



Известия высших учебных заведений. Прикладная нелинейная динамика. 2023. Т. 31, № 5
Izvestiya Vysshikh Uchebnykh Zavedeniy. Applied Nonlinear Dynamics. 2023;31(5)

Научная статья
УДК 530.182

DOI: 10.18500/0869-6632-003059
EDN: WGKVOM

Математическая модель фотоплетизмограммы для тестирования методов анализа сигналов биологической природы

А. М. Вахлаева[✉], Ю. М. Ишбулатов, А. С. Караваев, В. И. Пономаренко, М. Д. Прохоров

Саратовский филиал Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН, Россия
E-mail: ✉vakhlaeva.anna@gmail.com, ishbulatov95@mail.ru, karavaevas@gmail.com,
ponomarenkovi@gmail.com, mdprokhorov@yandex.ru

Поступила в редакцию 15.05.2023, принята к публикации 22.06.2023,
опубликована онлайн 19.09.2023, опубликована 29.09.2023

Аннотация. Цель настоящей работы — разработка математической модели сигнала фотоплетизмограммы, предназначенной для тестирования методов введения мгновенных фаз сигналов модуляции. Модель должна воспроизводить статистические и спектральные свойства реального сигнала, а также включать мгновенные фазы сигналов модуляции в явном виде, чтобы обеспечить возможность их использования в качестве эталона. **Методы.** Характерные анакротические и катакротические подъемы пульсовой волны фотоплетизмограммы моделировались суммой двух функций, описывающих плотности асимметричных нормальных распределений. Сигналы модуляции фотоплетизмограммы задавались как гармонические функции от мгновенных фаз, введенных для колебаний очень низкочастотных, низкочастотных и высокочастотных диапазонов реальных фотоплетизмограмм. При сопоставлении спектров мощности модельных и экспериментальных сигналов рассчитывалась плотность мощности в соответствующих частотных диапазонах. **Результаты.** Модель качественно воспроизвела форму колебаний реального сигнала и обеспечила количественное соответствие его спектральным характеристикам с погрешностью менее 1%. **Заключение.** Предложенная математическая модель может быть использована для апробации методов введения мгновенных фаз сигналов модуляции фотоплетизмограммы.


Ключевые слова: математическое моделирование, фотоплетизмограмма, фазовый анализ, спектральный анализ, синхронизация, направленные связи.


Благодарности. Работа выполнена в рамках государственного задания СФ ИРЭ им. В. А. Котельникова РАН.

Для цитирования: Вахлаева А. М., Ишбулатов Ю. М., Караваев А. С., Пономаренко В. И., Прохоров М. Д. Математическая модель фотоплетизмограммы для тестирования методов анализа сигналов биологической природы // Известия вузов. ПНД. 2023. Т. 31, № 5. С. 586–596. DOI: 10.18500/0869-6632-003059. EDN: WGKVOM

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

Mathematical model of the photoplethysmogram for testing methods of biological signals analysis

A. M. Vakhlaeva , Yu. M. Ishbulatov, A. S. Karavaev,
V. I. Ponomarenko, M. D. Prokhorov

Saratov Branch of Kotelnikov Institute of Radioengineering and Electronics of the RAS, Russia
E-mail: vakhlaeva.anna@gmail.com, ishbulatov95@mail.ru, karavaevas@gmail.com,
ponomarenkovi@gmail.com, mdprokhorov@yandex.ru

Received 15.05.2023, accepted 22.06.2023, available online 19.09.2023, published 29.09.2023

Abstract. The purpose of this study was to develop a mathematical model of the photoplethysmogram, which can be used to test methods that introduce the instantaneous phases of the modulating signals. The model must reproduce statistical and spectral characteristics of the real photoplethysmogram, and explicitly incorporate the instantaneous phases of the modulating signals, so they can be used as a reference during testing. *Methods.* Anacrotic and catacrotic phases of the photoplethysmogram pulse wave were modeled as a sum of two density distributions for the skew normal distribution. The modulating signals were introduced as harmonic functions taken from the experimental instantaneous phases of the VLF (0.015...0.04 Hz), LF (0.04...0.15 Hz) and HF (0.15...0.4 Hz) oscillations in the real photoplethysmogram. The spectral power in the VLF, LF, and HF frequency ranges was calculated to compare the model and experimental data. *Results.* The model qualitatively reproduces the shape of the experimental photoplethysmogram pulse wave and shows less than 1% error when simulating the spectral properties of the signal. *Conclusion.* The proposed mathematical model can be used to test the methods for introduction of the instantaneous phases of the modulating signals in photoplethysmogram time-series.

Keywords: mathematical modeling, photoplethysmogram, phase analysis, spectral analysis, synchronization, directional coupling.

Acknowledgements. The work was carried out within the framework of the state task of the Saratov Branch of the Institute of Radioengineering and Electronics of Russian Academy of Sciences.

