



Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2023. Т. 23, вып. 2. С. 128–140

*Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2023, vol. 23, iss. 2, pp. 128–140

<https://fizika.sgu.ru>

<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-2-128-140>, EDN: WTBLCR

Научная статья

УДК 57.087.3:612.1

## Оценка пространственно-временной неоднородности двухмерных изображений на примере фотоплетизмографической визуализации гемодинамики



А. А. Сагайдачный<sup>✉</sup>, И. Ю. Волков, М. О. Цой, А. В. Фомин, Д. И. Майсков, А. В. Антонов, И. С. Залетов, А. В. Скрипаль

Саратовский национальный исследовательский государственный университет имени Н. Г. Чернышевского, Россия, 410012, г. Саратов, ул. Астраханская, д. 83

Сагайдачный Андрей Александрович, кандидат физико-математических наук, доцент кафедры медицинской физики, [andsag@yandex.ru](mailto:andsag@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>

Волков Иван Юрьевич, аспирант кафедры медицинской физики, [volkovivan27@yandex.ru](mailto:volkovivan27@yandex.ru), <https://orcid.org/0000-0002-0506-0606>

Цой Мария Олеговна, кандидат физико-математических наук, ассистент кафедры оптики и биофотоники, [dethaos@bk.ru](mailto:dethaos@bk.ru), <https://orcid.org/0000-0002-4681-6465>

Фомин Андрей Владимирович, кандидат физико-математических наук, ассистент кафедры медицинской физики, [89050344175@bk.ru](mailto:89050344175@bk.ru), <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>

Майсков Дмитрий Игоревич, аспирант кафедры медицинской физики, [dmayсков@gmail.com](mailto:dmayсков@gmail.com), <https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>

Антонов Андрей Валерьевич, студент Института физики, [antonovav29012003@gmail.com](mailto:antonovav29012003@gmail.com), <https://orcid.org/0000-0002-7710-1577>

Залетов Иван Сергеевич, аспирант кафедры медицинской физики, [izaletov25@gmail.com](mailto:izaletov25@gmail.com), <https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>

Скрипаль Анатолий Владимирович, доктор физико-математических наук, профессор, заведующий кафедрой медицинской физики, [skripalav@info.sgu.ru](mailto:skripalav@info.sgu.ru), <https://orcid.org/0000-0002-9080-0057>

**Аннотация.** В процессе обработки серии двухмерных изображений в пространственно-временной и частотно-временной областях возникает проблема отображения многомерных результатов на двумерной плоскости. При реализации частотно-временного анализа каждую точку объекта характеризует функция двух аргументов, поэтому для визуализации результатов на двумерной плоскости необходимо уменьшение размерности данных. В настоящей работе описан метод цветового картирования корреляции спектральных характеристик в каждой точке двухмерного динамического изображения. Новизна предложенного метода состоит в использовании функции вейвлет-корреляции сигнала опорной (референсной) зоны с сигналами во всех других зонах интереса объекта. При этом значение корреляции кодируется цветом и формирует корреляционную карту в каждом из анализируемых частотных диапазонов. Это позволяет выделить зоны, имеющие похожие частотно-временные спектры исследуемой характеристики объекта. Применение предложенного метода рассмотрено на примере анализа микрогемодинамики кисти здорового человека с помощью фотоплетизмографической визуализации. Анализ проведен в диапазоне частот (0.005–2 Гц), охватывающем как сердечные (пульсовые), так и более низкочастотные гемодинамические колебания дыхательного, миогенного, нейрогенного и эндотелиального диапазонов. В целом отмечается тенденция к уменьшению корреляции спектров при удалении от референсной зоны и при уменьшении анализируемой частоты сигнала. Показано, что фотоплетизмографические сигналы, регистрируемые в области дистальной фаланги пальца, репрезентативны преимущественно в отношении пульсовых колебаний микрогемодинамики других зон кисти (корреляция около 0.7) и в значительно меньшей степени в отношении эндотелиальных, нейрогенных, миогенных и дыхательных колебаний (корреляция около 0.4). Вследствие установленной высокой пространственной неоднородности спектральных характеристик рекомендуется при использовании контактных фотоплетизмографических измерений использовать несколько опорных зон. Рассмотренный способ визуализации пространственной корреляции спектральных характеристик может найти практическое применение также в области анализа гемодинамики методами лазерной доплеровской, лазерной спекл-контрастной, термографической или гиперспектральной визуализации.

**Ключевые слова:** фотоплетизмография, фотоплетизмографическая визуализация, визуализирующая фотоплетизмография, вейвлет, корреляция, гемодинамика, микрогемодинамика, спектральный анализ

**Благодарности:** Работа выполнена при финансовой поддержке Совета по грантам Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук (грант № МК-140.2021.4).

**Для цитирования:** Сагайдачный А. А., Волков И. Ю., Цой М. О., Фомин А. В., Майсков Д. И., Антонов А. В., Залетов И. С., Скрипаль А. В. Оценка пространственно-временной неоднородности двухмерных изображений на примере фотоплетизмографической визуализации гемодинамики // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2023. Т. 23, вып. 2. С. 128–140. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-2-128-140>, EDN: WTBLCR

Статья опубликована на условиях лицензии Creative Commons Attribution 4.0 International (CC-BY 4.0)



Article

**Assessment of spatiotemporal heterogeneity of two-dimensional images on the example of photoplethysmographic imaging of hemodynamics****A. A. Sagaidachnyi<sup>✉</sup>, I. Yu. Volkov, M. O. Tsoy, A. V. Fomin, D. I. Mayskov, A. V. Antonov, I. S. Zaletov, A. V. Skripal**

Saratov State University, 83 Astrakhanskaya St., Saratov 410012, Russia

Andrey A. Sagaidachnyi, andsag@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-5296-1968>Ivan Yu. Volkov, volkovivan27@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-0506-0606>Maria O. Tsoy, dethaos@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4681-6465>Andrey V. Fomin, 89050344175@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-1568-8317>Dmitriy I. Mayskov, dmayskov@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-3487-2590>Andrey V. Antonov, antonovav29012003@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-7710-1577>Ivan S. Zaletov, izaletov25@gmail.com, <https://orcid.org/0000-0002-1419-7372>Anatoly V. Skripal, skripalav@info.sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-9080-0057>

**Abstract. Background and Objectives:** The problem of representation of multidimensional data on a two-dimensional plane arises during the processing of a series of two-dimensional images in the spatiotemporal and time-frequency domains. When implementing time-frequency analysis, each point of the object is characterized by a function of two arguments, therefore, to visualize the results on a two-dimensional plane, it is necessary to reduce the data dimension. **Materials and Methods:** This paper describes a method for color coding the correlation of spectral features at each point of a two-dimensional dynamic image. The novelty of the proposed method is the using of the wavelet correlation function of the reference area with all other regions of interest of the object. In this case, the correlation value is color-coded and forms a correlation map in each of the analyzed spectral ranges. **Results:** This allows to select areas that have similar time-frequency spectra of investigated characteristics of the object. The application of the method is considered on the example of the analysis of the microhemodynamics of the human hand using photoplethysmographic imaging. The analysis was carried out in the spectral range (0.005–2 Hz), covering both cardiac and low-frequency hemodynamic oscillations of the respiratory, myogenic, neurogenic, and endothelial ranges. In general, there is a tendency to a decrease of correlation of the spectrum with distance from the reference area and with a decrease in the analyzed signal frequency. It is shown that photoplethysmographic signals recorded in the area of the distal phalanx of the finger are predominantly representative of cardiac oscillations in microhemodynamics of other areas of the hand (correlation of about 0.7) and less representative with respect to endothelial, neurogenic, myogenic and respiratory oscillations (correlation of about 0.4). Due to the established high spatial inhomogeneity of the spectral features, it is recommended to use several reference areas when using contact photoplethysmographic measurements. **Conclusion:** The considered method of visualizing the spatial correlation of spectral features can find practical application also in the field of hemodynamic analysis using laser Doppler, laser speckle contrast, thermographic or hyperspectral imaging.

**Keywords:** photoplethysmography, photoplethysmographic imaging, imaging photoplethysmography, wavelet, correlation, hemodynamics, microhemodynamics, spectral analysis

**Acknowledgments:** This work was funded by the Grant Council of the President of the Russian Federation for the state support of young Russian scientists – candidates of sciences (MK-140.2021.4).

