



Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. 2022. Т. 30, № 2
Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Applied Nonlinear Dynamics. 2022;30(2)

Научная статья

УДК 612.176:4, 004.932

DOI: 10.18500/0869-6632-2022-30-2-176-188

Опыт оценки variability сердечного ритма по сглаженным кардиоинтервалограммам

М. В. Никулина^{1,2}✉, В. А. Антонец^{1,2}

¹Нижегородский государственный университет имени Н. И. Лобачевского, Россия

²Институт прикладной физики РАН, Нижний Новгород, Россия

E-mail: ✉nikamarathon@gmail.com, antonetsva@gmail.com

Поступила в редакцию 15.11.2021, принята к публикации 07.02.2022,
опубликована 31.03.2022

Аннотация. Цель настоящего исследования — показать возможность использования метода сглаживания кардиоинтервалограмм, представляющего собой сугубо временной анализ кардиоинтервалограмм, для разделения и отображения влияния различных механизмов регулирования физиологических систем человека на его сердечный ритм; предложить методические принципы определения частотно-временных характеристик variability сердечного ритма по сглаженной кардиоинтервалограмме и псевдофазовым портретам; обнаружить на сглаженных кардиоинтервалограммах паттерны, соответствующие маркерам стресса. Предполагается, что в динамике регулирования физиологических систем имеет место иерархия времен, наследуемая динамикой вариаций сердечного ритма. **Методы.** В данной работе применен метод сглаживания путем вычисления скользящего среднего с последующей декомпозицией кардиоинтервалограммы на медленную и быструю составляющие. Результаты декомпозиции визуализируются линейными графиками и псевдофазовыми портретами. Настройки визуализации позволяют вычленять уникальные переходные процессы и определять их временные параметры. Метод применен к данным, полученным при разных функциональных состояниях испытуемого и различающимся по уровню адаптационных рисков, наличию или отсутствию стресса. Для анализа выбраны эпизоды стресса, детектированные с помощью информационно-телекоммуникационной технологии событийно-связанной телеметрии сердца (ИТТ ССТС). **Результаты.** Для числового ряда RR-интервалов получено четкое разделение на быстрые и медленные компоненты. Сформулирован и апробирован алгоритм определения частотного наполнения variability сердечного ритма. Предложен способ визуализации, удобный для сопоставления данных, получаемых для разных пациентов. Найден паттерн псевдофазового портрета, соответствующий моменту наступления стресса. Предложенный метод уменьшил дискретность определения момента начала стресса с 10 секунд до единичных ударов сердца. **Заключение.** Продемонстрировано соответствие результатов верифицированному методу ИТТ ССТС и концепции адаптационного риска Баевского–Черниковой. Это подтверждает возможность использования метода временного сглаживания кардиоинтервалограмм для анализа variability сердечного ритма.

Ключевые слова: variability сердечного ритма, иерархия времен кардиорегуляции, псевдофазовый портрет, стресс, сглаживание кардиоинтервалограмм, простое скользящее среднее, временной анализ variability сердечного ритма, визуализация RR-интервалов.

Благодарности. Авторы благодарят Полеву С. А., зав. кафедрой психофизиологии Нижегородского государственного университета имени Н. И. Лобачевского за возможность использования интернет-ресурса «StressMonitor».

Для цитирования: Никулина М. В., Антонец В. А. Опыт оценки variability сердечного ритма по сглаженным кардиоинтервалограммам // Известия вузов. ПНД. 2022. Т. 30, № 2. С. 176–188.

DOI: 10.18500/0869-6632-2022-30-2-176-188

Статья опубликована на условиях Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

Experience in assessing heart rate variability by smoothed cardiointervalograms

M. V. Nikulina^{1,2}✉, V. A. Antonets^{1,2}

¹Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod, Russia

²Institute of Applied Physics, Russian Academy of Sciences, Nizhny Novgorod, Russia

E-mail: ✉nikamarathon@gmail.com, antonetsva@gmail.com

Received 15.11.2021, accepted 07.02.2022, published 31.03.2022

Abstract. The objective of this study is to show the possibility of using the smoothing cardiointervalograms (CIG) method which is solely time domain analysis of CIG to separate and display the influence of various mechanisms of human physiological regulation systems on his heart rate. **Methods.** This paper shows the possibility of using the method of smoothing the cardiointervalogram by means of a moving average for its subsequent decomposition into slow and fast components. Decomposition results are visualized by line graphs and pseudo-phase portraits. Visualization settings allow us to isolate unique transients and calculate its timing. The method is applied to data obtained under different subject functional states and differing in the level of adaptation risks, the presence or absence of stress. For analysis were selected stress episodes detected using the information and telecommunication technology of event-related cardiac telemetry (ITT ERCT) presented by the Internet resource “StressMonitor”. **Results.** For the numerical series of RR-intervals, a clear division into fast and slow components is obtained. An algorithm for identifying the frequency content of heart rate variability has been formulated and tested. A visualization method is proposed that is convenient for comparing data obtained for different patients. A pseudo-phase portrait pattern corresponding to the moment of stress onset is found. The proposed method reduced the discreteness of identifying the stress onset moment from 10 seconds to single heart beats. **Conclusion.** The correspondence of the results to the verified ITT ERCT method and the Baevsky–Chernikova concept of adaptive risk has been demonstrated. This confirms the possibility of using the time cardiointervalograms smoothing method for the analysis of heart rate variability.

Keywords: heart rate variability, hierarchy of cardioregulatory times, pseudo phase portrait, stress, time domain analysis heart rate variability, cardiointervalograms smoothing, simple moving average, RR-intervals visualization.

Acknowledgements. The authors thank S. A. Polevaya, Head of the Department of Psychophysiology, Lobachevsky University of Nizhny Novgorod for the opportunity to use the Internet resource “StressMonitor”.

For citation: Nikulina MV, Antonets VA. Experience in assessing heart rate variability by smoothed cardiointervalograms. Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics. 2022;30(2):176–188. DOI: 10.18500/0869-6632-2022-30-2-176-188

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution License (CC-BY 4.0).

Введение

Более полувека вариабельность сердечного ритма (BCP) используется для диагностики и прогноза здоровья человека. BCP отображают как временной ряд RR-интервалов (интервалов между последовательными сокращениями сердца, интервалов между R зубцами электрокардиограммы). Обычно к нему применяются такие способы обработки, как статистический анализ и спектральный анализ на некотором промежутке времени (обычно 5 минут в стандартных условиях лаборатории) [1–4]. В спектре кардиоинтервалограммы (КИГ) стандартно выделяют частотные диапазоны: высокой (high frequency, HF), низкой (low frequency, LF) и очень низкой частоты (very low frequency, VLF). Считается, что эти характерные диапазоны частот соответствуют различным механизмам регуляции. Поскольку спектр оказывается не дискретным, рассчитывают общую спектральную мощность и ее баланс для высоких и низких частот, производные показатели. Спектральный и статистический методы получили широкое распространение и успешно применяются [1–4].