For citation: Vakhlaeva AM, Ishbulatov YuM, Karavaev AS, Ponomarenko VI, Prokhorov MD. Mathematical model of the photoplethysmogram for testing methods of biological signals analysis. *Izvestiya VUZ. Applied Nonlinear Dynamics.* 2023;31(5):586–596. DOI: 10.18500/0869-6632-003059

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

Введение

Подход к изучению сердечно-сосудистой системы (ССС), основанный на применении методов радиофизики и нелинейной динамики, оказался крайне плодотворным и позволил получить ряд фундаментальных и прикладных результатов. Меры сложности [1], спектральные характеристики [2], а также количественные характеристики направленных связей [3] и синхронизации [4], примененные к анализу сигналов ССС, используются для диагностики и контроля терапии социально значимых заболеваний, включая артериальную гипертензию [2] и диабет [5]. Перечисленные подходы также применяются для диагностики стресса [6, 7], решения задач спортивной медицины [8] и фундаментального изучения динамики взаимодействия различных элементов ССС во время активных экспериментов [9], различных стадий сна [10] и т. д.

При исследовании сигналов ССС многие авторы рассматривают систему автономной регуляции кровообращения в виде ансамбля взаимодействующих автоколебательных систем с запаздыванием в петлях обратной связи. Регистрация фотоплетизмограмм (ФПГ; photoplethysmogram — PPG) — неинвазивный и доступный способ оценить автоколебательную динамику контуров автономной регуляции, включая симпатическую и парасимпатическую регуляцию тонуса сосудов

и симпатическую регуляцию ритма сердца [11]. Широкая доступность носимых коммерческих регистраторов ФПГ дополнительно подстегивает интерес к исследованию этого сигнала [12]. Однако анализ ФПГ, как и анализ любых сигналов биологического происхождения, осложнен их нестационарностью, широкополосным спектральным составом и присутствием цветных шумов. Перечисленные факторы остро ставят проблему тестирования и параметризации методов введения фаз, детектирования фазовой синхронизации, диагностики направленных связей и т. д. Анализ исключительно экспериментальных данных не позволяет однозначно решить перечисленные проблемы. Для экспериментальных данных правильный результат не известен — например, не известна истинная форма временного ряда мгновенной фазы или значения коэффициентов связи. Это не позволяет количественно сопоставить точности оценок, полученных при использовании различных наборов параметров.

Типичным решением перечисленных сложностей является апробация методов на тестовых математических моделях, в разработке которых имеется огромный задел. Существуют классические эталонные системы, а также низкоразмерные модели низкочастотных ритмов ФПГ в виде дифференциальных уравнений первого порядка с запаздыванием в петлях обратной связи [13], которые, безусловно, необходимы на начальном этапе апробации методов, но не передают сложный широкополосный спектральный состав реальных данных. Существуют модели, воспроизводящие форму колебаний биологических сигналов [14, 15], применяется подгонка таких моделей под данные конкретных пациентов. Из первых принципов предложены многокомпонентные модели [16], воспроизводящие структуру и сложную динамику ССС и синтезирующие сигналы, качественно соответствующие реальным сигналам в смысле спектральных и статистических характеристик. Однако нами не были обнаружены модели, в которых мгновенные фазы сигналов модуляции сигнала ФПГ и частотной модуляции основного ритма сердца были бы заданы в явном виде и могли бы быть непосредственно извлечены из математической модели. Таким образом, перечисленные модели не могут обеспечить эталонные временные реализации мгновенной разности фаз, необходимые в ходе тестирования и сопоставления различных методов введения фаз. Поэтому целью данной работы являлась разработка имитационной математической модели сигнала ФПГ, в которой мгновенные фазы сигналов модуляции присутствуют в явном виде. Кроме того, необходимым условием было достижение количественного соответствия спектральных и фазовых характеристик модельных и реальных сигналов, а также совпадение формы модельных и экспериментальных временных рядов.

1. Математическая модель

Разработанная математическая модель опирается на подходы, предложенные в работах [14] и [15]. Основной сердечный ритм задавался временем одного прохода отображающей точки по предельному циклу, к которому сходилась фазовая траектория следующей динамической системы:

$$\begin{cases} \dot{x}(t) = \alpha x(t) - \omega(t)y(t), \\ \dot{y}(t) = \alpha y(t) + \omega(t)x(t), \end{cases} \quad (1)$$

где

$$\omega(t) = 2\pi / \left(w_0 + \sum_{i=VLF, LF, HF} k_i^{HRV} \cos(\varphi_i^{HRV}(t)) \right). \quad (2)$$

В формуле (1) $\alpha = 1 - \sqrt{x^2(t) + y^2(t)}$, в формуле (2) $\varphi_i^{HRV}(t)$ — мгновенные фазы зарегистрированных в натурном эксперименте колебаний сердечного ритма (Heart Rate Variability — HRV) в VLF (0.015...0.04 Гц), LF (0.04...0.15 Гц) и HF (0.15...0.4 Гц) частотных диапазонах,

ω_0 — собственная частота основного сердечного ритма, k_i^{HRV} — безразмерные коэффициенты, определяющие глубину частотной модуляции в VLF, LF и HF диапазонах. Уравнения (1) и (2) решались методом Рунге–Кутты 4-го порядка с шагом интегрирования 0.004. Форма пульсовой волны ФПГ в рамках отдельного кардиоцикла описывалась выражением:

$$\text{PPG}(t) = \sum_{i=\text{VLF,LF,HF}} k_i^{\text{PPG}} \cos(\varphi_i^{\text{PPG}}(t)) + 2 \sum_{i=\text{An,Cat}} a_i \gamma_i(t) \Gamma_i(t), \quad (3)$$

