначить сигнал на входе радиометрического приемника в первом состоянии как U_1 , а во втором – как U_2 , то уравнение авторегулирования схемы термобаланса модерни-

зированной СВЧ-радиотермографа МРТ40 можно записать следующим образом:

$$\begin{aligned}
 U_1 &= T_{\text{CH}}(1 - \gamma_{\text{Ц}})(1 - \gamma_{\text{К2}})(1 - \gamma_{\text{К3}})^2 + \\
 &+ T_{\text{К2}}\gamma_{\text{К2}} + T_{\text{К3}}\gamma_{\text{К3}}(1 - \gamma_{\text{К2}}); \\
 U_2 &= T_{\text{Я}}(1 - \Gamma_0^2)(1 - \gamma_{\text{А}})(1 - \gamma_{\text{К1}}) + \\
 &+ T_{\text{CH}}(1 - \gamma_{\text{Ц}})(1 - \gamma_{\text{К1}})(1 - \gamma_{\text{А}})^2\Gamma_0^2 + \\
 &+ T_{\text{А}}\gamma_{\text{А}}(1 - \gamma_{\text{К1}}) + T_{\text{К1}}\gamma_{\text{К1}}; \\
 U_1 &= U_2, \tag{1}
 \end{aligned}$$

где $\gamma_{\text{К1}}, \gamma_{\text{К2}}, \gamma_{\text{К3}}, \gamma_{\text{А}}, \gamma_{\text{Ц}}$ – коэффициенты потерь первого, второго кабеля, короткозамыкателя, антенны и циркулятора соответственно; $T_{\text{К1}}, T_{\text{К2}}, T_{\text{А}}, T_{\text{К3}}, T_{\text{Я}}, T_{\text{CH}}$ – шумовые температуры первого, второго кабеля, антенны, короткозамыкателя, радиояростная температура тела и температура согласованной нагрузки соответственно; Γ_0^2 – коэффициент отражения от границы «антенна-тело».

Если $T_{\text{К1}} = T_{\text{К2}} = T_{\text{А}} = T_{\text{К3}}, \gamma_{\text{К1}} = \gamma_{\text{К2}}$ и потерями в антенне и короткозамыкателе можно пренебречь, то уравнение авторегулирования приобретает следующий вид:

$$\hat{T}_{\text{Я}} = T_{\text{CH}}(1 - \gamma_{\text{Ц}}), \tag{2}$$

т. е. оценкой собственного электромагнитного излучения головного мозга является радиояростная температура согласованной нагрузки, которая пропорциональна ее термодинамической температуре. Изменения в шкале температур, определяемые множителем $(1 - \gamma_{\text{Ц}})$, учитываются при калибровке радиотермографа.

Для реализации блока обработки и анализа данных нестационарных ВР биомедицинских сигналов применен метод мультифрактального флуктуационного анализа (MFDFA) [10].

Получаемые оценки метода MFDFA – ширина мультифрактального спектра W и показатель Херста H_d – являются количественной мерой оценки самоподобия ВР и могут характеризовать функциональные изменения в регуляторных механизмах ВНС [11]. Для теоретического обоснования точности получения этих величин были использованы два генератора временных рядов (ВР):

- для оценки H_d – фрактального броуновского движения (ФБД) [11];
- для оценки W – биномиальный каскад ФБД M_m (m – мультипликационный параметр) [12].

При помощи генераторов ВР двух типов получены оценки интегрированных сигналов ФБД. Считается, что показатель Херста интегрированного сигнала численно соответственно равен $H_{\text{int}} = H + 1$ [14].

В первом случае в качестве модельных сигналов использовались ВР, реализованные сто раз для каждого задаваемого значения $h \in [0, 1; 0, 9]$ и с длительностью, соответствующей пятиминутным реальным ВР. Было получено, что возвращаемые методом MFDFA значения H_d имеют отклонения задаваемых h не более чем 0,02, что показывает высокую точность метода.

Во втором случае получены оценки зависимости W от задаваемой параметрами каскада ($m \in [0, 5; 0, 9]$) ширины спектра w . Полученные результаты показали, что возвращаемая величина W не меняется при интегрировании сигнала. Это позволяет сделать вывод о возможности применения метода MFDFA для оценки кратковременных биомедицинских сигналов.