Из временного анализа используются гистограмма и скатерограмма (отображение BCP на плоскости в координатах R_i, R_{i+1}) опять же для некоторого временного интервала [3, 4]. Были предложены и иные методы временного анализа, не получившие дальнейшего развития [1].

Еще в середине 19 века Клод Бернар описал тесную взаимосвязь работы мозга и сердца, а в середине 30-х годов 20 века П. К. Анохин сформулировал теорию функциональных систем, согласно которой центральные процессы достижения цели неразрывно связаны с процессами физиологического обеспечения ее достижения (по Goldstein) [5]. Тем не менее мгновенные изменения ритма сердца при когнитивной нагрузке и стрессе различной этиологии с этой точки зрения стали изучаться только в последнем десятилетии [6]. Мгновенные — значит сиюминутные, возможно преходящие изменения, возможно переводящие организм на новый уровень функционирования. При спектральном анализе они дают размазанность доминирующих частот или непрерывный спектр.

Современная парадигма моделей ВСР предполагает многоконтурность управления физиологическими функциями организма — от двухконтурных моделей, например Р. М. Баевского [2], до более сложных, например Julian F. Thayer [7]. В обзоре [5] описывается разнообразие концептуальных схем, показывающих механизмы регулирования. Эти схемы регулирования отражают иерархическую структуру вегетативных ответов. Такая иерархия ответов, очевидно, соответствует иерархии регуляции и имеет иерархически организованные характерные времена адаптационных процессов. Однако эта иерархическая временная организация сердечного ритма (СР) недоступна для анализа, использующего интегральные показатели, так как они не отражают и практически не позволяют выявлять эпизоды прямого модулирования компонент ритма [8]. В частности, это невозможно при непериодической модуляции СР. Это обстоятельство ограничивает изучение системных физиологических связей. Очевидно, что наряду с методами спектрального анализа ВСР следует использовать и методы временного анализа. Руководствуясь соображениями здравого смысла и предположением о наличии иерархии времен, мы предложили метод обработки кардиоритмограмм, относящийся к временному анализу [8]. Так как каждый уровень в иерархии управления (центральный, метасимпатический, гуморальный...) обладает своим темпом, то разумно сделать усреднение в окне умеренной продолжительности, чтобы нивелировались быстрые компоненты регулирования. В данной работе мы демонстрируем полезность такого подхода и сравниваем его информативность с информативностью применения скользящего спектрального анализа [6] для определения момента наступления острого стресса. Также мы демонстрируем возможность его использования для диагностики функциональных состояний.

1. Методика

Создание каких-либо новых методов не было целью данной работы. Мы используем обычный метод цифровой фильтрации, впервые использованный для анализа ВСР в космическом полете в 1965 г. [9, 10]. Суть примененного метода состоит в сглаживании исходной последовательности кардиоинтервалов, измеренных в миллисекундах. Для этого вычисляется простое скользящее среднее — среднее значение из последующих m значений для некоторого n в исходной КИГ. Обозначим через RR_i элемент исходной последовательности RR-интервалов. Тогда элемент сглаженной последовательности RR_{S_n} вычисляется по формуле

$$RR_{S_n} = \frac{1}{m} \sum_n^{n+m} RR_i,$$

где m — количество отсчетов усредняющего окна. Усреднение в окне скользящего среднего по m кардиоциклам играет роль фильтра низкой частоты. Ширина окна эмпирически устанавливается меньшей, чем половина количества отсчетов, сумма длительностей которых равна времени медленной регуляции [8]. Благодаря этому получающаяся сглаженная последовательность $\{RR_S\}$ фиксирует медленные тренды сердечного ритма.

Мы предполагаем, как уже указывалось выше, что существенно различающиеся времена изменения СР соответствуют разным уровням иерархии управления. Что быстрые (высокочастотные) процессы изменения ритма сердца реализуются на фоне медленных (низкочастотных) процессов влияния физиологического управления на сердечный ритм. Если далее полагать, что быстрые и медленные механизмы независимы, то декомпозиция ритмограммы аддитивна. Декомпозиция КИГ на медленную $\{RR_S\}$ и быструю $\{RR_f\}$ компоненты производится вычитанием $\{RR_f\} = \{RR_i\} - \{RR_S\}$. Мы вычитаем из исходной КИГ усредненную. Качество усреднения проверяется по близости к нулю среднего значения этой разницы. Так убирается квазипостоянная составляющая. Отличительной особенностью такого подхода является то, что значения сглаженной КИГ $\{RR_S\}$ так же, как и значения $\{RR_i\}$, не теряют привязки к конкретным моментам времени, что оказалось важным для применения метода.

Размах получившихся рядов $\{RR_S\}, \{RR_f\}$ [мс] характеризует интенсивность медленного и быстрого регулирования. Аналогично, усреднение в скользящем окне применяется к получившемуся ряду $\{RR_f\}$, моделируя фильтр средней частоты. Получается ряд $\{RR_m\}$.

Метод задумывался и реализовался как интерактивный. Была разработана простейшая программа «RRecon» [8], интерфейс пользователя которой визуализирует RR -последовательности линейными графиками и псевдофазовыми портретами (рис. 1).