где $\varphi_i^{\text{PPG}}(t)$ — мгновенные фазы колебаний экспериментальных ФПГ в VLF (0.015...0.04 Гц), LF (0.04...0.15 Гц) и HF (0.15...0.4 Гц) частотных диапазонах. k_i^{PPG} — безразмерные коэффициенты, определяющие глубину модуляции в VLF, LF и HF диапазонах. Выражение под последним знаком суммы представляет собой функцию, передающую форму плотности асимметричного нормального распределения. Сумма двух таких выражений качественно соответствует типичному виду пульсовой волны ФПГ, представляющей собой сумму анакротического и катакротического подъемов. Нижние индексы An и Cat обозначают параметры и выражения, относящиеся, соответственно, к анакротическому и катакротическому подъемам ФПГ. Параметры a_i , где $i = \text{An, Cat}$, определяют высоту анакротического и катакротического подъемов ФПГ. Обозначения $\gamma_i(t)$ и $\Gamma_i(t)$, где $i = \text{An, Cat}$, соответствовали выражениям (4) и (5):

$$\gamma_i(t) = \frac{1}{b_i \sqrt{2\pi}} e^{-\left(s_i \left(\frac{T_n(t) - T_i}{b_i}\right)^2\right)}, \quad (4)$$

$$\Gamma_i(t) = \int \gamma_i(t), \quad (5)$$

в которых s_i , b_i , T_i , где $i = \text{An, Cat}$ — параметры соответственно асимметрии, ширины и положения анакротического $i = \text{An}$ и катакротического $i = \text{Cat}$ подъемов ФПГ, $T_n(t)$ — функция, нелинейно зависящая от времени, прошедшего с начала кардиоцикла, $T(t)$. Время $T(t)$ задавалось тривиальной моделью накопления и сброса $\dot{T}(t) = 1$, где $T(t)$ приводилось к 0, когда мгновенная фаза основного сердечного ритма $\varphi(t)$ достигала 1, данная мгновенная фаза вводилась как $\varphi(t) = \arctg(y(t)/x(t))$. Первые 0.5 с от начала кардиоцикла, которые умещают в себя анакротический и катакротический подъемы, $T_n(t) = T(t)$. После 0.5 с функция $T_n(t)$, в общем случае, линейно нарастала быстрее или медленнее $T(t)$, согласно уравнению (6), и достигала 1 к концу кардиоцикла.

$$\dot{T}_n(t) = \frac{0.5}{T_c - 0.5}, \quad (6)$$

где T_c — длительность текущего кардиоцикла. Уравнение (6) обеспечивало достижение функцией $T_n(t)$ единицы за оставшуюся часть кардиоцикла. Завершающим этапом было сглаживание зависимости $T_n(t)$ фильтром скользящего среднего с шириной окна в 31 отсчет дискретного времени. Введение функции $T_n(t)$ обусловлено необходимостью достижения двух целей: первая — необходимость сохранить постоянство временного интервала между началом кардиоцикла и вершиной анакротического подъема; вторая — удлинение пульсовой волны в случае длительных кардиоциклов и ее сужение в случае коротких циклов. Если переписать уравнение (4) с использованием непосредственно фазы $\varphi(t)$, то пульсовая волна будет удлиняться и укорачиваться в зависимости от длительности кардиоцикла, но в то же время будет изменяться и временной отрезок между началом цикла и анакротическим подъемом. Это приводило бы к возникновению значительных погрешностей при оценке вариабельности ритма сердца как последовательности временных интервалов между анакротическими подъемами пульсовых волн ФПГ, что противоречит экспериментальным наблюдениям, по крайней мере, для пациентов без выраженных патологий [17].

Если переписать выражение (4), используя $T(t)$ вместо $T_n(t)$, длительность пульсовой волны будет оставаться постоянной и перестанет соответствовать длительности кардиоцикла.

При генерации реализаций модели, представленных в разделе «Результаты», использовались мгновенные фазы VLF, LF и HF колебаний из двухчасовых записей RR-интервалов (последовательности временных интервалов между R-зубцами ЭКГ) и сигналов кровенаполнения сосудов пальца, зарегистрированных оптическим датчиком инфракрасного диапазона с активной подсветкой в отраженном свете (ФПГ), пяти здоровых испытуемых в возрасте от 19 лет до 21 года. Колебания VLF, LF и HF диапазонов были извлечены из сигналов ФПГ с использованием прямоугольных полосовых фильтров с полосами пропускания, соответственно, 0.015...0.04 Гц, 0.04...0.15 Гц и 0.15...0.4 Гц. Извлечение колебаний VLF, LF и HF диапазонов из сигналов RR-интервалов производилось аналогичным образом, но перед фильтрацией сигнал интерполировался кубическими β -сплайнами и перевыбирался с частотой дискретизации 250 Гц. Мгновенные фазы затем вводились с использованием преобразования Гильберта.

