

## Скольльзящий корреляционно-спектральный анализ сигналов неконтактной фотоплетизмографии для оценки частоты сердечных сокращений

### Аннотация

Предложена методика исследования вариабельности частоты сердечных сокращений испытуемых на основе интеллектуального анализа пульсовой волны, измеренной методом неконтактной фотоплетизмографии. Представлены логически связанные этапы формирования корреляционно-спектральных характеристик, учитывающих нестационарный характер динамики биомедицинских сигналов. В рамках современных методов цифрового статистического анализа нестационарных временных рядов получены реализации адаптивных оценок мгновенной частоты основного тона сердечных сокращений.

### Введение

Волновые процессы, формируемые системами жизнедеятельности человека, сохраняют важную информацию о его физиологическом состоянии. Широкий спектр контактных и неконтактных методов диагностики заболеваний пациентов основан на различных физических принципах измерения пульсовых, дыхательных, миогенных, нейрогенных и эндотелиальных волн. Алгоритмическое обнаружение закономерностей, скрытых в динамике волновых процессов, на основе методов, моделей и алгоритмов интеллектуального анализа данных является эффективной методической основой проектирования систем поддержки принятия врачебных решений [1]-[3].

В настоящее время различными научными коллективами проводятся исследования по разработке аппаратно-программных комплексов измерения и интеллектуального анализа биоритмов человека. Важная роль в этих исследованиях отводится методам контактной [4]-[6] и неконтактной [7]-[9] фотоплетизмографии. Фотоплетизмография является надежным и простым методом скрининга сердечно-сосудистой системы человека, например, в кардиологии при исследовании вари-

бельности сердечного ритма, в ожоговой хирургии при пересадке кожных покровов, в реабилитационной медицине при оценке возможности образования тромбов, в спорте и военном деле при разработке программ тренировок с интенсивной физической нагрузкой. Сигналы, измеряемые с помощью дистанционной фотоплетизмографии (ДФПГ), содержат важную информацию о параметрах пульсовой волны, характеризующих вариабельность сердечного ритма испытуемого.

**Целью работы** является исследование динамики мгновенной частоты сердечных сокращений на основе интеллектуального анализа корреляционно-спектральных характеристик пульсовой волны – как зашумленной, так и очищенной от обертонов.

### Материалы и методы

Стандартная методика ДФПГ предусматривает усреднение текущих *RGB*-видеоизображений по множеству пикселей определенного участка кожного покрова испытуемого. В результате такого рода измерений и предобработки формируют временные ряды (*BP*), соответствующие спектральным диапазонам видеокамеры: «красному» *R*, «зеленому» *G* и «синему» *B*.

Артефакты в динамике ВР цветowych каналов обусловлены условиями освещения и фотометрическими характеристиками отражения-поглощения света кожным покровом, а также наличием физических нагрузок у испытуемого [7].

В наших исследованиях постобработка нестационарных RGB-временных рядов реализована методами структурной декомпозиции [8], [9]. В частности, адекватный частотно-временной анализ локальных особенностей квазипериодических компонент для этих ВР обеспечен применением кратномасштабного анализа (КМА) в базе дискретного вейвлет-преобразования [10], преобразования Гильберта и методов цифрового спектрального оценивания [11]-[13]. Модели зашумленных пульсовых волн  $w_{RGB}(n) = \{w_R(n), w_G(n), w_B(n)\}^T$  цветowych каналов с априорно известной полосой спектра от 0,667 до 4 Гц (40...240 bpm) представлены совокупностью детализирующих и аппроксимирующей компонент КМА [9] с последующей процедурой их масштабирования [7]. В дальнейшем исследуется модель пульсовой волны

$$w(n) = (112,0; -93,786; -18,214)w_{RGB}(n) / 255,0,$$

основанная на красной цветоразностной компоненте  $C_r$  цветового пространства  $YC_bC_r$  видеозображений.