**For citation:** Sagaidachnyi A. A., Volkov I. Yu., Tsoy M. O., Fomin A. V., Mayskov D. I., Antonov A. V., Zaletov I. S., Skripal A. V. Assessment of spatiotemporal heterogeneity of two-dimensional images on the example of photoplethysmographic imaging of hemodynamics. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2023, vol. 23, iss. 2, pp. 128–140 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2023-23-2-128-140>, EDN: WTBLCR

This is an open access article distributed under the terms of Creative Commons Attribution 4.0 International License (CC0-BY 4.0)

**Введение**

Для полного описания эволюции двухмерных данных, регистрируемых методами визуализации гемодинамики, например, такими как термографическая визуализация, фотоплетизмографическая (ФПГ), лазерная-доплеровская, спекл-контрастная визуализация [1], необходимо учитывать пространственный, временной и частотный аспекты динамики. Размерность результатов пространственно-временного анализа двухмерных данных может быть выше двух, что приводит к необходимости уменьшения размерности результатов с целью сохранить наглядность представления результатов, особенно в случае мульти- и гиперспектральной визуализации [2, 3].

Одним из широко распространенных методов уменьшения размерности двухмерных данных во времени является выделение области интереса и усреднение параметра визуализации по пространству. При этом в область интереса могут попадать анатомические зоны, различающиеся по физиологическим механизмам регуляции, например, регуляции гемодинамики и потоотделения, как было показано в работах [4–6]. Такие «смешанные» данные будут иметь большую дисперсию во времени по сравнению с анализом точек поверхности, имеющих один и тот же механизм регуляции.

Вторым способом уменьшения размерности данных является усреднение параметра визуализации



зации по времени в каждой точке изображения. В результате формируется функциональное изображение, карта, содержащая интегральную информацию о пространственном распределении, например гемодинамики за всё время эксперимента [4, 7, 8]. При усреднении по пространству или по времени можно выполнять оценку статистического распределения параметра визуализации, т. е. в случае распределения, близкого к нормальному, определять математическое ожидание, дисперсию, коэффициенты асимметрии или эксцесса. Широко распространен анализ спектральных составляющих сигнала в каждой точке или области изображения с привлечением аппарата Фурье- или вейвлет-анализа [9].

Обобщая вышесказанное, можно представить анализируемые данные о гемодинамике как функцию четырех аргументов  $S(x, y, f, t)$ , где  $x, y$  – пространственные координаты,  $t$  – время,  $f$  – частота. Таким образом, в каждой точке изображения существует динамика во временной и частотной областях, проявляющаяся, например, в случае вейвлетного анализа данных. Статистические характеристики можно оценивать в пространственной, временной, частотной областях или их сочетании. Уменьшая размерность результата за счет фиксации одного или нескольких аргументов функции  $S(x, y, f, t)$ , полу-

чим различные виды анализа (таблица). При этом данные в частотной и временной областях не являются полностью независимыми. Оценивая пару возможных дискретных экспериментальных значений частоты и времени, следует учитывать соотношение неопределенности для спектрального анализа, в соответствии с которым уменьшение шага дискретизации по времени (увеличение определенности по времени) будет необходимо приводить к увеличению минимального шага дискретизации по частоте (уменьшению определенности по частоте). И наоборот, увеличение частотного разрешения будет сопровождаться необходимым уменьшением временного.

На практике наиболее часто используются 5 вариантов анализа: временной, пространственно-временной, пространственный, пространственно-частотный, частотно-временной (строки 1, 7, 6, 4, 3 таблицы соответственно). При выполнении анализа в частотной области имеется в виду анализ спектра амплитуд и/или спектра фаз (например, модуль или аргумент комплексных Фурье- или вейвлет-коэффициентов соответственно).

При статистическом анализе данных во временной, пространственной или частотной областях появляются дополнительные количественные характеристики, описывающие статистическое распределение вероятностей в соответствую-

**Возможные виды анализа двумерных изображений (0 – постоянное значение соответствующего аргумента функции  $S$ , 1 – переменное значение соответствующего аргумента функции  $S$ )**

**Table 1. Possible types of analysis of two-dimensional images (0 – constant value of the corresponding argument function  $S$ , 1 – variable value of the corresponding argument function  $S$ )**

№	$S(x, y)$	$S(f)$	$S(t)$	Описание вида анализа / Description of the analysis type
0	0	0	0	Нет динамики в пространственной, частотной и временной областях / There is no dynamics in the spatial, frequency and time domains
1	0	0	1	$S(t)$ – динамика сигнала во времени в фиксированной точке или группе точек (зоне) на фиксированной частоте / $S(t)$ – signal dynamics in time at a fixed point or a group of points (area) at a fixed frequency
2	0	1	0	Нет динамики в пространственной и временной областях / There is no dynamics in the spatial and temporal domains
3	0	1	1	$S(f, t)$ – частотно-временной анализ в точке, группе точек (зоне) в диапазоне частот / $S(f, t)$ – time-frequency analysis at a point, a group of points (area) in the frequency range
4	1	0	0	$S(x, y)$ – анализ пространственных частот кадра на фиксированной частоте (пространственно-частотный анализ) / $S(x, y)$ – analysis of the spatial frequencies of the frame at a fixed frequency (spatial-frequency analysis)
5	1	0	1	$S(x, y, t)$ – пространственно-временной анализ на фиксированной частоте / $S(x, y, t)$ – spatiotemporal analysis at a fixed frequency.
6	1	1	0	$S(x, y, f)$ – анализ пространственных частот кадра в диапазоне частот (пространственный анализ в диапазоне частот) / $S(x, y, f)$ – analysis of the spatial frequencies of the frame in the frequency range (spatial analysis in the frequency range)
7	1	1	1	$S(x, y, f, t)$ – пространственно-временной анализ в диапазоне частот / $S(x, y, f, t)$ – spatiotemporal analysis in the frequency range.



ющих областях (среднее значение/медиана, среднеквадратичное отклонение (СКО)/квартили, коэффициенты асимметрии, эксцесса и т. п.). Например, при вычислении спектральной плотности мощности фотоплетизмографических сигналов возможно проводить усреднение по времени, по частоте или по пространству, визуализируя цветом пространственное распределение соответствующих значений СКО.

Визуализация периферической гемодинамики демонстрирует пространственную неоднородность амплитудных и фазовых характеристик сигнала [1, 10], поэтому при проведении исследований в локальных зонах поверхности [11] желательно определять анатомические зоны регистрации сигналов, опираясь на результаты предварительного пространственно-временного анализа.

В области двухмерной визуализации гемодинамических явлений методами спекл-контрастной или фотоплетизмографической визуализации (ФПГ-визуализации) исследователи, за исключением нескольких работ [12, 13], ограничиваются построением карты амплитуды колебаний в каждой точке поверхности объекта, не давая количественных оценок взаимосвязи спектров колебаний сигнала в различных точках объекта [14, 15], либо выполняя сравнение данных контактных измерений с двухмерными бесконтактными [16]. **Цель данной работы** состоит в разработке метода цветового картирования корреляции частотно-временных спектров в различных точках двухмерного изображения на примере обработки результатов ФПГ-визуализации микрогемодинамики (такой анализ соответствует 7-й строке таблицы).

Большинство исследований гемодинамики с помощью метода фотоплетизмографии проводятся в частотном диапазоне сердечных сокращений (0.5–2 Гц). Обзор современных работ в области фотоплетизмографии [15] показал, что низкочастотная часть сигнала ФПГ менее 0.5 Гц является информативной с точки зрения описания функций симпатического отдела вегетативной нервной системы, а также изучения корреляции колебаний микрогемодинамики и варибельности ритма сердца [17–24]. Поэтому в данной работе проводился анализ ФПГ-сигнала в диапазоне частот (0.005–2 Гц), охватывающем как пульсовые колебания, так и более низкочастотные компоненты дыхательного, миогенного, нейрогенного и эндотелиального диапазонов.