Параметры математической модели, определяющие форму колебаний сигнала ФПГ в рамках отдельного кардиоцикла, были подобраны таким образом, чтобы достичь качественного соответствия типичной форме экспериментальных сигналов здоровых добровольцев. Параметры k_i^{HRV} , где $i = \text{VLF, LF и HF}$, подбирались отдельно для каждой временной реализации математической модели, сгенерированной с использованием мгновенных фаз VLF, LF и HF колебаний RR-интервалов и ФПГ конкретного здорового добровольца. Параметры подбирались с помощью итерационной процедуры, которая обеспечивала количественное соответствие (с погрешностью менее 1%) между спектральной плотностью мощности в VLF, LF и HF диапазонах экспериментального сигнала RR-интервалов и последовательностью временных интервалов между анакротическими подъемами модельной ФПГ.

Параметры k_i^{PPG} , где $i = \text{VLF, LF и HF}$, подбирались с помощью аналогичной итерационной процедуры, которая обеспечивала количественное соответствие (с погрешностью менее 1%)

Таблица. Параметры математической модели
Table. Parameters of the mathematical model

Параметр	Значение
a_{An}	60
a_{Cat}	10
T_{An}	0.06
T_{Cat}	0.35
b_{An}	0.22
b_{Cat}	0.15
S_{An}	10
S_{Cat}	5
ω_0	1.180 ± 0.188
$k_{\text{VLF}}^{\text{HRV}}$	3.954 ± 1.879
$k_{\text{LF}}^{\text{HRV}}$	4.499 ± 2.652
$k_{\text{HF}}^{\text{HRV}}$	1.250 ± 0.509
$k_{\text{VLF}}^{\text{PPG}}$	0.041 ± 0.014
$k_{\text{LF}}^{\text{PPG}}$	0.024 ± 0.003
$k_{\text{HF}}^{\text{PPG}}$	0.040 ± 0.012

между относительными индексами VLF_n , LF_n и HF_n , оцененными для модельных и экспериментальных сигналов ФПГ. Индексы VLF_n , LF_n и HF_n рассчитывались как спектральная плотность мощности в диапазонах VLF, LF и HF, соответственно, нормированная на мощность в диапазоне $[\omega_0 - 0.1 \text{ Гц}, \omega_0 + 0.1 \text{ Гц}]$, где ω_0 — средняя частота сердечных сокращений, детектированная по максимуму в спектре мощности экспериментального сигнала ФПГ. Данное значение ω_0 использовалось также в системе уравнений (1). Параметры модели перечислены в Таблице. Значения параметров k_i^{HRV} и k_i^{PPG} , которые приводили модели в соответствие данным конкретных пациентов и были уникальны для каждой реализации модели, представлены как среднее значение плюс/минус стандартное отклонение.

Экспериментальные данные регистрировались стандартным сертифицированным полирегистратором ЭЭГА-21/26 «Энцефалан-131-03» (ООО «Медиком-МТД», Таганрог). Полоса пропускания составляла 0.015...100 Гц при частоте

дискретизации 250 Гц и разрешение — 14 бит. Сигнал ЭКГ регистрировался в I стандартном отведении по Эйнтховену (дифференциальный сигнал с запястий двух рук), сигнал ФПГ регистрировался с дистальной фаланги безымянного пальца правой руки. Данные регистрировались в положении лежа, в спокойной обстановке, при постоянной комфортной температуре.

2. Результаты

На рис. 1 представлены временные ряды, спектры мощности и мгновенные фазы сигнала модуляции среднего значения ФПГ для конкретной временной реализации предложенной математической модели и конкретного добровольца, чьи данные использовались при генерации изображенных модельных сигналов.

Из рис. 1, *a* видно, что форма модельной пульсовой волны качественно соответствует экспериментальным данным, модель также передает наличие выраженных низкочастотных трендов. Рис. 1, *b*, *c* демонстрируют хорошее количественное соответствие между спектрами мощности модельного и экспериментального сигналов ФПГ. Математическая модель, по построению, воспроизводит спектральную плотность мощности в VLF, LF и HF диапазонах частот с погрешностью менее 1%. Модель воспроизводит характерный пик в центре LF диапазона на частоте