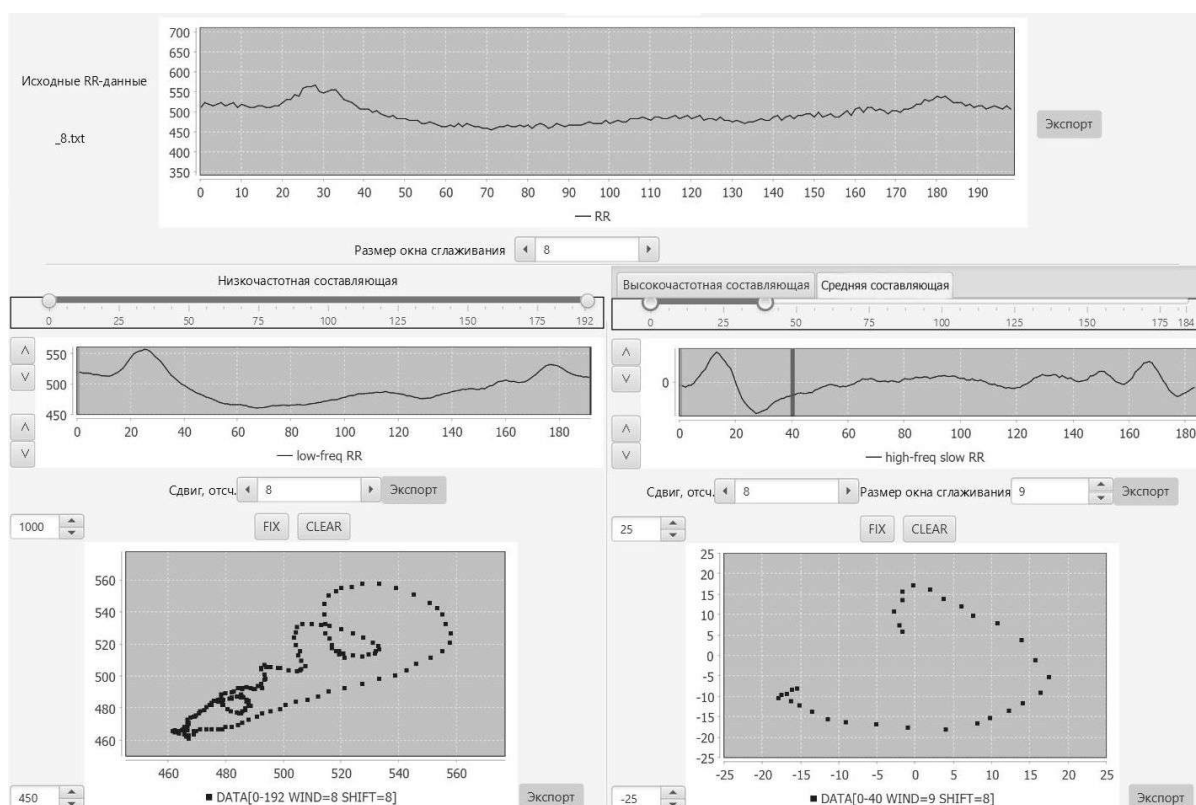


Рис. 1. Снимок экрана программы «RRecon». Представлены инструменты для декомпозиции исходного ряда RR -интервалов на три выборки: $\{RR_S\}, \{RR_m\}, \{RR_f\}$ (соответственно вкладки, названные как низкочастотная, средняя и высокочастотная составляющие). На рисунке открыты вкладки медленной и средней компонент ($\{RR_S\}, \{RR_m\}$). Для них построены псевдофазовые портреты в осях [мс] (см. объяснения в тексте) [8]

Fig. 1. Screenshot of «RRecon» program. Tools for decomposition of the initial series of RR intervals into three samples are presented: $\{RR_S\}, \{RR_m\}, \{RR_f\}$ (respectively, the tabs: slow, middle and fast components). The slow and middle frequency tabs are open in the figure ($\{RR_S\}, \{RR_m\}$). Pseudo-phase portraits in the ms axes are constructed for them (see explanations in the text) [8]

Каждый портрет строится из пар значений (RR_n, RR_{n+L}) соответствующей последовательности RR-интервалов, отстоящих друг от друга на L отсчетов (с лагом L). Такие портреты позволяют четко различать виды аperiodических режимов ВСР, а также определять период интервальной периодической динамики [11]. В программе реализована возможность изменения сдвига L (лага). При сдвиге равном единице, картина приобретает вид классической скатерограммы (корреляционной ритмограммы). Сходство поведения псевдофазовых портретов с фигурами Лиссажу подсказало методику определения времен периодических и непериодических изменений СР. Интерфейс программы позволяет независимо изменять ширину окон сглаживания исходной КИГ и ее высокочастотной компоненты, менять лаги псевдофазовых портретов, ограничивать размер визуализируемой выборки, сравнивать вариационный размах рядов. Все это обеспечивает удобство визуального анализа траекторий портретов (см. рис. 1). Фактически, мы применили известный метод скатерограмм, но сделали сдвиг между осями такой, чтобы гарантировать отсутствие корреляции между отсчетами. В итоге мы получили очень наглядное изображение облаков, соответствующих трем диапазонам частот.

«Для оценки индивидуальных рисков на основе анализа ВСР в космической медицине был предложен ...методологический подход вероятностной оценки функциональных резервов (ФР) и степени напряжения регуляторных систем (СН)» [12, 13]. «По результатам исследования вегетативной регуляции кровообращения в условиях космических полетов была предложена концепция адаптационного риска, который характеризует адаптационные возможности организма с точки зрения соотношения между функциональными резервами организма и текущим напряжением регуляторных систем (Chernikova A. et al., 2012) по данным анализа ВСР». «Было подтверждено по данным исследований вегетативной регуляции в покое и при функциональных нагрузках в условиях космического полета, что показатели ФР и СН так же, как и величина адаптационного риска, не только связаны с текущим функциональным состоянием..., но и являются предиктором снижения адаптационных возможностей... Адаптационный риск ...представляет... вероятность развития предшествующих болезни донозологических и преморбидных состояний» [2]. В итоге Баевским и Черниковой была разработана математическая модель для распознавания классов физиологических состояний [2]. Разработчики интернет-ресурса «StressMonitor» на платформе www.cogni-nn.ru взяли эту модель за основу для определения квартиля физиологического состояния и оценки уровня адаптационного риска (УАР) у лиц, записи ВСР которых находятся в базе данных на сервере.

Данные в виде ряда RR-интервалов передаются в базу посредством информационно-телекоммуникационной технологии событийно-связанной телеметрии сердца (ИТТ ССТС). Эта технология разработана на кафедре психофизиологии Нижегородского государственного университета имени Н. И. Лобачевского [6]. Данная технология позволяет в прозрачном режиме (без привлечения внимания обследуемого и какого-либо ограничения его подвижности) непрерывно, до 150 часов, записывать электрокардиосигнал в условиях естественной деятельности человека. Для каждой ритмограммы проводится скользящий спектральный анализ методом дискретного преобразования Фурье для неравномерных сигналов. Далее, в соответствии с принятыми стандартами [3, 4], на сервере вычисляются спектральная мощность в диапазонах частот VLF (0.003...0.040 Гц), LF (0.04...0.15 Гц), HF (0.15...0.4 Гц), общая мощность спектра $TP = VLF + LF + HF$ и индекс симпато-вагусного баланса LF/HF. Вычисляются ФР, СН, УАР, вероятность квартиля функционального состояния. Снимок экрана Интернет-ресурса StressMonitor представлен на рис. 2. Верхний график — кардиоритмограмма [мс] с интервалами острого стресса, выделенными вертикальными полосами (см. ниже). Нижние графики — расчетные спектральные показатели variability ритма сердца (черный цвет — общая мощность спектра TP [мс²], серый цвет — симпато-вагусный баланс LF/HF). Между графиками — суммарные значения показателей за интервал визуализации, внизу — значения показателей в указанный момент времени [6]. В отдельном отчете выводятся ФР, СН, УАР, вероятностная оценка функционального состояния.