## 1. Материалы и методы

### 1.1. Регистрация данных

ФПГ-визуализация микрогемодинамики выполнялась с помощью регистрации видеоизображения монохромной камерой Basler acA 2000–165um NIR (Германия) с рабочим диапазоном в видимой и ближней инфракрасной областях (400–1000 нм). В качестве объекта исследования использовалась тыльная сторона кисти человека. Для освещения кисти использовался кольцевой осветитель со светодиодами, имеющими центральную длину волны излучения 530 нм (зеленый). Камера и кольцевой осветитель располагались на расстоянии 70 см от объекта измерения. Для минимизации зеркально отраженной компоненты излучения использовались поляризационные фильтры. Съемка видеоизображения проводилась с частотой 50 Гц, разрешением камеры 720×480 пикселей и физическим разрешением объекта 14 пикселей/мм<sup>2</sup>. Длительность записи составляла 18 мин. Съемка осуществлялась в помещении, в термонейтральных условиях (влажность 40±5%, температура воздуха 23.0 ± 0.2°C) при отсутствии форсированной конвекции. Испытуемый – мужчина 30 лет, без вредных привычек, без системных заболеваний, сопровождающихся нарушением регуляции периферического кровотока, при артериальном давлении в норме (125/83 мм рт. ст.). Во время съемки испытуемый находился в состоянии покоя в положении сидя.

### 1.2. Частотно-временной анализ

Для анализа неоднородности частотно-временных характеристик сигнала  $f(x, y, t)$  в различных точках поверхности объекта использовалось вейвлет-преобразование (1) с анализирующим вейвлетом Морле (2). При соответствующем подборе параметра  $\omega_0$  вейвлета Морле можно обеспечить оптимальное соотношение между локализацией в частотной и временной областях [25]:

$$W(s, \Delta t, x, y) = \frac{1}{\sqrt{s}} \cdot \int_{-\infty}^{+\infty} f(x, y, t) \cdot \Psi^* \left( \frac{t - \Delta t}{s} \right) dt, \quad (1)$$

$$\Psi(r) = \frac{1}{\sqrt[4]{\pi}} \cdot e^{(i \cdot \omega_0 \cdot r)} \cdot e^{(-r^2/2)}, \quad (2)$$

$$r = \frac{t - \Delta t}{s},$$

где символ \* обозначает комплексное сопряжение;  $s$  – масштаб, имеющий размерность времени



и обратно пропорциональный частоте сигнала;  $\Delta t$  – временной сдвиг (положение вейвлета);  $x, y$  – координаты изображения;  $t$  – время сигнала;  $\omega_0$  – параметр вейвлета (использовалось значение  $\omega_0 = 2\pi$ , которое обеспечивало обратно пропорциональное соотношение между линейной частотой и масштабом вейвлета  $f = 1/s$ ).

Для определения корреляции частотно-временных спектров в двух различных точках изображения объекта использовалась функция (3), представляющая собой нормализованное скалярное произведение двух вейвлет-спектров, определенное для каждого значения частоты  $f$  [9, 26, 27]. В дискретном виде такая функция корреляции вейвлет-спектров может быть записана как

$$CC(f_i) = \frac{\sum_{j=1}^N W_1(f_i, t_j) \cdot W_2^*(f_i, t_j)}{\sqrt{\sum_{j=1}^N |W_1(f_i, t_j)|^2 \cdot \sum_{j=1}^N |W_2(f_i, t_j)|^2}}, \quad (3)$$

где  $i$  – индекс дискретного значения частоты  $f_i$ ,  $j$  – индекс дискретного значения времени  $t_j$ ,  $W_1(f_i, t_j)$  – вейвлет-спектр в точке изображения  $(x_1, y_1)$ ,  $W_2^*(f_i, t_j)$  – комплексно-сопряженный вейвлет-спектр в точке изображения  $(x_2, y_2)$ ,  $N$  – количество дискретных значений времени,  $f = 1/s$ . Модуль функции (3) характеризует корреляцию спектральных компонент двух сигналов на частоте  $f_i$  и принимает значения в диапазоне (0; 1).

### 1.3. Цветовое картирование пространственной корреляции спектров

Для визуализации корреляции вейвлет-спектров в различных точках двумерного изображения необходимо определить каким образом будут осуществляться выбор различных пар точек изображения и цветовое кодирование коэффициентов корреляции. В соответствии со схемой, приведенной на рис. 1, после вычисления в каждой точке изображения частотно-временного спектра

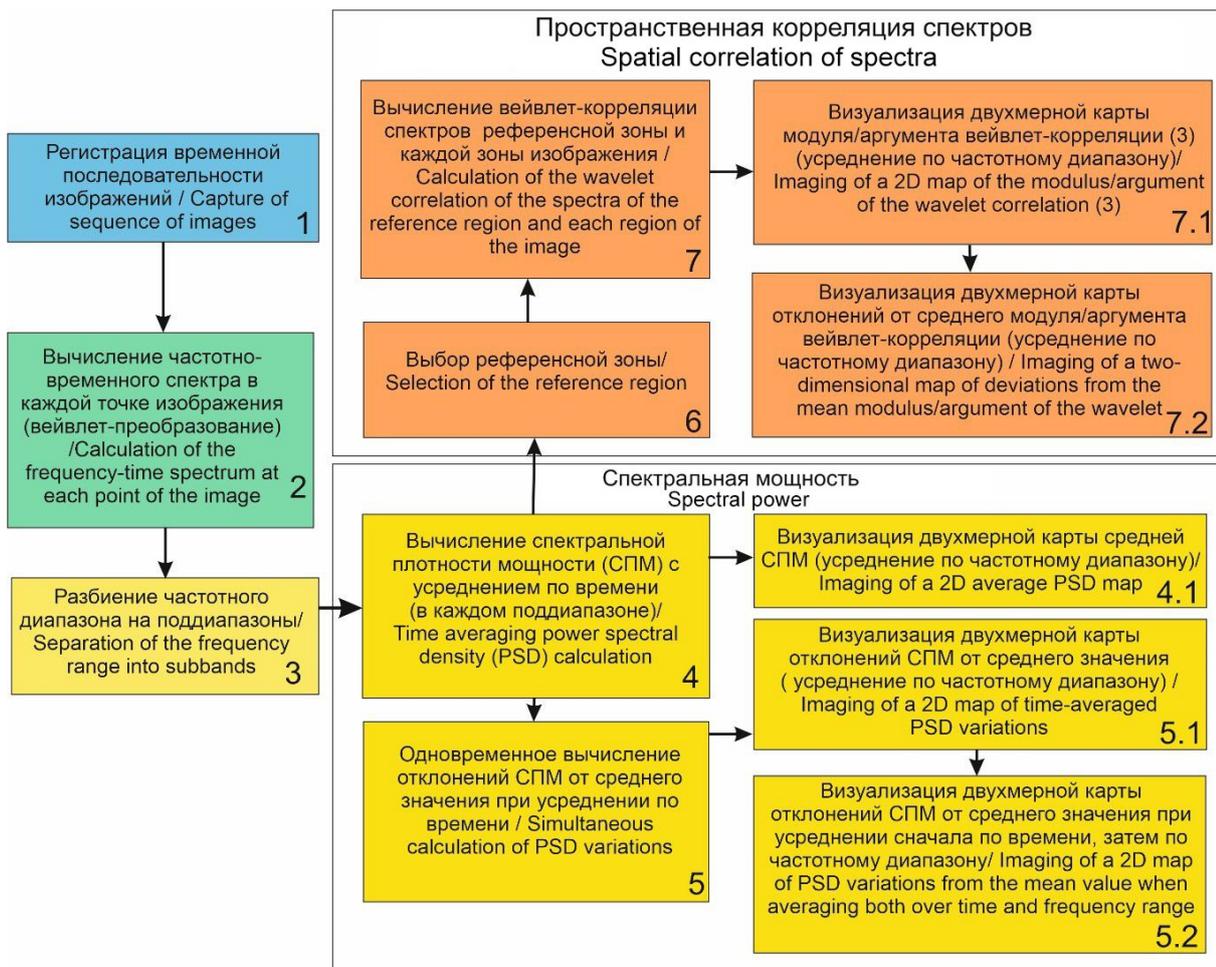


Рис. 1. Блок-схема визуализации пространственной неоднородности спектральных характеристик (цвет онлайн)

Fig. 1. Block diagram of the visualization of the spatial heterogeneity of spectral features (color online)