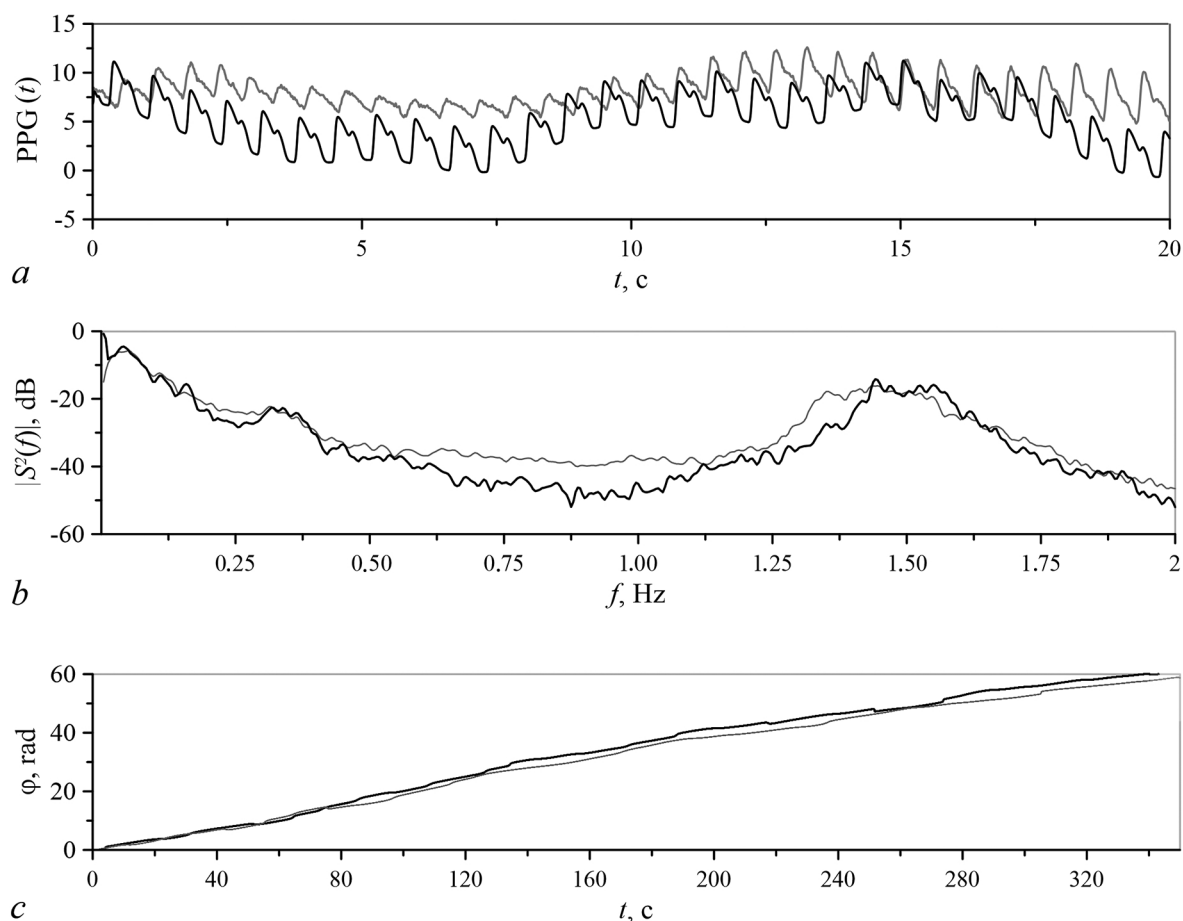


Рис. 1. Временные ряды (*a*), спектры мощности (*b*) и мгновенные фазы (*c*) колебаний низкочастотного LF (0.04...0.15 Гц) диапазона в экспериментальных (серый цвет) и модельных (черный цвет) сигналах ФПГ

Fig. 1. Time series (*a*), power spectra (*b*), and instantaneous phases (*c*) of the LF-oscillations (0.04...0.15 Hz) in the experimental (gray) and model (black) PPG signals

около 0.1 Гц, связанный с модуляцией тонуа артериальных сосудов со стороны симпатического звена системы автономной регуляции кровообращения; пик в HF диапазоне на частоте около 0.3 Гц, связанный с активностью парасимпатического звена системы регуляции и дыханием; пик, соответствующий основному сердечному ритму. Модель передает широкополосный характер реального спектра, а также наличие $1/f$ пьедестала, связанного с шумами центрального происхождения [18]. На рис. 1, с представлены мгновенные фазы LF колебаний среднего значения сигнала ФПГ. Серая сплошная линия соответствует временной реализации переменной $\varphi_{LF}^{PPG}(t)$ из уравнения (3) и, таким образом, эквивалентна истинному сигналу модуляции в данном частотном диапазоне. Черная линия соответствует эмпирической оценке данного сигнала модуляции по временной реализации модели ФПГ. Колебания LF-диапазона выделялись из сигнала ФПГ с использованием прямоугольного полосового фильтра с полосой пропускания 0.04...0.15 Гц, фазы колебаний вводились классическим способом, основанном на преобразовании Гильберта. Из рис. 1, с видно, что средняя скорость нарастания мгновенной фазы $\varphi_{LF}^{PPG}(t)$ и ее оценки совпадают, но сами формы сигналов различаются, что может привести к погрешностям при оценке силы направленных связей и диагностике синхронизации. Предложенная математическая модель позволяет изолировать и количественно оценить роль потенциальных источников погрешностей, наличие которых очевидно из рис. 1, с.