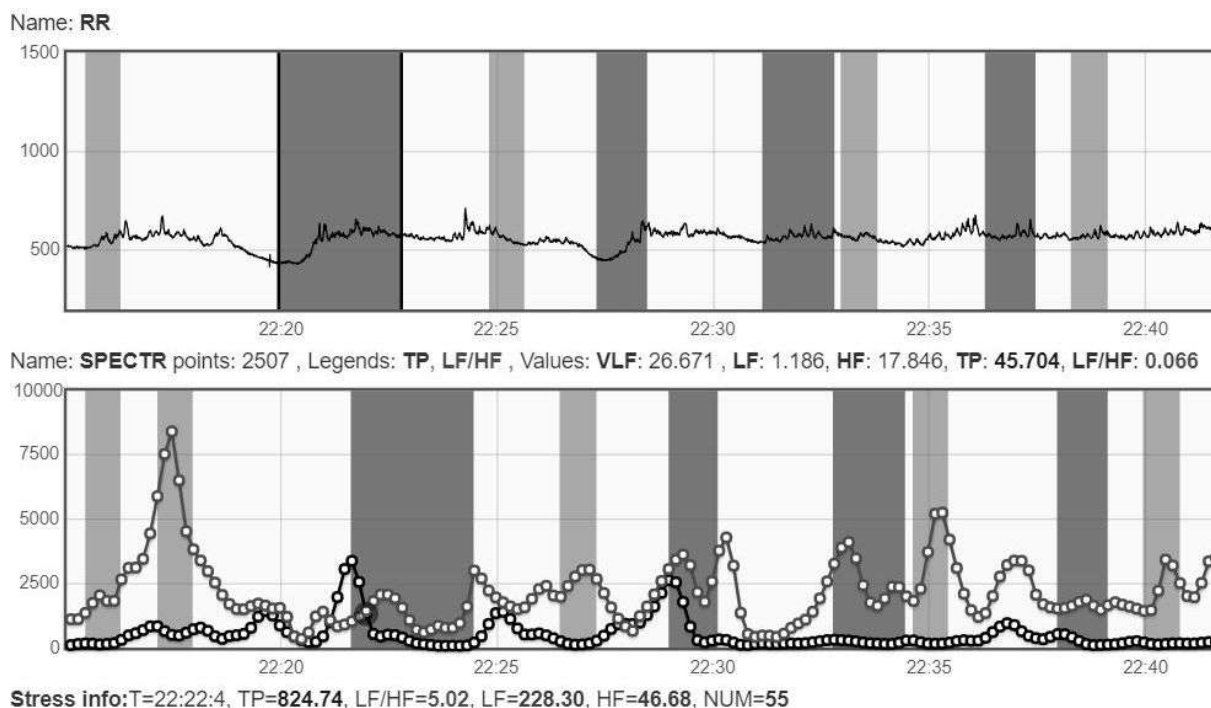


Рис. 2. Снимок экрана Интернет-ресурса StressMonitor. Верхний график — кардиоритмограмма [мс] с интервалами острого стресса, выделенными вертикальными полосами. Нижние графики — расчетные спектральные показатели variability ритма сердца (черный цвет — общая мощность спектра TP [мс²], серый цвет — симпато-вагусный баланс LF/HF). Между графиками — суммарные значения показателей за интервал визуализации, внизу — значения показателей на момент времени 22:22:04 [6]

Fig. 2. Screenshot of the StressMonitor web resource. Upper graph — heart rate [ms] with acute stress intervals highlighted by vertical bars. Lower graphs — calculated spectral indicators of heart rate variability (black color — total spectrum power TP [ms²], gray color — LF/HF sympathovagal balance). Between the graphs — the total values of the indicators for the visualization interval, at the bottom — the values of the indicators at the time 22:22:04 [6]

К моменту написания статьи в базе находилось около 15 тысяч записей. Мы отобрали записи, с высокой вероятностью относящиеся к одному из четырех физиологических состояний: а — состояние физиологической нормы ($ФР > 0$, $СН < 0$); б — донозологическое состояние со снижением адаптационных возможностей ($ФР > 0$, $СН > 0$); с — преморбидное состояние перенапряжения ($ФР < 0$, $СН > 0$); д — патологическое состояние истощения ($ФР < 0$, $СН < 0$). Мы построили их портреты в одинаковом масштабе и настройках визуализации. Для большей наглядности настройки для разных частотных компонент отличаются. Для примера, на рис. 3 представлены скриншоты псевдофазовых портретов $\{RR_S\}$, $\{RR_m\}$, $\{RR_f\}$ для 20 ритмограмм, по 5 ритмограмм в каждом квартиле состояний. Видно изменение площади облаков (размаха регулирования) с изменением физиологического состояния. Наблюдается опережение затухания медленной и средней компонент относительно быстрой. Положительное значение функциональных резервов (ФР) (а, б) отличается большей площадью облака быстрых и средних компонент, несколько уменьшающейся при смене знака степени напряжения (СН) с «+» на «-» (от а к б). При смене знака функциональных резервов с «+» на «-» (от б к с) наблюдается ригидизация во всех диапазонах частот.

Основной целью создания интернет-ресурса «StressMonitor» было, как следует из названия, детектирование моментов стресса [6]. Моменты начала острого стресса определяют на основании трехкомпонентной теории нейрохимических механизмов стресса С. Б. Парина [14] по падению общей мощности спектра variability сердечного ритма (TP) на фоне резкого возрастания индекса симпато-вагусного баланса (LF/HF) [6, 15, 16]. Дискретность определения начала стресса — 10 с.

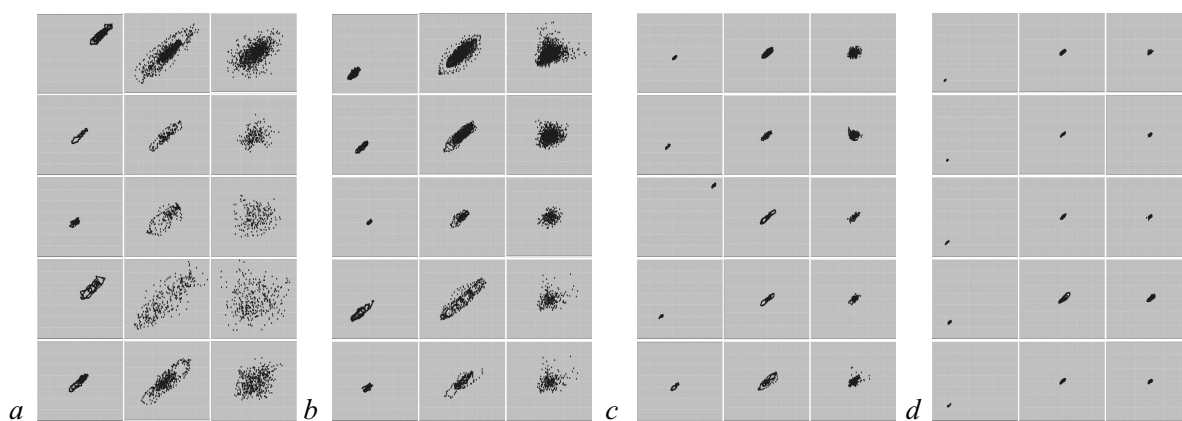


Рис. 3. Псевдофазовые портреты удобны для сопоставления данных, получаемых для разных испытуемых (пациентов). Здесь представлены снимки экрана для каждой из трех компонент (левая колонка — медленная, центральная — средняя, правая — быстрая) для 20 случайных испытуемых, имеющих различное физиологическое состояние. Видно изменение площади облаков (размаха регулирования) с изменением физиологического состояния: *a* — физиологическая норма, *b* — донозологические состояния, *c* — преморбидные состояния, *d* — патологические состояния. Наблюдается опережение затухания медленной и средней компонент относительно быстрой. Настройки визуализации фазовых портретов: скользящее окно усреднения = 30; для медленной компоненты лаг = 8, границы осей 400...1100 мс; для средней компоненты лаг = 4, границы осей ± 150 мс; для быстрой компоненты лаг = 8, границы осей ± 300 мс