### Скользящий спектральный анализ зашумленной пульсовой волны

Исследовались спектральные характеристики предварительной оценки пульсовой волны  $w(n) = w(n\Delta t)$ , полученные в [9] для примера P1N1 из базы данных [14] сигналов ДФПГ испытуемого после физических упражнений на велозергометре. Для анализа изменения во времени спектральных характеристик реализацию  $w(n)$ , содержащую 9 000 отсчетов с шагом дискретизации по времени  $\Delta t = 1/30$  с, делят на 200 сегментов по 1 024 отсчета в каждом. Перекрывание соседних сегментов составляет 98 %. Спектральные плотности мощности (СПМ)  $P_{ns}(k) = P_{ns}(k\Delta f)$ , в пределах каждого сегмента,  $0 < k < 512$  оценивают с шагом дискретизации по частоте  $\Delta f = 1/(1023\Delta t)$  Гц с помощью периодограммы с четырехчленным окном данных Блэкмана-Хэрриса [12] и периодограммы Томсона [13] с параметром сглаживания 3. Закономерности изменения периодограмм Томсона по мере увеличения номера сегмента  $ns$  представлены на рис. 1а. Рис. 1б иллюстрирует динамику оценок частоты основного тона сердечных сокращений ( $hr$ ) в виде максимумов периодограмм  $f_{hr}(ns) = \max\{P_{ns}(k)\}$  (кривая 1) и результаты их сглаживания (кривая 2) робастной ядерной локально взвешенной квадратичной регрессией Клевеланда с параметром 0,3.

Полученные периодограммы позволяют исследовать зависимость во времени коррелограммных оценок автокорре-

ляционных функций (АКФ) сегментов пульсовой волны, зашумленной обертонами. Положительно определенную АКФ  $R_{ns}(m) = R_{ns}(m\Delta t)$ ,  $0 \leq m \leq 256$ , для каждого сегмента оценивают с помощью косинусного обратного дискретного преобразования Фурье (ОДПФ) от оценки СПМ  $P_{ns}(k)$ , предварительно сглаженной двумерным медианным фильтром с апертурой 5 и 31 по частоте и номеру сегмента соответственно.

Важно отметить, что максимально возможное значение корреляционного лага, при котором дисперсия ошибки для оценки АКФ приемлемо мала, составляет величину  $0 \leq m \leq 102$  отсчета по правилу одной десятой части от объема выборки сегмента пульсовой волны.

Ценную информацию о динамике альтернативной оценки частоты  $f_{en}(ns)$  основного тона сердечных сокращений для сегментов пульсовой волны содержат автокорреляционные функции

$$\rho_{ns}(m) = R_{ns}(m) / en_{ns}(m), \quad (1)$$

нормированные обгибающими. В качестве рациональной модели  $en_{ns}(m)$  выбрана сохраняющая форму кусочно-кубическая интерполяция полиномами Эрмита. Узлами интерполянта являются значимые локальные максимумы абсолютных значений АКФ  $|R_{ns}(m)|$ .

Адекватные оценки мгновенных частот для каждого сегмента  $ns$  пульсовой волны формируют в три этапа. На *первом* этапе получают мгновенные фазы

$$ip_{ns}(m) = \arg[\rho_{ns}(m) + jH\{\rho_{ns}(m)\}] / 2$$

с помощью вычисления аналитического сигнала на основе дискретного преобразования Гильберта АКФ, нормированных обгибающими.

На *втором* этапе в результате развертки во времени мгновенных фаз  $ip_{ns}(m)$  формируют ВР непрерывных неубывающих структурных компонент  $ip_{ns}^{(cont)}(m)$ , содержащих информацию о мгновенных частотах, искаженных обертонами. Полученные структурные компоненты позволяют аппроксимировать коррелограммные оценки нормированных АКФ моделью

$$\tilde{\rho}_{ns}(m) = \cos\{ip_{ns}^{(cont)}(m)\} \quad (2)$$

и исследовать их зависимости от номера сегмента  $ns$  (рис. 2а).