При спектральном анализе ВСР выделяют три частотных компонента: согласно российским и западным стандартам HF соответствует диапазону частот от 0,4 до 0,15 Гц; LF – от 0,15 до 0,04 Гц; VLF – от 0,04 до 0,003 Гц [15]. Известно, что диапазон LF характеризует активность симпатического отдела ВНС и состояния системы регуляции сосудистого тонуса, определяемого активностью симпатического отдела ВНС и симпатических центров, контролируемых более высокими уровнями регуляции. Диапазон VLF отражает активность центральных эрготропных и гуморально-метаболических механизмов регуляции сердечного ритма [15].

Из работы [16] следует, что при проведении мультифрактального анализа диапазон HF является неинформативным. Поэтому в настоящем исследовании границы временных масштабов выбирались в следующих пределах: LF – 6,5...25 с, VLF – 25...300 с, Total (масштаб полного частотного диапазона) – 2,5...300 с.

Ранее нами показано, что флуктуации собственного электромагнитного излучения головного мозга человека в полосе частот от 650 до 850 МГц можно интерпретировать как изменения определенных физических процессов: в диапазоне частот от 0,15 до 0,025 Гц эти флуктуации преимущественно отражают динамику транспорта жидкости в межклеточных и внутриклеточных пространствах тканей головного мозга, а в области частот менее 0,025 Гц – термодинамические изменения в них [2], [4], [5]. Для сигнала собственного электромагнитного излучения выбраны следующие границы временных масштабов мультифрактального анализа: $\delta(\epsilon)$ – 20...40 с и T_d – 50...70 с.

Результаты и обсуждение

Исследования проводились в Свердловском областном клиническом психоневрологическом госпитале для ветеранов войн (г. Екатеринбург) на группе из 20 добровольцев-испытуемых в возрасте от 18 до 20 лет, у которых при дополнительной оценке неврологического статуса признаков неврологических патологий не было выявлено. Биомедицинские сигналы регистрировались в двух функциональных состояниях пациентов-добровольцев: в функциональном покое (F) и при выполнении пассивной ортостатической пробы (O). Время каждого из функциональных состояний равнялось 5 мин. Электромагнитное излучение регистрировалось в симметричных теменных зонах левого и правого полушарий.

При анализе сигналов оценивались ширина мультифрактального спектра и показатель Херста в выбранных диапазонах. Для оценки согласованности вычислений мультифрактальных характеристик биомедицинских сигналов, которые регистрировались одновременно в режиме реального времени, использовался критерий Бленда-Альтмана [17].

При получении оценок с помощью критерия Бленда-Альт-

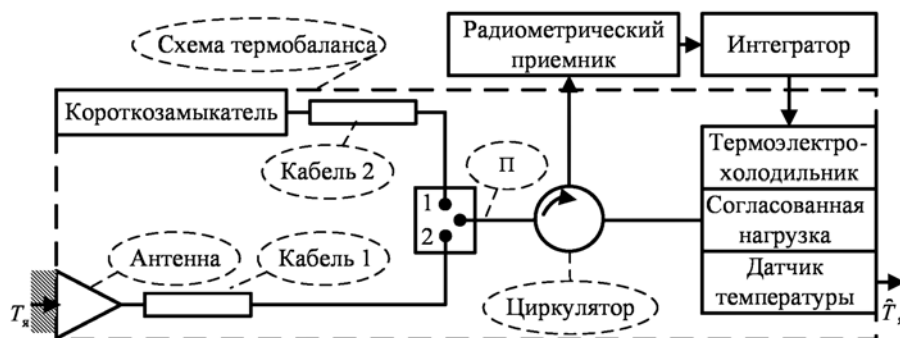


Рис. 2. Структурная схема СВЧ-радиотермографа с параметрической компенсацией потерь в элементах схемы термобаланса

мана для каждой пары величин, рассчитанных для обоих сигналов, вычислялась их разность: $(W^{BCP} - W^{СЭИ})$ и $(H_d^{BCP} - H_d^{СЭИ})$. Среднее значение разности характеризует систематическое расхождение, а стандартное отклонение разности – степень разброса результатов. Далее оценивалась зависимость расхождения от величины параметра с использованием в качестве оценочного параметра среднего значения пары величин. В табл. 1 и 2 приведены значения оценок критерия Бленда-Альтмана (средняя разность и стандартное отклонение) для ширины мультифрактального спектра W показателя Херста H_d сигналов ВСР и собственного электромагнитного излучения (СЭИ).