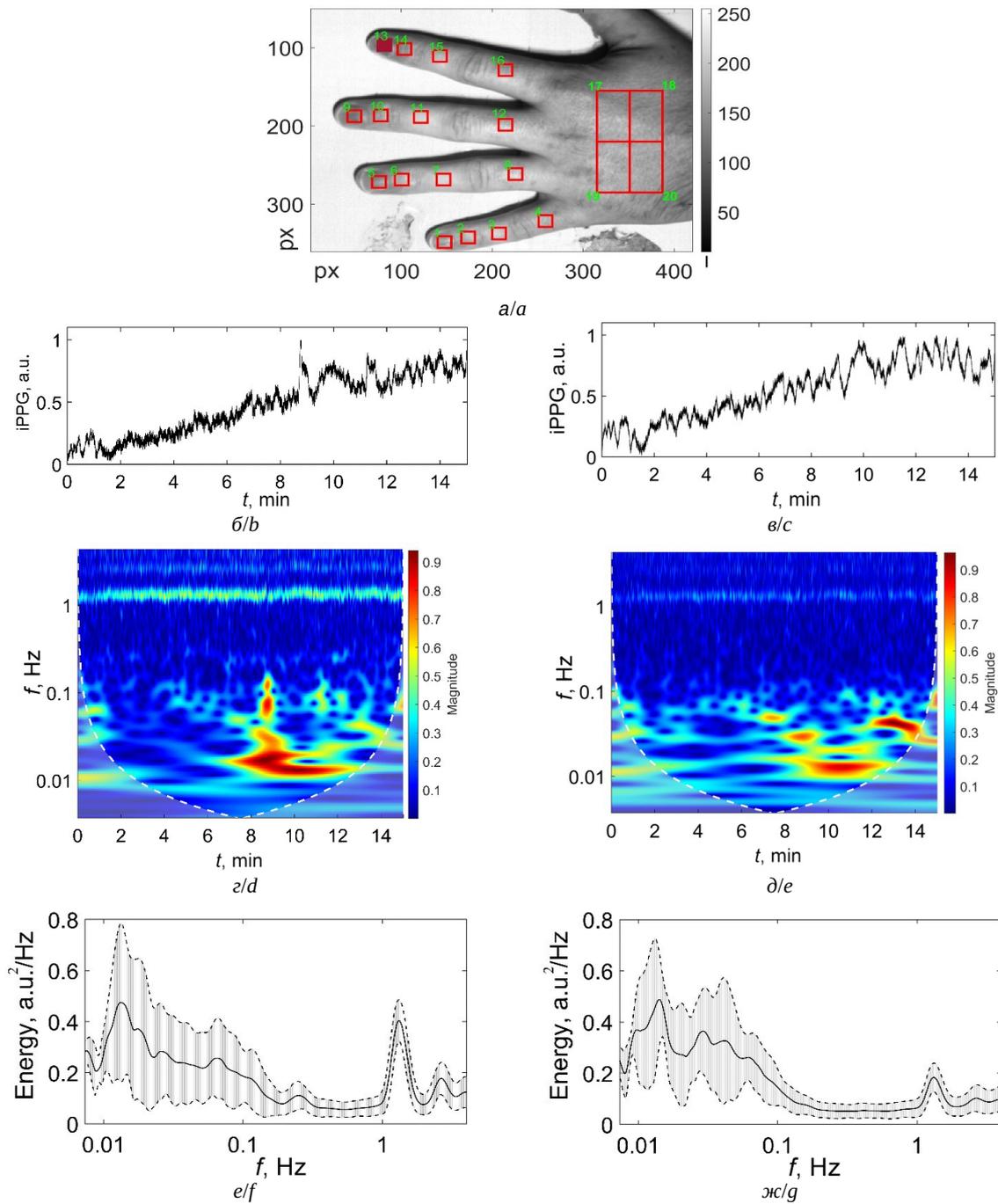


Рис. 2. Вейвлетный анализ в различных зонах объекта при проведении фотоплетизмографической визуализации: *a* – нумерованные зоны анализа на поверхности кисти; *b* – ФПГ-сигнал (iPPG), усредненный в пределах зоны 13; *в* – ФПГ-сигнал, усредненный в пределах зоны 9; *г* – частотно-временной спектр ФПГ-сигнала (вейвлет-спектрограмма) (зона 13, из сигнала предварительно удален линейный тренд); *д* – частотно-временной спектр ФПГ-сигнала (вейвлет-спектрограмма) (зона 9, из сигнала предварительно удален линейный тренд); *е* и *ж* – вейвлет-спектры плотности мощности ФПГ-сигнала в зонах 13 и 9 соответственно (сплошная линия), пунктирные линии – среднееквадратичное отклонение мощности при усреднении по времени (цвет онлайн)

Fig. 2. Wavelet analysis of the photoplethysmographic imaging signals in different areas of the object: *a* – numbered regions of interest on the hand surface; *b* – PPG signal (iPPG) averaged within region 13; *c* – PPG signal averaged within region 9; *d* – time-frequency spectrum of the PPG signal (wavelet spectrogram) (region 13, the linear trend was preliminarily removed from the signal); *e* – time-frequency spectrum of the PPG signal (wavelet spectrogram) (region 9, the linear trend was previously removed from the signal); *f* and *g* – wavelet-spectra of power density of the PPG signal in regions 13 and 9, respectively (solid line), dotted lines are the standard deviation of the power density when averaged over time (color online)



он разбивается на поддиапазоны (шаг 3, рис. 1). В частном случае анализа микрогемодинамики это диапазоны эндотелиальной активности (0.005–0.02 Гц), нейрогенной (симпатической адренергической) активности (0.02–0.06 Гц), миогенной (гладкомышечной) активности (0.06–0.16 Гц), дыхательного ритма (0.16–0.5 Гц) и сердечного ритма (пульсовые или кардиальные колебания) (0.5–2 Гц) [28–31].

Затем для каждой точки и в каждом поддиапазоне вычисляется средняя по диапазону спектральная плотность мощности сигнала (шаги 4, 5, рис. 1) с одновременным определением отклонений спектральной плотности мощности от среднего. После этого выполняется визуализация результатов посредством цветового кодирования значений средней мощности каждого поддиапазона (шаг 4.1, рис. 1) и отклонений мощности от среднего при усреднении по времени (шаг 5.1, рис. 1), а также при усреднении как по времени, так и по частоте (шаг 5.2, рис. 1).

Для оценки пространственной неоднородности двумерных данных в приведенной схеме спектр каждой точки (или малой зоны) изображения предлагается сравнивать со спектром опорной (референсной) зоны (шаги 6, 7, рис. 1).

Полученные значения корреляции спектров выбранной точки (зоны) изображения и референсной зоны усредняются в частотном диапазоне и кодируются цветом в диапазоне (0; 1) (шаг 7.1, рис. 1). При необходимости могут быть визуализированы отклонения корреляции спектров от среднего при выполнении усреднения в частотном диапазоне (шаг 7.2, рис. 1).

Поскольку функция корреляции спектров (3) является комплексной, то возможен анализ и цветовое кодирование как её модуля, так и аргумента, характеризующего фазовый сдвиг спектральных компонент на частоте  $f$ , а также отклонений аргумента от среднего значения при выполнении усреднения в частотном диапазоне (шаги 7.1, 7.2, рис. 1).

В настоящей работе в качестве референсной зоны была выбрана дистальная фаланга указательного пальца, так как данная зона наиболее часто используется в контактной фотоплетизмографии, реализуемой с помощью пальцевых пульсоксиметров. В качестве других зон интереса определены по 4 зоны на каждом пальце (область ногтя и каждая фаланга пальца) и 4 зоны на тыльной стороне ладони.

## 2. Результаты

### 2.1. Пример анализа сигналов

На рис. 2 приведены зоны анализа, сигналы и частотно-временные спектры ФПГ-сигналов, используемые при расчете корреляции в 20 различных зонах объекта. Расчет корреляции спектральных характеристик в различных зонах осуществлялся относительно референсной зоны 13 на дистальной фаланге указательного пальца. На рис. 3 представлена корреляция спектральных компонент в зависимости от частоты при сравнении вейвлет-спектров в зонах 9, 16, 19 с зоной 13.