Fig. 3. Pseudo-phase portraits are convenient for comparing data obtained for different subjects (patients). Here are screen shots for each of the three components (left column — slow, center — medium, right — fast) for 20 random subjects with different physiological states. We can see the change in the area of clouds (range of regulation) with a change in the physiological state: *a* — physiological norm, *b* — prenosological conditions, *c* — premorbid conditions, *d* — pathological conditions. There is an pre-attenuation of Slow and Middle relative to Fast. Phase portrait visualization settings: averaging sliding window = 30; for the slow component lag = 8, the boundaries of the axes 400...1100 ms; for the middle component lag = 4, axis boundaries ± 150 ms; for the fast component lag = 8, axis boundaries ± 300 ms

Мы выбрали для анализа 7-часовую ритмограмму спортсмена-супермарафонца, характеризующуюся полным спектром функциональных состояний (ФС) и уровней адаптационного риска (УАР), которые сменялись в процессе прохождения дистанции (рис. 4). Пузырьковая

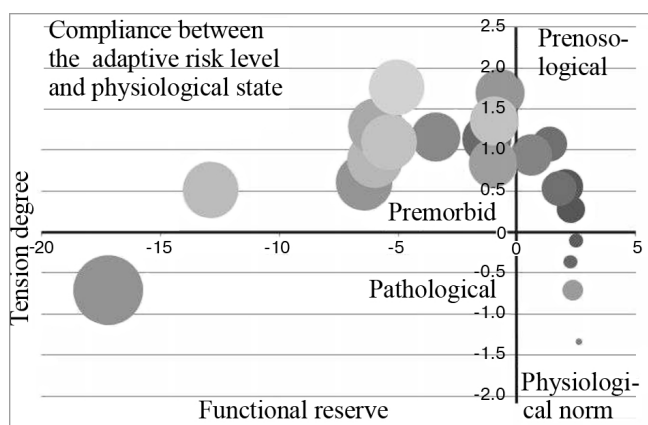


Рис. 4. Траектория состояний спортсмена в пространстве функциональных состояний по Баевскому [2] на основе анализа ВСР. УАР пропорционален диаметру пузырьков

Fig. 4. The trajectory of the athlete's states in the space of functional states according to Baevsky [2] based on HRV analysis. The level of adaptive risk is proportional to the bubbles diameter

диаграмма построена основе анализа этой ритмограммы. Диаметр пузырей соответствует УАР. Траектория состояний спортсмена изображена в пространстве функциональных состояний по Р.М. Баевскому [2]. Состояние стресса возникало при всех ФС. Мы отобрали отрезки КИГ, соответствующие эпизодам стресса, детектированным сервисом «StressMonitor», и отсортировали их по уровню адаптационного риска. Эти отрезки использовались в качестве входных данных для программы RRecon (см. рис. 1). Полученные псевдофазовые портреты позволили сравнить размах и поведение ритмограмм непосредственно до и во время стресса в разных физиологических состояниях, которые возникли в процессе экстремальной деятельности (рис. 5): в состоянии физиоло-

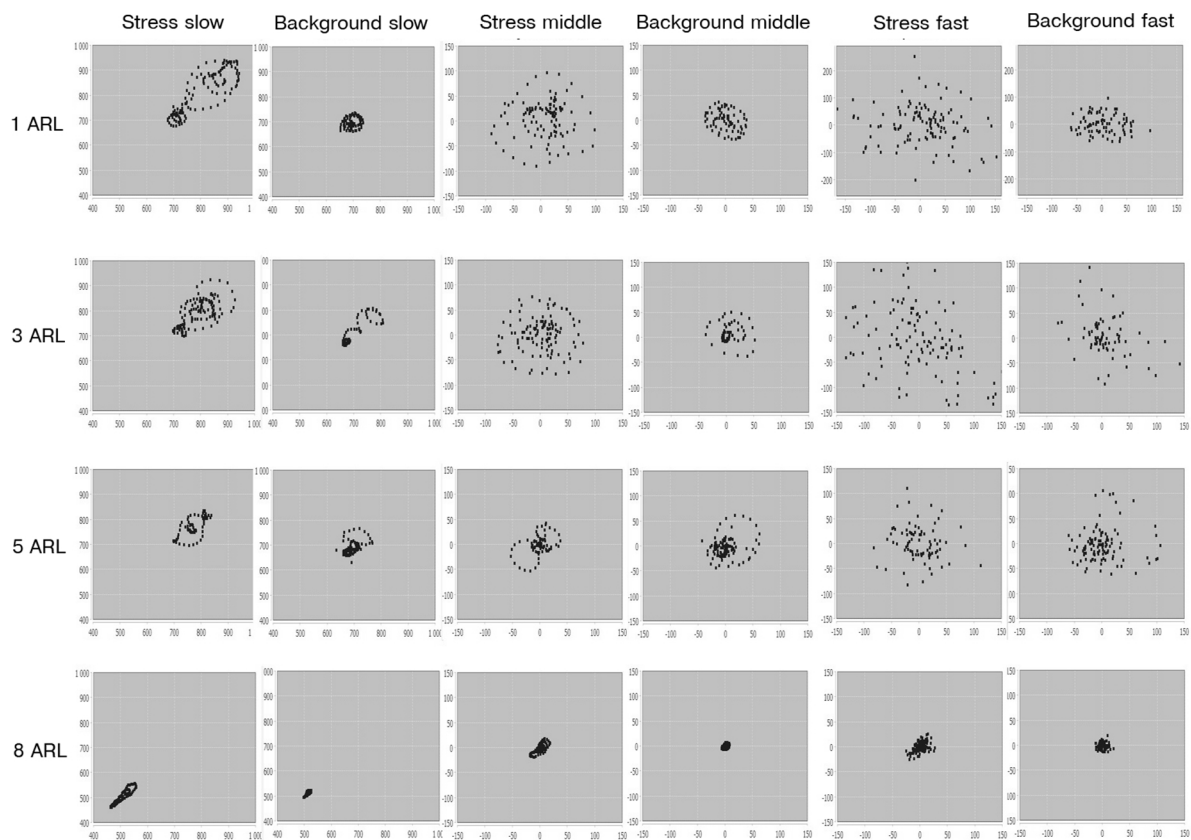


Рис. 5. Ригидизация сердечного ритма (уменьшение размеров облака) при увеличении уровня адаптивного риска (УАР увеличивается сверху вниз) и изменение частотной наполненности при развитии стресса