Результаты, приведенные в табл. 1 и 2, показывают низкий уровень систематического расхождения оценок в диапазонах VLF и T_d , а также в диапазонах LF и $\delta(\epsilon)$. Полученные значения этих расхождений σ имеют меньшую величину по сравнению со средними значениями по выборке $\langle W \rangle = 0,49$; $\langle H_d \rangle = 0,17$. По критерию Бленда-Альтмана статистическая значимость полученных оценок определена на уровне не ниже 91 %, что свидетельствует о высокой степени согласованности оценок исследуемых сигналов [17].

В известных работах [11], [13] показано, что динамика изменения ВНС может быть описана как процесс ФБД монофрактального типа (т. е. характеризуется одним показателем H_d).

Таблица 1

Результаты оценки критерия Бленда-Альтмана: параметров W и H_d сигналов СЭИ и ВСР в состоянии F

$\langle \Delta W \rangle_F / \langle \Delta H_d \rangle_F$		BCP			СЭИ, канал 1		СЭИ, канал 2	
		VLF	LF	T	$\delta(\epsilon)$	T_d	$\delta(\epsilon)$	T_d
BCP	VLF	*	0,38 / 0,16	0,36 / 0,16	0,34 / 0,10	0,01 / 0,01	0,57 / 0,08	0,10 / 0,03
	LF	0,38 / 0,16	*	0,02 / 0,01	0,04 / 0,07	0,37 / 0,17	0,19 / 0,08	0,28 / 0,19
	T	0,36 / 0,16	0,02 / 0,01	*	0,02 / 0,06	0,35 / 0,17	0,21 / 0,08	0,26 / 0,18
СЭИ, к1	$\delta(\epsilon)$	0,34 / 0,10	0,04 / 0,07	0,02 / 0,06	*	0,33 / 0,11	0,23 / 0,02	0,24 / 0,13
	T_d	0,01 / 0,01	0,37 / 0,17	0,35 / 0,17	0,33 / 0,11	*	0,56 / 0,09	0,09 / 0,02
СЭИ, к2	$\delta(\epsilon)$	0,57 / 0,08	0,19 / 0,08	0,21 / 0,08	0,23 / 0,02	0,56 / 0,09	*	0,47 / 0,11
	T_d	0,10 / 0,03	0,28 / 0,19	0,26 / 0,18	0,24 / 0,13	0,09 / 0,02	0,47 / 0,11	*
BCP		СЭИ, канал 1			СЭИ, канал 2			
		VLF	LF	T	$\delta(\epsilon)$	T_d	$\delta(\epsilon)$	T_d
BCP	VLF	*	0,43 / 0,20	0,20 / 0,11	0,33 / 0,14	0,22 / 0,10	0,30 / 0,13	0,41 / 0,10
	LF	0,43 / 0,20	*	0,27 / 0,12	0,52 / 0,23	0,42 / 0,20	0,39 / 0,20	0,42 / 0,21
	T	0,20 / 0,11	0,27 / 0,12	*	0,39 / 0,20	0,28 / 0,14	0,27 / 0,15	0,38 / 0,14
СЭИ, к1	$\delta(\epsilon)$	0,33 / 0,14	0,52 / 0,23	0,39 / 0,20	*	0,35 / 0,10	0,25 / 0,10	0,36 / 0,10
	T_d	0,22 / 0,10	0,42 / 0,20	0,28 / 0,14	0,35 / 0,10	*	0,30 / 0,07	0,30 / 0,08
СЭИ, к2	$\delta(\epsilon)$	0,30 / 0,13	0,39 / 0,20	0,27 / 0,15	0,25 / 0,10	0,30 / 0,07	*	0,29 / 0,05
	T_d	0,41 / 0,10	0,42 / 0,21	0,38 / 0,14	0,36 / 0,10	0,30 / 0,08	0,29 / 0,05	*

Таблица 2

Результаты оценки критерия Бленда-Альтмана: параметров W и H_d сигналов СЭИ и ВСР в состоянии O