Рис. 2 иллюстрирует случай отключения частотной модуляции основного ритма сердца. На графиках сопоставлены усредненные спектры модельных сигналов ФПГ. Спектр, изображенный серым цветом, был получен для моделей, параметры которых подбирались согласно процедуре, описанной в предыдущем разделе. Спектр, представленный черным цветом, был получен для моделей с теми же параметрами, за исключением параметров k_i^{HRV} , которые были приведены к нулю. Из рис. 2 видно, что пики, соответствующие основному сердечному ритму отдельных испытуемых, стали уже. Также заметно некоторое снижение средней плотности мощности в VLF, LF и HF частотных диапазонах, что свидетельствует о просачивании сигнала частотной модуляции ритма сердца в низкочастотный диапазон сигнала ФПГ и позволяет ожидать, что широкополосная модуляция ритма сердца вносит погрешности при введении мгновенных фаз. Исследование реализаций модели с отключенной частотной модуляцией ритма сердца позволит оценить погрешности введения фаз, обусловленные ошибками параметризации методов и широкополосной природой сигнала модуляции среднего значения ФПГ.

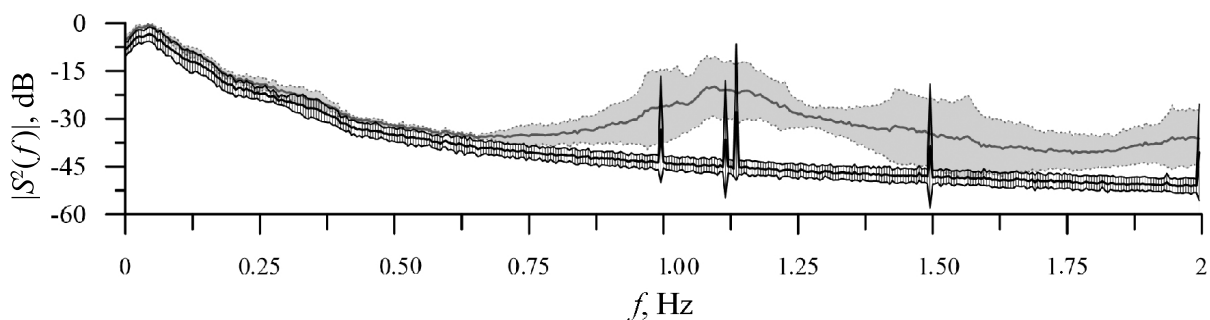


Рис. 2. Серая линия и окружающая ее серая область соответствуют среднему значению и стандартному отклонению мощности в спектрах математических моделей ФПГ, параметры которых соответствовали группе здоровых добровольцев. Черный график с вертикальными черными линиями соответствует среднему значению и стандартному отклонению мощности в спектрах математических моделей ФПГ с отключенной модуляцией основного ритма сердца

Fig. 2. The gray line and its surrounding gray area correspond to the mean value and standard deviation of the model PPG power spectra, with parameters of the model set to simulate healthy individuals. The black plot with vertical black lines corresponds to the mean value and standard deviation of the model PPG power spectra, without the heart rate modulation

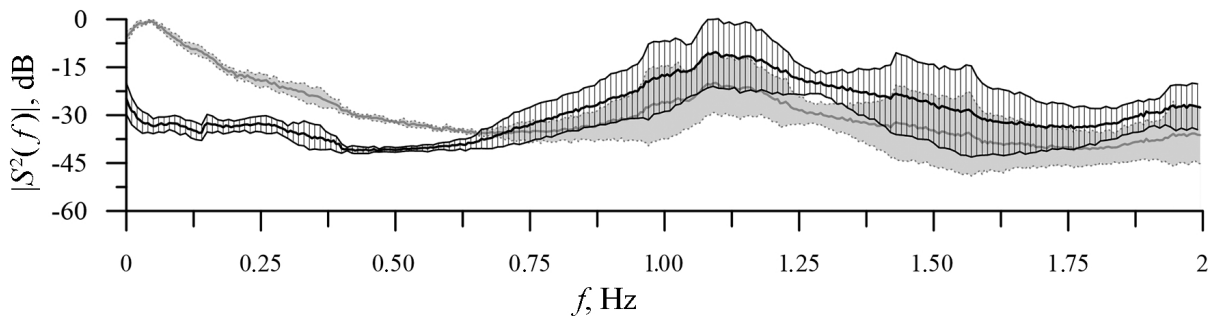


Рис. 3. Серая линия и окружающая ее серая область соответствуют среднему значению и стандартному отклонению мощности в спектрах математических моделей ФПГ, параметры которых соответствовали группе здоровых добровольцев. Черный график с вертикальными черными линиями соответствует среднему значению и стандартному отклонению мощности в спектрах математических моделей ФПГ с отключенной модуляцией среднего значения сигнала фотоплетизмограммы

Fig. 3. The gray line and its surrounding gray area correspond to the mean value and standard deviation of the model PPG power spectra, with parameters of the model set to simulate healthy individuals. The black plot with vertical black lines correspond to the mean value and standard deviation of the model PPG power spectra, without the modulation in the PPG signal

На рис. 3 показан случай с отключенной модуляцией сигнала ФПГ ($k_i^{\text{PPG}} = 0$). Из спектра видно, что в VLF, LF и HF частотных диапазонах остаются спектральные компоненты, обусловленные наличием модуляции основного ритма сердца. Анализ реализации данных математических моделей позволяет количественно исследовать влияние широкополосной модуляции ритма сердца на точность введения мгновенных фаз низкочастотных колебаний ФПГ. Это позволяет определить границы применимости методов анализа и облегчает трактовку результатов.