Fig. 5. Heart rate rigidity (cloud reduction) with an increase of adaptive risk level (ARL) from top to bottom and a change in frequency fullness with the development of stress

гической нормы ($УАР = 1...2$), донозологическом состоянии со снижением адаптационных возможностей ($УАР = 3...5$), преморбидном состоянии перенапряжения регуляторных систем ($УАР = 6...8$), патологическом состоянии истощения регуляторных систем ($УАР = 9...10$). На рис. 5 для 4-х значений УАР в нечетных столбцах таблицы представлены портреты во время развившегося стресса, в четных — фоновое состояние. УАР увеличивается сверху вниз. Очевиден больший размах регулирования при стрессе по всем компонентам: медленной (slow), быстрой (fast) и средней (middle), несмотря на падение общей мощности спектра вариабельности (TP) при стрессе. Размах также уменьшается при ухудшении физиологического состояния.

2. Результаты

Изменение величины лага L и границ отрезка наблюдения позволило графически вычлени нестационарные колебания. При изменении лага через интерфейс программы наблюдается изменение формы псевдофазового портрета, подобно модификации фигур Лиссажу при изменении разности фаз сигналов. Из вытянутого по диагонали псевдофазового портрета (при $L = 1$), который соответствует стандартной скатерограмме, кривая разворачивается, наполняется, принимает округлую форму. При дальнейшем увеличении сдвига, когда его значение приближается к четверти характерного времени регуляции, кривая становится горизонтальной (рис. 6).

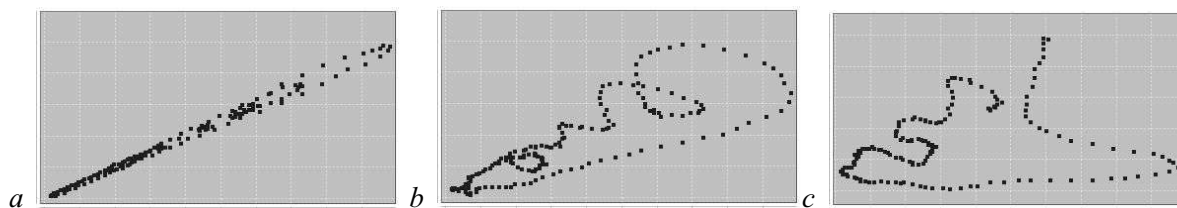


Рис. 6. Изменение формы псевдофазового портрета с изменением величины лага: 1 (a), 8 (b), 25 (c)

Fig. 6. Changing the shape of the table-curve with changing the lag value: 1 (a), 8 (b), 25 (c)

Таким образом, основываясь на этом признаке и зная величину лага, мы имеем возможность определить характерные период и частоты регуляции по простой формуле

$$f = 1/(4L \cdot \overline{RR}),$$

где $\overline{RR}$ — среднее арифметическое RR-интервалов рассматриваемого отрезка КИГ. В качестве примера в Таблице представлены некоторые частоты адаптационных реакций, распознанные на соответствующих отрезках исходной КИГ (УАР=8) по псевдофазовому портрету для медленной компоненты (slow) на рис. 1 и рис. 6. В частности, на участке RR_{14-102} для ритмограммы, представленной на рис. 1, наблюдается затухающее колебание $f = 0.02$ Гц.

Таблица

Отрезок RR	Частота, Гц
5–33	0.067
14–102	0.020
31–71	0.017
101–135	0.065

При увеличении размера скользящего окна усреднения из портрета исчезают относительно более высокочастотные элементы.

Формальное сопоставление присущей началу стресса динамики [6] и псевдофазовых портретов сглаженных КИГ на более чем 30 эпизодах для группы испытуемых, находящихся в различных функциональных состояниях, решением прямой и обратной задачи позволило выявить характерное поведение скатеротраектории (центральная часть рис. 7). Наблюдается резкое изменение

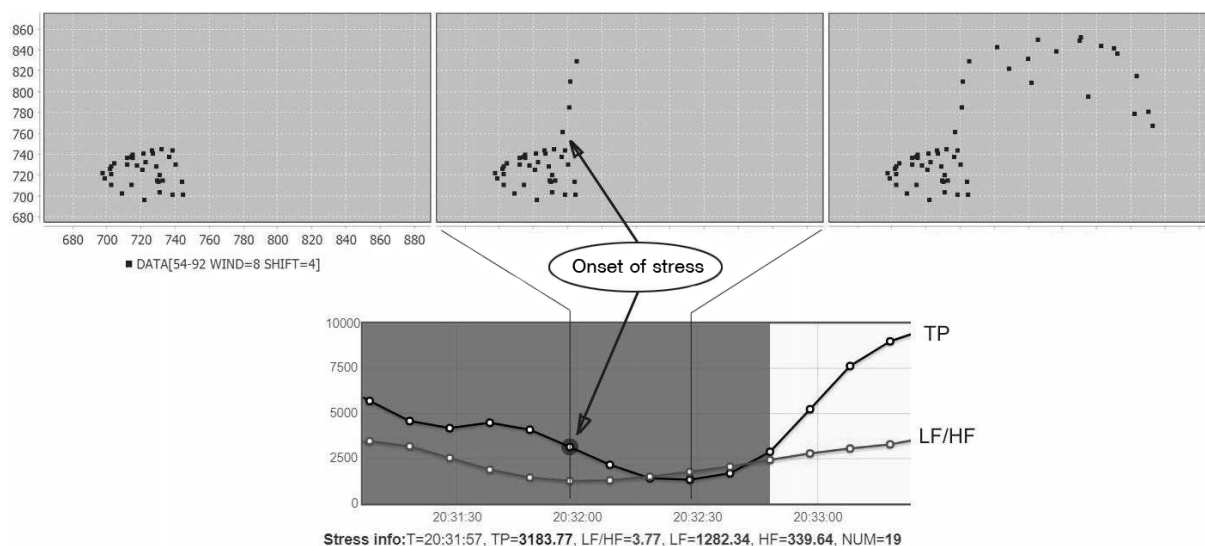


Рис. 7. Паттерн скатерограммы, соответствующий началу стресса

Fig. 7. Scattergram pattern corresponding to the onset of stress

корреляции в начале стресса. Достаточность данного графического признака для достоверной идентификации стресса требует дальнейшего изучения.