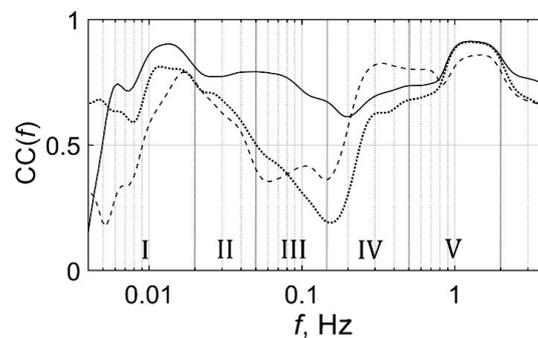


Рис. 3. Вейвлет-корреляция сигналов референсной зоны 13 и зоны 9 (сплошная линия), зон 13 и 16 (пунктирная линия), зон 13 и 19 (точечная линия). Вертикальные линии – границы эндотелиального (I), нейрогенного (II), миогенного (III), дыхательного (IV) и сердечного (V) частотных диапазонов

Fig. 3. Wavelet-correlation of the spectra of reference regions 13 and 9 (solid line), regions 13 and 16 (dashed line), regions 13 and 19 (dotted line). Vertical lines are the boundaries of the endothelial (I), neurogenic (II), myogenic (III), respiratory (IV), and cardiac (V) frequency ranges

### 2.2. Пространственная корреляция спектральных характеристик

Цветовое картирование корреляции спектров референсной зоны 13 со спектрами в 19 других зонах интереса представлены на рис. 4. Цвет каждой квадратной зоны характеризует значение корреляции (3) в диапазоне (0; 1), усредненное в пределах эндотелиального, нейрогенного, миогенного, дыхательного и сердечного частотных диапазонов (рис. 4, а–д соответственно).

Количественные значения пространственной корреляции спектров представлены на рис. 5, а в зависимости от анатомической зоны (дистальная фаланга (ноготь), дистальная фаланга (кожа), средняя фаланга, проксимальная фаланга, тыльная часть ладони) и на рис. 5, б в зависимости от частотного диапазона.

На основе анализа приведенных данных (рис. 2–5) можно сделать следующие выводы.

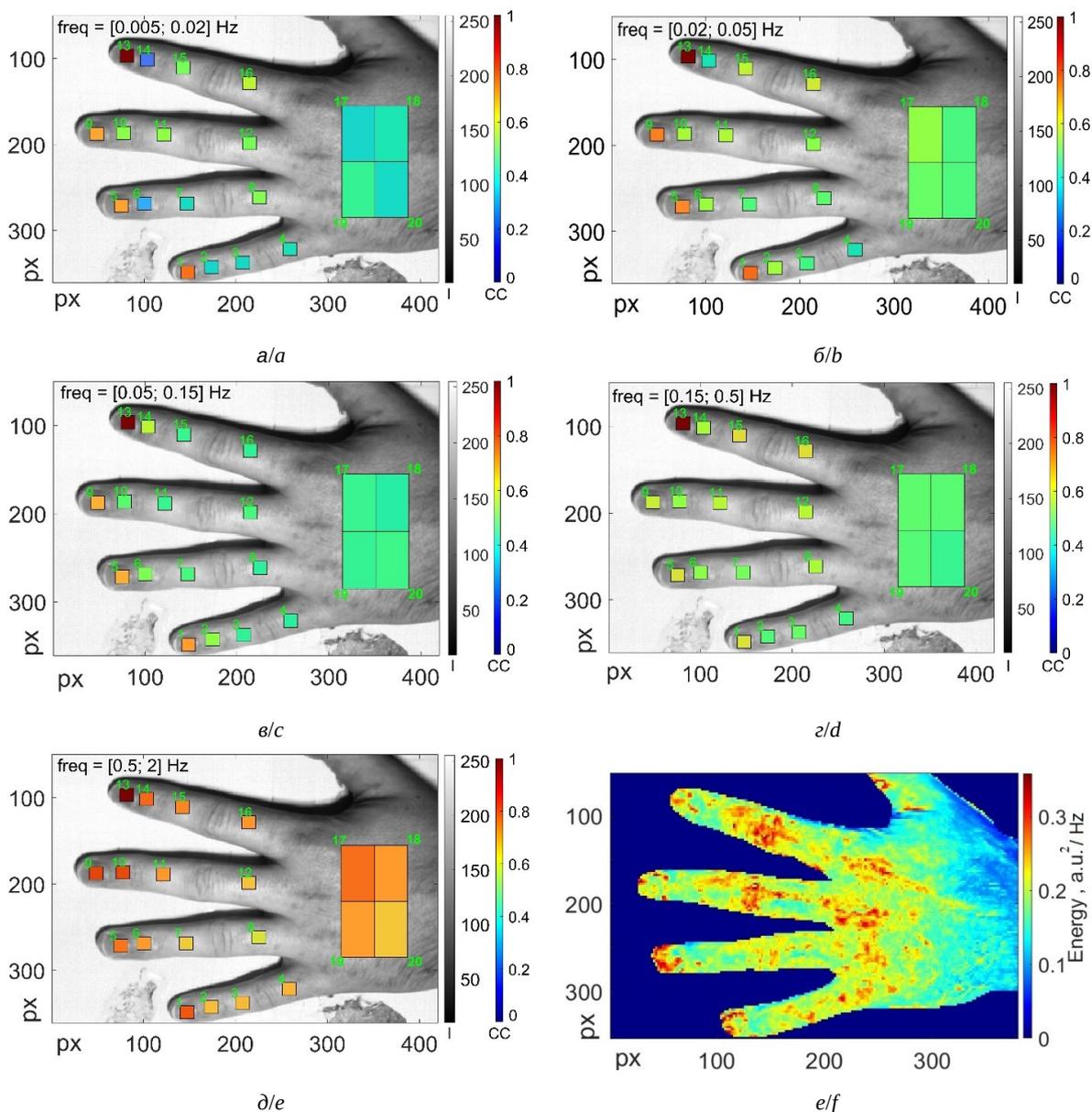


Рис. 4. Визуализация корреляции частотно-временных спектров в различных зонах объекта со спектром референсной зоны 13 для различных частотных диапазонов колебаний микрогемодинамики: а – эндотелиальный, б – нейрогенный, в – миогенный, г – дыхательный, д – сердечный, е – среднее значение спектральной плотности мощности колебаний микрогемодинамики в частотном диапазоне (0.005–2 Гц) (цвет онлайн)

Fig. 4. Visualization of the correlation of time-frequency spectra in different regions of the object with the spectrum of reference region 13 for different frequency ranges of microhemodynamic oscillations: а – endothelial, б – neurogenic, в – myogenic, д – respiratory, е – cardiac, ф – average value of the spectral power density of microhemodynamic oscillations in the frequency range (0.005–2 Hz) (color online)

1. Корреляция спектров ФПГ-сигналов изменяется в широких пределах от 0.3 до 0.8 в зависимости от частотного диапазона и анатомической зоны, т. е. наблюдается существенная пространственная неоднородность частотно-временных спектров (см. рис. 4, 5).

2. На всех фалангах, кроме дистальной (область ногтя), отмечается высокая пространственная корреляция спектров в частотном

диапазоне сердечного ритма (на уровне 0.75) (рис. 4, д) и более низкая корреляция в эндотелиальном, нейрогенном, миогенном и дыхательном диапазонах (на уровне 0.45) (рис. 4, а–г и рис. 5, а).

3. Максимальные значения корреляции ФПГ-сигналов с референсной зоной обнаруживаются на дистальных фалангах, где также регистрируется наименьший разброс относительно сред-

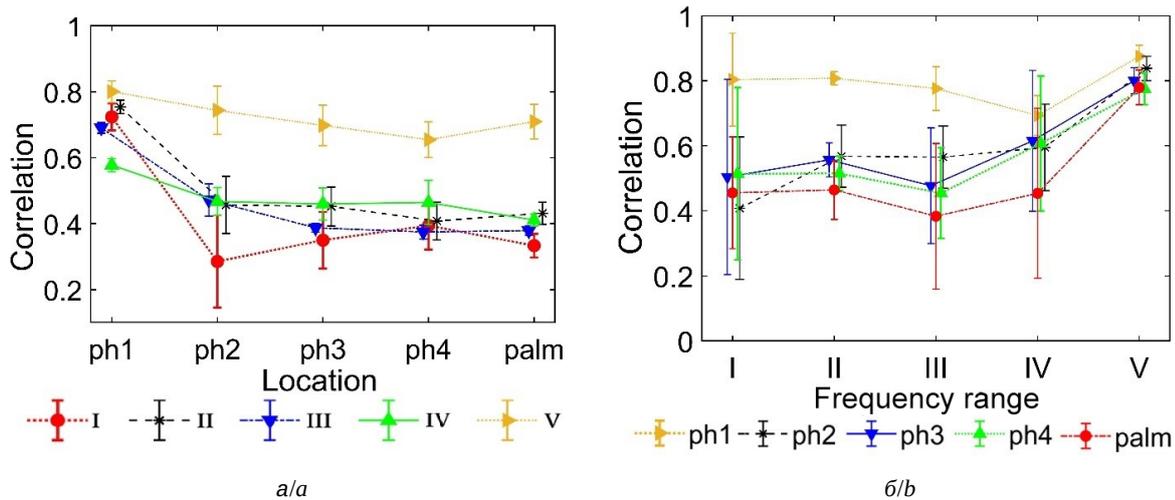


Рис. 5. Средние значения вейвлет-корреляции: а – значения вейвлет-корреляции, усредненной по фалангам всех пальцев в области ногтя (ph1), дистальным фалангам (ph2), средним фалангам (ph3), проксимальным фалангам (ph4) и 4 зонам ладони (palm) (I–V – обозначение анализируемых частотных диапазонов, как на рис. 3); б – значения вейвлет-корреляции различных зон кисти, усредненные в пределах частотных диапазонов колебаний микрогемодинамики (I–V) для зон кисти ph1, ph2, ph3, ph4, palm (цвет онлайн)