Заключение

В работе представлена имитационная математическая модель сигнала ФПГ, которая обеспечивает хорошее количественное соответствие временным рядам, мгновенным фазам и спектрам мощности реальных сигналов ФПГ. Модель обладает функционалом добавления частотной модуляции основного сердечного ритма и среднего значения ФПГ колебаниями с частотами внутри VLF, LF и HF диапазонов. Входными данными при этом являются непосредственно мгновенные фазы данных колебаний. Затем сигналы модуляции генерируются как гармонические функции от заданных мгновенных фаз. Таким образом, мгновенные фазы сигналов модуляции присутствуют в модели в явном виде, что позволяет использовать их временные ряды в качестве эталонов при апробации и сопоставлении точности различных методов введения мгновенных фаз по временным рядам. При генерации модели с использованием мгновенных фаз, введенных для VLF, LF и HF колебаний в сигналах ФПГ и RR-интервалах конкретных добровольцев, модель может быть персонализирована под отдельного испытуемого. В данном случае модель обеспечивала количественное соответствие мощностям в VLF, LF и HF диапазонах реальных ФПГ с погрешностью менее 1%.

References

1. Gorshkov O, Ombao H. Multi-chaotic analysis of inter-beat (R-R) intervals in cardiac signals for discrimination between normal and pathological classes. *Entropy (Basel)*. 2021;23(1):112. DOI: 10.3390/e23010112.
2. Fagard RH, Stolarz K, Kuznetsova T, Seidlerova J, Tikhonoff V, Grodzicki T, Nikitin Y, Filipovsky J, Peleska J, Casiglia E, Thijs L, Staessen JA, Kawecka-Jaszcz K. Sympathetic activity, assessed by power spectral analysis of heart rate variability, in white-coat, masked

- and sustained hypertension versus true normotension. *J. Hypertens.* 2007;25(11):2280–2285. DOI: 10.1097/HJH.0b013e3282efc1fe.
3. Borovkova EI, Prokhorov MD, Kiselev AR, Hramkov AN, Mironov SA, Agaltsov MV, Ponomarenko VI, Karavaev AS, Drapkina OM, Penzel T. Directional couplings between the respiration and parasympathetic control of the heart rate during sleep and wakefulness in healthy subjects at different ages. *Front. Netw. Physiol.* 2022;2:942700. DOI: 10.3389/fnetp.2022.942700.
 4. Ponomarenko VI, Prokhorov MD, Karavaev AS, Kiselev AR, Gridnev VI, Bezruchko BP. Synchronization of low-frequency oscillations in the cardiovascular system: Application to medical diagnostics and treatment. *The European Physical Journal Special Topics.* 2013;222(10):2687–2696. DOI: 10.1140/epjst/e2013-02048-1.
 5. Lefrandt JD, Smit AJ, Zeebregts CJ, Gans ROB, Hoogenberg KH. Autonomic dysfunction in diabetes: a consequence of cardiovascular damage. *Current Diabetes Reviews.* 2010;6(6):348–358. DOI: 10.2174/157339910793499128.
 6. Dimitriev DA, Saperova EV, Dimitriev AD. State anxiety and nonlinear dynamics of heart rate variability in students. *PLoS ONE.* 2016;11(1):e0146131. DOI: 10.1371/journal.pone.0146131.
 7. Deka B, Deka D. Nonlinear analysis of heart rate variability signals in meditative state: a review and perspective. *BioMedical Engineering OnLine.* 2023;22(1):35. DOI: 10.1186/s12938-023-01100-3.
 8. de Abreu RM, Porta A, Rehder-Santos P, Cairo B, Sakaguchi CA, da Silva CD, Signini ÉF, Milan-Mattos JC, Catai AM. Cardiorespiratory coupling strength in athletes and non-athletes. *Respiratory Physiology & Neurobiology.* 2022;305:103943. DOI: 10.1016/j.resp.2022.103943.
 9. Delliaux S, Ichinose M, Watanabe K, Fujii N, Nishiyasu T. Muscle metaboreflex activation during hypercapnia modifies nonlinear heart rhythm dynamics, increasing the complexity of the sinus node autonomic regulation in humans. *Pflügers Archiv - European Journal of Physiology.* 2023;475(4):527–539. DOI: 10.1007/s00424-022-02780-x.
 10. Karavaev AS, Skazkina VV, Borovkova EI, Prokhorov MD, Hramkov AN, Ponomarenko VI, Runnova AE, Gridnev VI, Kiselev AR, Kuznetsov NV, Chechurin LS, Penzel T. Synchronization of the processes of autonomic control of blood circulation in humans is different in the awake state and in sleep stages. *Front. Neurosci.* 2022;15:791510. DOI: 10.3389/fnins.2021.791510.
 11. Goldstein DS, Benth O, Park MY, Sharabi Y. Low-frequency power of heart rate variability is not a measure of cardiac sympathetic tone but may be a measure of modulation of cardiac autonomic outflows by baroreflexes. *Exp. Physiol.* 2011;96(12):1255–1261. DOI: 10.1113/expphysiol.2010.056259.
 12. Natarajan A, Pantelopoulos A, Emir-Farinas H, Natarajan P. Heart rate variability with photoplethysmography in 8 million individuals: a cross-sectional study. *The Lancet Digital Health.* 2020;2(12):E650–E657. DOI: 10.1016/S2589-7500(20)30246-6.
 13. Ringwood JV, Malpas SC. Slow oscillations in blood pressure via a nonlinear feedback model. *American Journal of Physiology-Regulatory, Integrative and Comparative Physiology.* 2001;280(4):R1105–R1115. DOI: 10.1152/ajpregu.2001.280.4.R1105.
 14. Tang Q, Chen Z, Ward R, Elgendi M. Synthetic photoplethysmogram generation using two Gaussian functions. *Sci. Rep.* 2020;10(1):13883. DOI: 10.1038/s41598-020-69076-x.
 15. McSharry PE, Clifford GD, Tarassenko L, Smith LA. A dynamical model for generating synthetic electrocardiogram signals. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering.* 2003;50(3):289–294. DOI: 10.1109/TBME.2003.808805.
 16. Cheng L, Khoo MCK. Modeling the autonomic and metabolic effects of obstructive sleep apnea: a simulation study. *Front. Physiol.* 2012;2:111. DOI: 10.3389/fphys.2011.00111.