$\langle \Delta W \rangle_O / \langle \Delta H_d \rangle_O$		BCP			СЭИ, канал 1		СЭИ, канал 2	
		VLF	LF	T	$\delta(\epsilon)$	T_d	$\delta(\epsilon)$	T_d
BCP	VLF	*	0,34 / 0,19	0,29 / 0,17	0,31 / 0,15	0,01 / 0,06	0,31 / 0,14	0,01 / 0,02
	LF	0,34 / 0,19	*	0,05 / 0,02	0,03 / 0,04	0,36 / 0,13	0,03 / 0,05	0,33 / 0,17
	T	0,29 / 0,17	0,05 / 0,02	*	0,02 / 0,02	0,30 / 0,11	0,02 / 0,03	0,28 / 0,15
СЭИ, к1	$\delta(\epsilon)$	0,31 / 0,15	0,03 / 0,04	0,02 / 0,02	*	0,32 / 0,09	0,00 / 0,01	0,30 / 0,13
	T_d	0,01 / 0,06	0,36 / 0,13	0,30 / 0,11	0,32 / 0,09	*	0,32 / 0,08	0,02 / 0,04
СЭИ, к2	$\delta(\epsilon)$	0,31 / 0,14	0,03 / 0,05	0,02 / 0,03	0,00 / 0,01	0,32 / 0,08	*	0,30 / 0,11
	T_d	0,01 / 0,02	0,33 / 0,17	0,28 / 0,15	0,30 / 0,13	0,02 / 0,04	0,30 / 0,11	*
$\sigma \langle \Delta W \rangle_O / \sigma \langle \Delta H_d \rangle_O$		BCP			СЭИ, канал 1		СЭИ, канал 2	
		VLF	LF	T	$\delta(\epsilon)$	T_d	$\delta(\epsilon)$	T_d
BCP	VLF	*	0,50 / 0,21	0,29 / 0,10	0,36 / 0,07	0,37 / 0,11	0,41 / 0,09	0,53 / 0,09
	LF	0,50 / 0,21	*	0,26 / 0,13	0,40 / 0,19	0,51 / 0,21	0,47 / 0,23	0,61 / 0,22
	T	0,29 / 0,10	0,26 / 0,13	*	0,26 / 0,07	0,35 / 0,11	0,33 / 0,13	0,47 / 0,13
СЭИ, к1	$\delta(\epsilon)$	0,36 / 0,07	0,40 / 0,19	0,26 / 0,07	*	0,39 / 0,08	0,27 / 0,08	0,44 / 0,10
	T_d	0,37 / 0,11	0,51 / 0,21	0,35 / 0,11	0,39 / 0,08	*	0,28 / 0,06	0,41 / 0,09
СЭИ, к2	$\delta(\epsilon)$	0,41 / 0,09	0,47 / 0,23	0,33 / 0,13	0,27 / 0,08	0,28 / 0,06	*	0,39 / 0,06
	T_d	0,53 / 0,09	0,61 / 0,22	0,47 / 0,13	0,44 / 0,10	0,41 / 0,09	0,39 / 0,06	*

Поэтому изменения оценок ВСП в диапазонах LF и VLF также являются ФБД монофрактального типа [16]. Индекс самоподобия такого процесса $H_d \approx 0,2$. С другой стороны, для метода MFDFA критерием монофрактальности процесса ФБД является значение ширины его спектра $W \approx 0,5$ [14].

С учетом приведенных выше данных о незначительном систематическом расхождении оценок характеристик собственного электромагнитного излучения головного мозга и ВСП и монофрактальности сигнала ВСП, можно считать, что:

- 1) сигналы собственного электромагнитного излучения головного мозга в диапазонах $\delta(\epsilon)$ и T_d имеют также монофрактальную природу;
- 2) у добровольцев-испытуемых без признаков неврологических патологий изменения собственного электромагнитного излучения в области $\delta(\epsilon)$ отражают изменения variability сердечного ритма в частотном диапазоне LF , а в области T_d – в диапазоне VLF .

Заключение

Применение мультифрактального анализа при совокупных функциональных исследованиях variability сердечного ритма и собственного электромагнитного излучения головного мозга позволяет оценить подобие следующих процессов:

- активности симпатического отдела ВНС с периодами флуктуаций в диапазоне от 6,5 до 25 с и динамики транспорта жидкости в межклеточных и внутриклеточных пространствах тканей головного мозга с периодами флуктуаций в диапазоне от 20 до 40 с;
- активности центральных эрготропных и гуморально-метаболических механизмов регуляции сердечного ритма, определяемых очень низкочастотными колебаниями ВСП в диапазоне от 25 до 300 с, и процессов термодинамической регуляции в тканях головного мозга с периодами флуктуаций в диапазоне от 50 до 70 с.