Fig. 5 Average values of wavelet-correlation: а – correlation of spectra averaged over the phalanges of all fingers in the nail area (ph1), distal phalanges (ph2), middle phalanges (ph3), proximal phalanges (ph4) and 4 areas of the palm (palm) (I–V – designation of the analyzed frequency ranges coincides with the designation in Fig. 3); б – values of wavelet-correlation of different areas of the hand, averaged within the frequency ranges of microhemodynamic oscillations (I–V) for the areas of the hand ph1, ph2, ph3, ph4, palm (color online)

него значения по фалангам различных пальцев (рис. 5, б).

4. На дистальных фалангах в области ногтя в дыхательном диапазоне колебаний микрогемодинамики обнаруживается минимум корреляции спектров ФПГ-сигналов (рис. 5, б).

5. Для всех анатомических зон кисти кроме дистальной фаланги (область ногтя) характерен рост пространственной корреляции спектров при увеличении частоты, т. е. наименьшая корреляция обнаруживается в эндотелиальном диапазоне, наибольшая – в диапазоне сердечного ритма (рис. 5, б).

6. Значения корреляции при усреднении по анатомической зоне (рис. 5, а) имеют меньшие отклонения от среднего (более однородны), чем при усреднении по диапазону частот (рис. 5, б).

7. Частотная зависимость корреляции (см. рис. 3) демонстрирует, что основные отличия спектральных характеристик с дистальных фаланг от характеристик других зон наблюдаются в миогенном диапазоне и в меньшей степени в нейрогенном и дыхательном диапазонах.

### Обсуждение

В большинстве случаев при проведении фотоплетизмографического исследования микрогемодинамики используют зону дистальных фа-

ланг пальцев рук или области лица. Проведенное исследование демонстрирует, что в частотном диапазоне сердечного ритма колебаний кровотока с дистальной фаланги можно использовать для получения представлений о микрогемодинамике в диапазоне сердечного ритма других областей кисти, вследствие сравнительно низкой пространственной неоднородности спектра (рис. 4, д). В более низкочастотных диапазонах (эндотелиальном, нейрогенном, миогенном и дыхательном) частотно-временной спектр сигнала с дистальной фаланги пальца в меньшей степени дает представление о спектре в других областях кисти, вследствие сравнительно высокой пространственной неоднородности спектра (рис. 4, а–г).

Карта мощности спектра в диапазоне 0.005–2 Гц демонстрирует пространственную неоднородность спектра (рис. 4, е). Полученные данные находятся в согласии с результатами исследования усредненных спектров мощности двумерного спекл-контрастного сигнала с поверхности предплечья, в котором также отмечалась пространственная неоднородность [14].

Приведенные на рис. 4, 5 данные о пространственной корреляции спектров дополняют результаты сравнения колебаний сигнала во временной области [16], где регистрировался сигнал



с контактного ФПГ датчика и сопоставлялся с данными ФПГ-визуализации в области стопы. Результаты настоящей работы позволяют сделать предварительные выводы о том, что основной вклад в снижение суммарной пространственной корреляции ФПГ-сигналов вносят низкочастотные составляющие эндотелиального, нейрогенного, миогенного и дыхательного диапазонов.

Как указано на схеме (см. рис. 1, блоки 7.1 и 7.2), кроме модуля функции вейвлет-корреляции можно исследовать её аргумент, имеющий физический смысл разности фаз спектральных составляющих двух ФПГ-сигналов в различных зонах объекта. В настоящей работе такой анализ не проводился, но в исследовании [10] с помощью преобразования Гильберта установлена неоднородность пространственного распределения фаз ФПГ-сигнала (т. е. перфузии) в различных точках лба. Поэтому при проведении анализа фаз ФПГ-данных в области кисти предположительно можно ожидать также пространственную неоднородность фаз спектральных компонент одной и той же частоты. Таким образом, предварительные результаты, полученные в настоящей работе, и их сопоставление с литературными данными позволяют сделать предположение о том, что пространственная неоднородность корреляции спектров колебаний ФПГ-сигнала (см. рис. 5) может быть обусловлена неоднородностью пространственного распределения как мощности (см. рис. 4, е), так и фазы колебаний микрогемодинамики.

### Заключение

Таким образом, рассмотрено применение метода цветового картирования корреляции частотно-временных спектров для анализа фотоплетизмографических сигналов. В более общем случае может оцениваться не только корреляция спектров каждой точки объекта с референсной зоной, но и попарно каждой точки с каждой другой точкой. Применение описанного метода к двумерным фотоплетизмографическим данным с тыльной зоны кисти продемонстрировало существенную пространственную неоднородность спектрального состава ФПГ-сигнала. Неоднородность более выражена в низкочастотном диапазоне по сравнению с высокочастотным диапазоном сердечного ритма. В целом отмечается тенденция к уменьшению корреляции спектральных характеристик при удалении от референсной

зоны и при уменьшении анализируемой частоты сигнала. Фотоплетизмографические сигналы, регистрируемые в области дистальной фаланги пальца, репрезентативны преимущественно в отношении сердечных колебаний микрогемодинамики других зон кисти и в значительно меньшей степени в отношении эндотелиальных, нейрогенных, миогенных и дыхательных колебаний. Следовательно, для получения адекватных результатов спектрального анализа компонент микрогемодинамики (в особенности в низкочастотном диапазоне менее 0.5 Гц) можно рекомендовать проведение контактных фотоплетизмографических измерений либо в нескольких опорных точках поверхности объекта, либо использование метода двумерной ФПГ-визуализации. Для верификации приведенных в данной работе результатов необходимо провести дополнительную количественную и статистическую оценку корреляций на большей выборке. Помимо метода ФПГ-визуализации предложенная методика оценки пространственно-временной неоднородности двумерных сигналов имеет перспективу применения прежде всего в области анализа микрогемодинамики методами лазерной доплеровской, лазерной спекл-контрастной, термографической и гиперспектральной визуализации.

### Список литературы

1. Allen J., Howell K. Microvascular imaging: Techniques and opportunities for clinical physiological measurements // *Physiological Measurement*. 2014. Vol. 35, № 7. P. R91–R141. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/7/R91>
2. Dremine V. V., Zherebtsov E. A., Popov A. P., Meglinski I. V., Bykov A. V. Hyperspectral imaging of diabetes mellitus skin complications // *Biomedical Photonics for Diabetes Research*. CRC Press, 2022. P. 177–195.
3. Zherebtsov E., Dremine V., Popov A., Doronin A., Kurakina D., Kirillin M., Bykov A. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks // *Biomedical Optics Express*. 2019. Vol. 10, № 7. P. 3545–3559. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.003545>
4. Sagaidachnyi A., Mayskov D., Fomin A., Zaletov I., Skripal A. Separate extraction of human eccrine sweat gland activity and peripheral hemodynamics from high- and low-quality thermal imaging data // *Journal of Thermal Biology*. 2022. Vol. 110. Article number 103351. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2022.103351>
5. Майсков Д. И., Сагайдачный А. А., Залетов И. С., Фомин А. В., Скрипаль А. В. Интегральное картирование активности потовых желез методом дифференциальной термографии // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика*. 2021. Т. 21, вып. 3.