17. Mejía-Mejía E, May JM, Torres R, Kyriacou PA. Pulse rate variability in cardiovascular health: a review on its applications and relationship with heart rate variability. *Physiol. Meas.* 2020;41(7):07TR01. DOI: 10.1088/1361-6579/ab998c.
18. Kotani K, Struzik ZR, Takamasu K, Stanley HE, Yamamoto Y. Model for complex heart rate dynamics in health and diseases. *Phys. Rev. E.* 2005;72(4):041904. DOI: 10.1103/PhysRevE.72.041904.



Вахлаева Анна Михайловна — родилась в Саратове (2001). Студентка 4 курса Института физики направления «Биотехнические системы и технологии». Научные интересы: математическое моделирование, нелинейная динамика и её приложения.

Россия, 410012 Саратов, ул. Астраханская, 83
Саратовский национальный исследовательский
государственный университет имени Н. Г. Чернышевского
E-mail: vakhlaeva.anna@gmail.com



Ишбулатов Юрий Михайлович — родился в Саратове (1994). Окончил с отличием бакалавриат (2015) и магистратуру (2017) СГУ имени Н. Г. Чернышевского по направлению «Биотехнические системы и технологии». Кандидат физико-математических наук (2021). С 2022 года работает на кафедре динамического моделирования и биомедицинской инженерии в должности доцента и в лаборатории нелинейной динамики Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН в должности научного сотрудника. Автор более 20 статей в журналах, индексируемых в WoS и Scopus. Научные интересы: анализ биомедицинских данных методами радиофизики и нелинейной динамики и разработка математических моделей сложных биологических объектов и сигналов.

Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: ishbulatov95@mail.ru
ORCID: 0000-0003-2871-5465
AuthorID (eLibrary.Ru): 829775



Каравеев Анатолий Сергеевич — родился в Саратове (1981). Окончил факультет нелинейных процессов Саратовского государственного университета (2004). Доктор физико-математических наук (2019, СГТУ), доцент (2018). Заведующий кафедрой динамического моделирования и биомедицинской инженерии СГУ, старший научный сотрудник отдела продвижения новых кардиологических информационных технологий Саратовского государственного медицинского университета имени В. И. Разумовского, старший научный сотрудник лаборатории нелинейной динамики Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН. Научные интересы — радиофизические устройства регистрации и анализа сигналов биологических объектов, разработка программного обеспечения для персональных компьютеров и цифровых сигнальных процессоров. Имеет около 300 научных публикаций.

Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: karavaevas@gmail.com
ORCID: 0000-0003-4678-3648
AuthorID (eLibrary.Ru): 128455



Пономаренко Владимир Иванович — родился в Саратове (1960). Окончил Саратовский государственный университет (1982). Доктор физико-математических наук (2008). Ведущий научный сотрудник Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН, профессор кафедры динамического моделирования и биомедицинской инженерии СГУ. Область научных интересов — статистическая радиофизика, анализ временных рядов, нелинейная динамика и ее приложения. Автор более 130 научных публикаций.

Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: ponomarenkovi@gmail.com
ORCID: 0000-0002-1579-6465
AuthorID (eLibrary.Ru): 39986



Прохоров Михаил Дмитриевич — родился в Саратове (1968). Окончил Саратовский государственный университет (1992). Доктор физико-математических наук (2008). Заведующий лабораторией моделирования в нелинейной динамике Саратовского филиала Института радиотехники и электроники им. В. А. Котельникова РАН. Область научных интересов: нелинейная динамика и ее приложения, математическое моделирование, анализ временных рядов. Имеет более 200 научных публикаций.

Россия, 410019 Саратов, ул. Зеленая, 38
Саратовский филиал Института радиотехники и электроники
им. В. А. Котельникова РАН
E-mail: mdprokhorov@yandex.ru
ORCID: 0000-0003-4069-9410
AuthorID (eLibrary.Ru): 39985