Вследствие того, что значения сглаженной КИГ не теряют привязки к конкретным моментам времени, мы, зная номер точки начала стресса на псевдофазовом портрете, можем с точностью 1–2 ударов сердца определить время его начала. Это максимально возможная точность, в отличие от описанного выше метода информационно-телекоммуникационной технологии событийно-связанной телеметрии сердца, использующего интегральные показатели и определяющего наступление таких событий с дискретностью 10 с.

Предложенный подход позволяет сопоставлять форму и размах портретов, полученных для разных пациентов. Рис. 3, 5 демонстрируют увеличение ригидности (снижение размаха) сердечного ритма с увеличением уровня адаптационного риска и изменение частотной наполненности при развитии стресса.

Заключение

В итоге простой метод позволил:

- выделить локальные закономерности в поведении временных рядов RR-интервалов;
- осуществить декомпозицию кардиоинтервалограммы на медленную и быструю компоненты;
- определить частоты переходных процессов;
- максимально точно локализовать момент начала острого стресса;
- сравнить параметры разных кардиоритмограмм.

Таким образом, мы показали новые возможности использования общеизвестного метода. Такой подход безусловно полезен и информативен при использовании его для анализа вариабельности сердечного ритма. Мы считаем, что способ представления кардиоинтервалограмм в виде псевдофазовых портретов может иметь клиническое применение. Предлагаемый нами метод, в случае доработки программы с учетом компетенций конечного пользователя, может применяться для количественной оценки вегетативного тонуса в реальном времени при скрининговых обследованиях населения.

Список литературы

1. Баевский Р. М., Иванов Г. Г. Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и возможности клинического применения // Ультразвуковая и функциональная диагностика. 2001. № 3. С. 108–127.
2. Баевский Р. М., Фунтова И. И., Берсенева А. П., Черникова А. Г., Лучицкая Е. С., Прилуцкий Д. А., Семенов Ю. Н., Танк Й., Слепченкова И. Н., Русанов В. Б., Берсенева Е. Ю., Иванов Г. Г. Методы и приборы космической кардиологии на борту Международной космической станции: монография. Москва: Техносфера, 2016. 368 с.
3. Баевский Р. М., Иванов Г. Г., Чирейкин Л. В., Гаврилушкин А. П., Довгалецкий П. Я., Кукушкин Ю. А., Миронова Т. Ф., Прилуцкий Д. А., Семенов А. В., Федоров В. Ф., Флейшман А. Н., Медведев М. М. Анализ вариабельности сердечного ритма при использовании различных электрокардиографических систем (Методические рекомендации, часть 1) // Вестник аритмологии. 2002. № 24. С. 65–87.
4. Малик М., Биггер Дж. Т., Камм А. Дж., Кляйгер Р. Е., Маллиани А., Мосс А. Дж., Шварц П. Дж. Вариабельность сердечного ритма. Стандарты измерения, физиологической интерпретации и клинического использования // Вестник аритмологии. 1999. № 11. С. 52–77.
5. Goldstein D. S., Kopin I. J. Homeostatic systems, biocybernetics, and autonomic neuroscience // Autonomic Neuroscience. 2017. Vol. 208. P. 15–28. DOI: 10.1016/j.autneu.2017.09.001.
6. Полевая С. А., Еремин Е. В., Буланов Н. А., Бахчина А. В., Ковальчук А. В., Парин С. Б. Событийно-связанная телеметрия ритма сердца для персонализированного дистанционного

мониторинга когнитивных функций и стресса в условиях естественной деятельности // Современные технологии в медицине. 2019. Т. 11, № 1. С. 109–115.
DOI: 10.17691/stm2019.11.1.13.

7. *Ellis R. J., Thayer J. F.* Music and autonomic nervous system (dys)function // *Music Perception*. 2010. Vol. 27, no. 4. P. 317–326. DOI: 10.1525/mp.2010.27.4.317.
8. *Антонец В. А., Пермьяков С. П., Никулина М. В.* Применение сглаживания кардиоинтервалограмм для анализа вариабельности сердечного ритма // Материалы VII Всероссийской научно-практической конференции с международным участием «Вариабельность сердечного ритма: теоретические аспекты и практическое применение в спорте и массовой физической культуре». 25–26 мая 2021, УдГУ, Ижевск. Ижевск: УдГУ, 2021. С. 67–74.
9. *Рябыкина Г. В., Соболев А. В.* Анализ вариабельности ритма сердца // *Кардиология*. 1996. Т. 36, № 10. С. 87–97.
10. *Баевский Р. М., Кириллов О. И., Клецкин С. З.* Математический анализ изменений сердечного ритма при стрессе. Москва: Наука, 1984. 224 с.
11. *Шлюфман К. В., Фишман Б. Е., Фрисман Е. Я.* Особенности динамических режимов одномерной модели Рикера // *Известия вузов. ПНД*. 2012. Т. 20, № 2. С. 12–28.
DOI: 10.18500/0869-6632-2012-20-2-12-28.
12. *Баевский Р. М., Черникова А. Г.* Проблема физиологической нормы: математическая модель функциональных состояний на основе анализа вариабельности сердечного ритма // *Авиакосмическая и экологическая медицина*. 2002. Т. 36, № 6. С. 11–17.
13. *Баевский Р. М., Черникова А. Г.* Способ оценки риска развития донозологических, преморбидных и патологических состояний в длительном космическом полете. Патент № 2448644 от 15.09.2010. Заявитель: Институт медико-биологических проблем Российской академии наук.
14. *Парин С. Б.* Люди и животные в экстремальных ситуациях: нейрохимические механизмы, эволюционный аспект // *Вестник Новосибирского государственного университета. Серия: Психология*. 2008. Т. 2, № 2. С. 118–135.
15. *Некрасова М. М., Полевая С. А., Парин С. Б., Шишалов И. С., Бахчина А. В.* Способ определения стресса. Патент № 2531443 от 11.11.2013. Заявитель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего профессионального образования «Нижегородский государственный университет им. Н.И. Лобачевского».
16. *Григорьева К. А., Григорьева В. Н., Полевая С. А.* Способ диагностики стресса у человека. Патент № 2624813 от 11.08.2016. Заявитель: Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Нижегородская государственная медицинская академия» Министерства здравоохранения Российской Федерации.