- C. 222–232. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-3-222-232>
6. Сагайдачный А. А., Майсков Д. И., Залетов И. С., Фомин А. В., Скрипаль Ан. В. Детектирование активности единичных потовых желез методом макротермографии и ее взаимосвязь с температурой кожи и периферической гемодинамикой // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2020. Т. 20, вып. 2. С. 103–115. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>
  7. Cardone D., Pinti P., Merla A. Thermal infrared imaging-based computational psychophysiology for psychometrics // Computational and Mathematical Methods in Medicine. 2015. Vol. 2015. Article number 984353. <https://doi.org/10.1155/2015/984353>
  8. Taratorin A. M., Godik E. E., Guljaev Y. V. Functional mapping of dynamic biomedical images // Measurement. 1990. Vol. 8, № 3. P. 137–140. [https://doi.org/10.1016/0263-2241\(90\)90055-B](https://doi.org/10.1016/0263-2241(90)90055-B)
  9. Фрик П. Г., Соколов Д. Д., Степанов Р. А. Вейвлет-анализ пространственно-временной структуры физических полей // Успехи физических наук. 2022. Т. 192, № 1. С. 69–99. <https://doi.org/10.3367/UFNe.2020.10.038859>
  10. Borik S., Lyra S., Perlitz V., Keller M., Leonhardt S., Blazek V. On the spatial phase distribution of cutaneous low-frequency perfusion oscillations // Scientific Reports. 2022. Vol. 12, № 1. P. 1–18. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-09762-0>
  11. Tikhonova I. V., Grinevich A. A., Tankanag A. V. Analysis of phase interactions between heart rate variability, respiration and peripheral microhemodynamics oscillations of upper and lower extremities in human // Biomedical Signal Processing and Control. 2022. Vol. 71. P. 103091. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103091>
  12. Mizeva I., Potapova E., Dremine V., Kozlov I., Dunaev A. Spatial heterogeneity of cutaneous blood flow respiratory-related oscillations quantified via laser speckle contrast imaging. PLoS ONE. 2021. Vol. 16, № 5. Article number e0252296. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252296>
  13. Mizeva I., Dremine V., Potapova E., Zherebtsov E., Kozlov I., Dunaev A. Wavelet analysis of the temporal dynamics of the laser speckle contrast in human skin. IEEE Transactions on Biomedical Engineering. 2019. Vol 67, № 7. P. 1882–1889. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2950323>
  14. Hultman M., Larsson M., Strömberg T., Henricson J., Iredahl F., Fredriksson I. Flowmotion imaging analysis of spatiotemporal variations in skin microcirculatory perfusion // Microvascular Research. 2022. Vol. 146. Article number 104456. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2022.104456>
  15. Волков И. Ю., Сагайдачный А. А., Фомин А. В. Фотоплетизмографическая визуализация гемодинамики и двухмерная оксиметрия // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2022. Т. 22, вып. 1. С. 15–45. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>
  16. Procka P., Celovska D., Smondrk M., Borik S. Correlation Mapping of Perfusion Patterns in Cutaneous Tissue // Applied Sciences. 2022. Vol. 12, № 15. Article number 7658. <https://doi.org/10.3390/app12157658>
  17. Кубланов В. С., Пуртов К. С. Дистанционная фотоплетизмография в задаче исследования variability сердечного ритма // Биомедицинская радиоэлектроника. 2015. № 8. С. 3–9.
  18. Кульминский Д. Д., Курбако А. В., Сказкина В. В., Прохоров М. Д., Пономаренко В. И., Киселев А. Р., Безручко Б. П., Караваев А. С. Разработка цифрового датчика пальцевой фотоплетизмограммы // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 58–68. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>
  19. Симонян М. А., Сказкина В. В., Посненкова О. М., Ишбулатов Ю. М., Шварц В. А., Боровкова Е. И., Киселев А. Р. Анализ спектральных показателей сигнала фотоплетизмограммы и их динамики в зависимости от возраста пациента для задач скрининга сердечно-сосудистых заболеваний // Профилактическая медицина. 2021. Т. 24, № 8. С. 73–79. <https://doi.org/10.17116/profmed20212408173>
  20. Karavaev A. S., Borovik A. S., Borovkova E. I., Orlova E. A., Simonyan M. A., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R. Low-frequency component of photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure // Biophysical Journal. 2021. Vol. 120, № 13. P. 2657–2664. <https://doi.org/10.1016/j.bpj.2021.05.020>
  21. Kiselev A. R., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Skazkina V. V., Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Bockeria O. L. Low-frequency variability in photoplethysmographic waveform and heart rate during on-pump cardiac surgery with or without cardioplegia // Scientific Reports. 2020. Vol. 10, № 1. P. 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-58196-z>
  22. Tankanag A. V., Grinevich A. A., Tikhonova I. V., Chemeris N. K. An analysis of phase relationships between oscillatory processes in the human cardiovascular system // Biophysics. 2020. Vol. 65, № 1. P. 159–164. <https://doi.org/10.1134/s0006350920010194>
  23. Tankanag A., Krasnikov G., Mizeva I. A pilot study: Wavelet cross-correlation of cardiovascular oscillations under controlled respiration in humans // Microvascular Research. 2020. Vol. 130. Article number 103993. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2020.103993>
  24. Tankanag A. V., Krasnikov G. V., Chemeris N. K. Phase Coherence of Finger Skin Blood Flow Oscillations Induced by Controlled Breathing in Humans // Physics of Biological Oscillators: New Insights into Non-Equilibrium and Non-Autonomous Systems / Aneta Stefanovska, Peter V. E. McClintock. Cham, Switzerland, Springer, 2021. P. 281–289. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1\\_18](https://doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1_18)
  25. Короновский А. А., Храмов А. Е. Непрерывный вейвлетный анализ и его приложения. М. : Физматлит, 2003. 176 с.
  26. Nesme-Ribes E., Frick P., Sokoloff D., Zakharov V., Ribes J. C., Vigouroux A., Laclare F. Wavelet analysis of Maunder minimum as recorded in Solar diameter data // Comptes Rendus de Academie des Sciences, Paris, Serie II. 1995. Vol. 321, № 2 B. P. 525–532.