Если систематическое расхождение указанных оценок нельзя считать незначительным, то это характеризует ситуацию, при которой снижается роль вегетативной регуляции в функциональных процессах головного мозга.

Введение в аппаратно-программный блок обработки и анализа данных модернизированного радиофизического комплекса МРТРС-40 рассмотренных в настоящей статье методик мультифрактального анализа расширяет диагностические возможности комплекса: позволяет получать новые знания о самоорганизации и внутренних нелинейных динамических процессах в тканях головного мозга, а также о роли вегетативной регуляции в этих процессах.

Список литературы:

1. *Рытов С.М.* Введение в статистическую радиофизику. Ч. 1, 2. – М.: Наука, 1976. 496 с.
2. *Кубланов В.С., Седельников Ю.Е., Азин А.Л., Сысков А.М.* Природа флуктуаций собственного электромагнитного излучения головного мозга // Биомедицинская радиоэлектроника. 2010. № 9. С. 45-54.
3. *Гуляев Ю.В., Годик Э.Э.* Физические поля биологических объектов // Вестник АН СССР. Серия физическая. 1983. № 8. С. 118-125.
4. *Сысков А.М., Борисов В.И., Парахин В.Б., Кубланов В.С.* Информационный анализ флуктуаций радиояростной температуры тканей головного мозга // Медицинская техника. 2012. № 3. С. 14-17.
5. *Кубланов В.С.* Радиофизический комплекс для функциональных исследований головного мозга // Медицинская техника. 2009. № 3. С. 10-15.

6. *Богомолов А.В.* Концепция математического обеспечения диагностики состояния человека // Системный анализ в фундаментальной и клинической медицине. 2008. № 2 (16). С. 11-13.
7. *Bassingthwaite J.B., Liebovitz L.S., West B.J.* Fractal Physiology. – New York: American Physiology Society, Oxford Univ. Press, 1994. 364 p.
8. *Кубланов В.С., Борисов В.И.* СВЧ-радиометры для функциональных исследований головного мозга // Известия вузов России. Радиоэлектроника. 2012. Т. 7. С. 41-49.
9. *Kublanov V.S., Dorofeev V.A., Kostousov V.B.* Mobile radio-physical system for the functional researches of brain / Proc. of the 4th Russian-Bavarian Conference on Biomedical Engineering. 2008. PP. 253-257.
10. *Kantelhardt J.W. et al.* Multifractal detrended fluctuation analysis of non-stationary time series // Physica A. 2002. № 316. PP. 87-114.
11. *Goldberger A.L. et al.* Fractal dynamics in physiology: Alterations with disease and aging / Proc. of the National Academy of Sciences USA. 2002. Vol. 19. PP. 2466-2472.
12. *Kainalis P., Riedi R., Abry P.* On non-scale-invariant infinitely divisible cascades // IEEE Transaction on Information Theory. 2005. № 51. PP. 1063-1083.
13. *Makowiec D. et al.* Multifractal estimates of monofractality in RR-heart series in power spectrum ranges // Physica A: Statistical Mechanics and its Applications. 2009. Vol. 388. Iss. 17. PP. 3486-3502.
14. *Ihlen A.F.* Multifractal analyses of response time series: A comparative study // Behavior Research Methods. 2013. Vol. 45. PP. 928-945.
15. *Баевский Р.М. и др.* Анализ variability сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем // Вестник аритмологии. 2001. № 24. С. 65-87.
16. *Кубланов В.С., Борисов В.И., Поршнев С.В.* Особенности применения методов нелинейной динамики для анализа variability сердечного ритма // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 8. С. 30-37.
17. *Гланц С.А.* Медико-биологическая статистика / Пер с англ. – М.: Практика, 1998. 459 с.

*Владимир Семенович Кубланов,
д-р техн. наук, профессор,
Василий Ильич Борисов,
аспирант,
Антон Юрьевич Долганов,
студент,*

*Уральский федеральный университет
им. первого Президента России Б.Н. Ельцина,
г. Екатеринбург,
e-mail: kublanov@mail.ru*