References

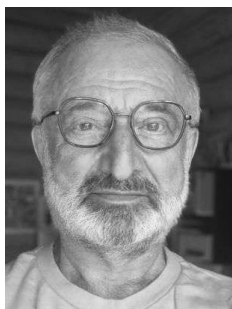
1. Bayevsky RM, Ivanov GG. Cardiac rhythm variability: The theoretical aspects and the opportunities of clinical application (lecture). *Ultrasonic and Functional Diagnostics*. 2001;(3):108–127 (in Russian).
2. Baevsky RM, Funtova II, Berseneva AP, Chernikova AG, Luchitskaya ES, Prilutsky DA, Semenov YN, Tank J, Slepchenkova IN, Rusanov VB, Bersenev EY, Ivanov GG. *Methods and Instruments of Space Cardiology Aboard the International Space Station: Monograph*. Moscow: Tekhnosfera; 2016. 368 p. (in Russian).
3. Baevsky RM, Ivanov GG, Chireikin LV, Gavrilushkin AP, Dovgalevsky PY, Kukushkin YA, Mironova TF, Prilutsky DA, Semenov AV, Fedorov VF, Fleishman AN, Medvedev MM. Analysis of heart rate variability using various electrocardiographic systems (Methodical recommendations, part 1). *Journal of Arrhythmology*. 2002;(24):65–87 (in Russian).

4. Malik M, Bigger JT, Camm AJ, Kleiger RE, Malliani A, Moss AJ, Schwartz PJ. Heart rate variability: Standards of measurement, physiological interpretation, and clinical use. *European Heart Journal*. 1996;17(3):354–381. DOI: 10.1093/oxfordjournals.eurheartj.a014868.
5. Goldstein DS, Kopin IJ. Homeostatic systems, biocybernetics, and autonomic neuroscience. *Autonomic Neuroscience*. 2017;208:15–28. DOI: 10.1016/j.autneu.2017.09.001.
6. Polevaya SA, Eremin EV, Bulanov NA, Bakhchina AV, Kovalchuk AV, Parin SB. Event-related telemetry of heart rate for personalized remote monitoring of cognitive functions and stress under conditions of everyday activity. *Modern Technologies in Medicine*. 2019;11(1):109–115. DOI: 10.17691/stm2019.11.1.13.
7. Ellis RJ, Thayer JF. Music and autonomic nervous system (dys)function. *Music Perception*. 2010;27(4):317–326. DOI: 10.1525/mp.2010.27.4.317.
8. Antonets VA, Permiakov SP, Nikulina MV. Applying cardiointervalogram smoothing to analyze heart rate variability. In: *Materials of the VII All-Russian Scientific and Practical Conference with International Participation «Heart Rate Variability: Theoretical Aspects and Practical Application in Sports and Mass Physical Culture»*. 25-26 May 2021, UdSU, Izhevsk. Izhevsk: UdSU; 2021. P. 67–74 (in Russian).
9. Ryabykina GV, Sobolev AV. Analysis of heart rate variability. *Cardiology*. 1996;36(10):87–97 (in Russian).
10. Baevsky RM, Kirillov OI, Kletskin SZ. *Mathematical Analysis of Changes in Heart Rate During Stress*. Moscow: Nauka; 1984. 224 p. (in Russian).
11. Shljufman KV, Fishman BE, Frisman EJ. Features of modes for one-dimensional model of ricker. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics*. 2012;20(2):12–28 (in Russian). DOI: 10.18500/0869-6632-2012-20-2-12-28.
12. Baevsky RM, Chernikova AG. The problem of the physiological norm: a mathematical functional state model based on analysis of the cardiac rhythm variability. *Aerospace and Environmental Medicine*. 2002;36(6):11–17 (in Russian).
13. Baevsky RM, Chernikova AG. A Method for Assessing the Risk of Development of Donosological, Premorbid and Pathological Conditions in a Long-Term Space Flight. Patent No. 2448644 dated 15.09.2010. Assignee: Institute of Biomedical Problems RAS (in Russian).
14. Parin SB. Humans and animals in extreme situations: Neurochemistry mechanisms, evolutionary aspect. *Novosibirsk State University Bulletin. Series: Psychology*. 2008;2(2):118–135 (in Russian).
15. Nekrasova MM, Polevaya SA, Parin SB, Shishalov IS, Bakhchina AV. Method for Determining Stress. Patent No. 2531443 dated 11.11.2013. Assignee: Lobachevsky State University of Nizhny Novgorod (in Russian).
16. Grigorieva KA, Grigorieva VN, Polevaya SA. Method for Diagnosing Stress in Humans. Patent No. 2624813 dated 11.08.2016. Assignee: Privolzhsky Research Medical University (in Russian).



Никulina Марина Валентиновна – окончила Институт радиоэлектроники и информационных технологий Нижегородского технического университета имени Р. Е. Алексеева по направлению «Вычислительная техника» (1986), Национальный государственный университет физической культуры, спорта и здоровья имени П. Ф. Лесгафта, Санкт-Петербург (1997). Работает ведущим технологом Института прикладной физики Российской академии наук. Аспирант ННГУ имени Н. И. Лобачевского. Мастер спорта России. Награждена медалью «В память 800-летия Нижнего Новгорода». Научные интересы – физиология спорта и экстремальной деятельности, компьютерные технологии.

Россия, 603950, Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23
 Нижегородский государственный университет имени Н. И. Лобачевского
 Россия, 603155, Нижний Новгород, ул. Ульянова, д. 46
 Институт прикладной физики РАН
 E-mail: nikamarathon@gmail.com
 ORCID: 0000-0003-1548-1583
 AuthorID: 1142627



Антонец Владимир Александрович — родился в 1949 году. Окончил Горьковский (Нижегородский) государственный университет имени Н. И. Лобачевского (ННГУ) по специальности «радиофизика» (1971). Кандидат биологических наук (авиационная и космическая медицина, 1979). Доктор физико-математических наук (техника физического эксперимента, биофизика, 1993). Работает в Институте прикладной физики РАН (1977 — младший научный сотрудник, 1979 — старший научный сотрудник, 1986 — заведующий отделом радиофизических методов в медицине, 2002 — ведущий научный сотрудник). Профессор кафедры экологии (2000). Профессор кафедр психофизиологии (ННГУ, с 2014) и технологического предпринимательства (МФТИ, с 2012). Основатель первого в России регионального технологического инкубатора (1994). Профессор РАНХиГС (1999—2010). Автор более 150 научных публикаций в области физических измерений, биофизики, психофизики и коммерциализации технологий, трех учебников и более 10 бумажных и онлайн пособий по управлению НИОКР, коммерциализации их результатов и технологическому аудиту. Автор научно-популярного бестселлера «Простые вопросы» (М.: Манн, Иванов и Фербер, 2016. 304 с.). Область научных интересов: измерения в когнитивных исследованиях, биомеханике и биофизике; управление исследованиями, разработками и технологическим развитием; коммерциализация результатов исследований и разработок; популяризация научных знаний.

Россия, 603950, Нижний Новгород, пр. Гагарина, 23
Нижегородский государственный университет имени Н. И. Лобачевского
Россия, 603155, Нижний Новгород, ул. Ульянова, д. 46
Институт прикладной физики РАН
E-mail: antonetsva@gmail.com
ORCID: 0000-0002-8225-8018
AuthorID: 9024