27. Мизева И. А., Степанов Р. А., Фрик П. Г. Вейвлетные кросскорреляции двумерных полей // Вычислительные методы и программирование. 2006. Т. 7, № 2. С. 172–179.
28. Федорович А. А. Функциональное состояние регуляторных механизмов микроциркуляторного кровотока в норме и при артериальной гипертензии по данным лазерной доплеровской флоуметрии // Регионарное кровообращение и микроциркуляция. 2010. Т. 9, № 1. С. 49–60.
29. Крупаткин А. И. Пульсовые и дыхательные осцилляции кровотока в микроциркуляторном русле кожи человека // Физиология человека. 2008. Т. 34, № 3. С. 70–76.
30. Kvandal P., Landsverk S. A., Bernjak A., Stefanovska A., Kvernmo H. D., Kirkeboen K. A. Low-frequency oscillations of the laser Doppler perfusion signal in human skin // *Microvascular Research*. 2006. Vol. 72, № 3. P. 120–127. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2006.05.006>
31. Bernjak A., Stefanovska A., McClintock P. V., Owen-Lynch P. J., Clarkson P. B. Coherence between fluctuations in blood flow and oxygen saturation // *Fluctuation and Noise Letters*. 2012. Vol. 11, № 1. Article number 1240013. <https://doi.org/10.1142/S0219477512400135>
1. Allen J., Howell K. Microvascular imaging: Techniques and opportunities for clinical physiological measurements. *Physiological Measurement*, 2014, vol. 35, iss. 7, pp. R91–R141. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/35/7/R91>
2. Dremine V. V., Zherebtsov E. A., Popov A. P., Meglinski I. V., Bykov A. V. Hyperspectral imaging of diabetes mellitus skin complications. In: *Biomedical Photonics for Diabetes Research*. CRC Press, 2022, pp. 177–195.
3. Zherebtsov E., Dremine V., Popov A., Doronin A., Kurakina D., Kirillin M., Bykov A. Hyperspectral imaging of human skin aided by artificial neural networks. *Biomedical Optics Express*, 2019, vol. 10, iss. 7, pp. 3545–3559. <https://doi.org/10.1364/BOE.10.003545>
4. Sagaidachnyi A., Mayskov D., Fomin A., Zaletov I., Skripal A. Separate extraction of human eccrine sweat gland activity and peripheral hemodynamics from high-and low-quality thermal imaging data. *Journal of Thermal Biology*, 2022, vol. 110, article no. 103351. <https://doi.org/10.1016/j.jtherbio.2022.103351>
5. Mayskov D. I., Sagaidachnyi A. A., Zaletov I. S., Fomin A. V., Skripal An. V. Integral mapping of the sweat-gland activity using differential thermography technique. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2021, vol. 21, iss. 3, pp. 222–232 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-3-222-232>
6. Sagaidachnyi A. A., Mayskov D. I., Zaletov I. S., Fomin A. V., Skripal An. V. Detection of the Single Sweat Glands Activity Via the Macro Thermography Techniques and Its Relation with Skin Temperature and Peripheral Hemodynamics. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2020, vol. 20, iss. 2, pp. 103–115 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-2-103-115>
7. Cardone D., Pinti P., Merla A. Thermal infrared imaging-based computational psychophysiology for psychometrics. *Computational and Mathematical Methods in Medicine*, 2015, vol. 2015, article no. 984353. <https://doi.org/10.1155/2015/984353>
8. Taratorin A. M., Godik E. E., Guljaev Y. V. Functional mapping of dynamic biomedical images. *Measurement*, 1990, vol. 8, no. 3, pp. 137–140. [https://doi.org/10.1016/0263-2241\(90\)90055-B](https://doi.org/10.1016/0263-2241(90)90055-B)
9. Frick P. G., Sokoloff D. D., Stepanov R. A. Wavelets for the space-time structure analysis of physical fields. *Phys. Usp.*, 2022, vol. 65, pp. 62–89. <https://doi.org/10.3367/UFNe.2020.10.038859>
10. Borik S., Lyra S., Perlitz V., Keller M., Leonhardt S., Blazek V. On the spatial phase distribution of cutaneous low-frequency perfusion oscillations. *Scientific Reports*, 2022, vol. 12, no. 1, pp. 1–18. <https://doi.org/10.1038/s41598-022-09762-0>
11. Tikhonova I. V., Grinevich A. A., Tankanag A. V. Analysis of phase interactions between heart rate variability, respiration and peripheral microhemodynamics oscillations of upper and lower extremities in human. *Biomedical Signal Processing and Control*, 2022, vol. 71, pp. 103091. <https://doi.org/10.1016/j.bspc.2021.103091>
12. Mizeva I., Potapova E., Dremine V., Kozlov I., Dunaev A. Spatial heterogeneity of cutaneous blood flow respiratory-related oscillations quantified via laser speckle contrast imaging. *PLoS ONE*, 2021, vol. 16, no. 5, article no. e0252296. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0252296>
13. Mizeva I., Dremine V., Potapova E., Zherebtsov E., Kozlov I., Dunaev A. Wavelet analysis of the temporal dynamics of the laser speckle contrast in human skin. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2019. vol. 67, no. 7, pp. 1882–1889. <https://doi.org/10.1109/TBME.2019.2950323>
14. Hultman M., Larsson M., Strömberg T., Henricson J., Iredahl F., Fredriksson I. Flowmotion imaging analysis of spatiotemporal variations in skin microcirculatory perfusion. *Microvascular Research*, 2022, vol. 146, article no. 104456. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2022.104456>
15. Volkov I. Yu., Sagaidachnyi A. A., Fomin A. V. Photoplethysmographic imaging of hemodynamics and two-dimensional oximetry. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2022, vol. 22, iss. 1, pp. 15–45 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2022-22-1-15-45>
16. Procka P., Celovska D., Smondrc M., Borik S. Correlation Mapping of Perfusion Patterns in Cutaneous Tissue. *Applied Sciences*, 2022, vol. 12, iss. 15, article no. 7658. <https://doi.org/10.3390/app12157658>
17. Kublanov V.S., Purtov K.S. Heart rate variability study by remote photoplethysmography. *Biomeditsinskaja radioelektronika* [Biomedical Radio Electronics], 2015, no. 8, pp. 3–9 (in Russian).
18. Kulminskiy D. D., Kurbako A.V., Skazkina V.V., Prokhorov M. D., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R., Bezruchko B. P., Karavaev A. S. Development of a digital finger photoplethysmogram sensor. *Izvestiya of Saratov University. Physics*, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 58–68 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-58-68>



19. Simonyan M. A., Skazkina V. V., Posnenkova O. M., Ishbulatov Yu. M., Shvartz V. A., Borovkova E. I., Gorshkov A. Yu., Fedorovich A. A., Dzhioeva O. N., Karavaev A. S., Gridnev V. I., Drapkina O. M., Kiselev A. R. Analysis of the spectral indices of the photoplethysmographic signals and their age-related dynamics for the task of screening of cardiovascular diseases. *The Russian Journal of Preventive Medicine*, 2021, vol. 24, no. 8, pp. 73–79 (in Russian). <https://doi.org/10.17116/profmed20212408173>
20. Karavaev A. S., Borovik A. S., Borovkova E. I., Orlova E. A., Simonyan M. A., Ponomarenko V. I., Kiselev A. R. Low-frequency component of photoplethysmogram reflects the autonomic control of blood pressure. *Biophysical Journal*, 2021, vol. 120, no. 13, pp. 2657–2664. <https://doi.org/10.1016/j.bpj.2021.05.020>
21. Kiselev A. R., Borovkova E. I., Shvartz V. A., Skazkina V. V., Karavaev A. S., Prokhorov M. D., Bockeria O. L. Low-frequency variability in photoplethysmographic waveform and heart rate during on-pump cardiac surgery with or without cardioplegia. *Scientific Reports*, 2020, vol. 10, no. 1, pp. 1–9. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-58196-z>
22. Tankanag A. V., Grinevich A. A., Tikhonova I. V., Chemeris N. K. An analysis of phase relationships between oscillatory processes in the human cardiovascular system. *Biophysics*, 2020, vol. 65, no. 1, pp. 159–164. <https://doi.org/10.1134/s0006350920010194>
23. Tankanag A., Krasnikov G., Mizeva I. A pilot study: Wavelet cross-correlation of cardiovascular oscillations under controlled respiration in humans. *Microvascular Research*, 2020, vol. 130, article no. 103993. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2020.103993>
24. Tankanag A. V., Krasnikov G. V., Chemeris N. K. Phase Coherence of Finger Skin Blood Flow Oscillations Induced by Controlled Breathing in Humans. In: Aneta Stefanovska, Peter V. E. McClintock, eds. *Physics of Biological Oscillators: New Insights into Non-Equilibrium and Non-Autonomous Systems*. Springer, Cham, Switzerland, 2021, pp. 281–289. [https://doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1\\_18](https://doi.org/10.1007/978-3-030-59805-1_18)
25. Koronovskii A. A., Hramov A. E. *Nepřerývný veivletný analiz i ego prilozheniia* [Continuous wavelet analysis and its applications]. Moscow, Fizmatlit, 2003. 176 p. (in Russian).
26. Nesme-Ribes E., Frick P., Sokoloff D., Zakharov V., Ribes J. C., Vigouroux A., Laclare F. Wavelet analysis of Maunder minimum as recorded in Solar diameter data. *Comptes Rendus de Academie des Sciences, Paris, Serie II*, 1995, vol. 321, no. 2 B, pp. 525–532.
27. Mizeva I. A., Stepanov R. A., Frik P. G. Veivletnye krosskorreliatsii dvumernykh polei [Wavelet cross-correlations of two-dimensional fields]. *Num. Meth. Prog.*, 2006, vol. 7, no. 2, pp. 172–179 (in Russian).
28. Fedorovich A. A. Functional state of regulatory mechanisms of microcirculatory blood flow in normal and arterial hypertension according to laser Doppler flowmetry. *Regional Blood Circulation and Microcirculation*, 2010, vol. 9, no. 1, pp. 49–60 (in Russian).
29. Krupatkin A. I. Pulse and respiratory oscillations of blood flow in the microvasculature of the human skin. *Human Physiology*, 2008, vol. 34, no. 3, pp. 70–76 (in Russian).
30. Kvandal P., Landsverk S. A., Bernjak A., Stefanovska A., Kvermmo H. D., Kirkebøen K. A. Low-frequency oscillations of the laser Doppler perfusion signal in human skin. *Microvascular Research*, 2006, vol. 72, no. 3, pp. 120–127. <https://doi.org/10.1016/j.mvr.2006.05.006>
31. Bernjak A., Stefanovska A., McClintock P. V., Owen-Lynch P. J., Clarkson P. B. Coherence between fluctuations in blood flow and oxygen saturation. *Fluctuation and Noise Letters*, 2012, vol. 11, no. 1, article no. 1240013. <https://doi.org/10.1142/S0219477512400135>

Поступила в редакцию 06.12.2022; одобрена после рецензирования 17.03.2023; принята к публикации 20.03.2023  
The article was submitted 06.12.2022; approved after reviewing 17.03.2023; accepted for publication 20.03.2023