На *третьем* этапе в качестве физически интерпретируемых неотрицательных оценок мгновенных частот выбирают производную интерполянта Эрмита

$$ip_{ns}^{(cont)}(t) = a_{ns}(m)(t - m\Delta t)^3 + b_{ns}(m)(t - m\Delta t)^2 + c_{ns}(m)(t - m\Delta t) + d_{ns}(m). \quad (3)$$

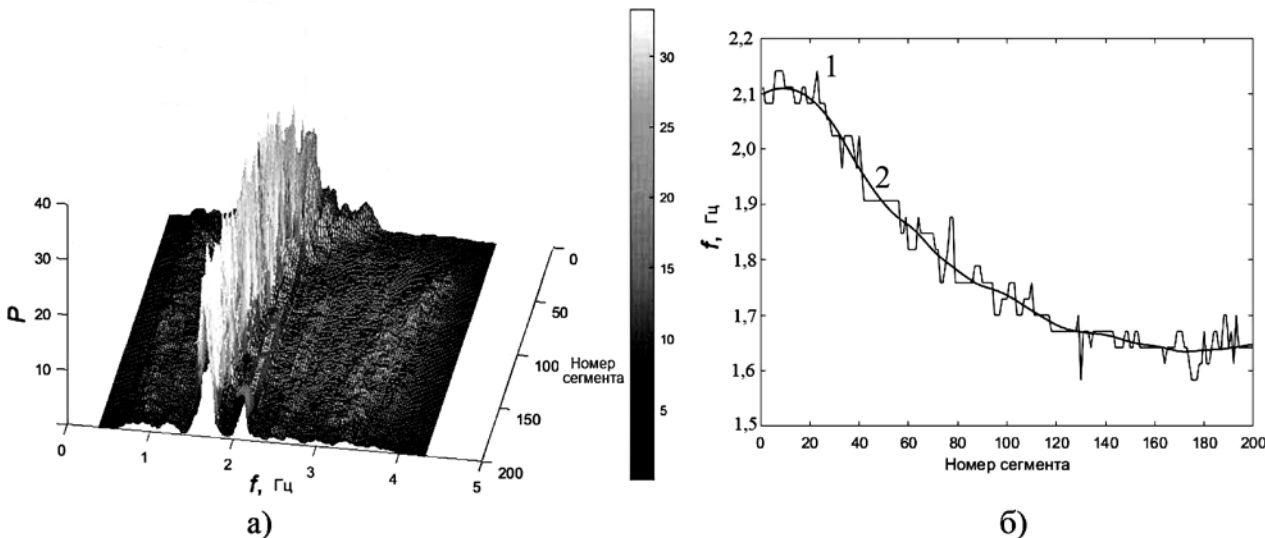


Рис. 1. Зависимости спектральных характеристик зашумленной пульсовой волны  $w(n)$  от номера сегмента  $ns$ : а) периодограммы; б) частоты основного тона

Первая производная для корреляционного лага  $t = m\Delta t$  равна коэффициенту  $c_{ns}(m)$ . Иными словами, для каждого сегмента  $ns$  оценка частоты основного тона сердечных сокращений, усредненная медианным фильтром по лагам  $0 \leq m \leq 102$ , имеет вид  $f_{en}(ns) = \text{median} \{ |c_{ns}(m)| \} / (2\pi\Delta t)$ . Кривая 1 на рис. 2б иллюстрирует динамику коррелограммной оценки частоты основного тона сердечных сокращений  $f_{en}(ns)$ . Результат ее сглаживания с помощью робастной ядерной локально взвешенной квадратичной регрессии Клевеланда с параметром 0,55 представлен кривой 2.

### Очистка пульсовой волны от обертонов

Эффективное удаление фантомных обертонов реализует скользящий сингулярный анализ (метод «Гусеница») [15] перекрывающихся сегментов пульсовой волны. Рациональный выбор параметра погружения  $L$  сегментов зашумленного ВР  $w(n)$  в траекторное пространство обеспечивают оценки  $f_{hr}(ns)$

или  $f_{en}(ns)$  частот основного тона сердечных сокращений, предварительно полученные на этапе спектрального или корреляционного анализа соответственно. В частности, в [9] подтверждена адекватность модели  $L = \max \{ 5 / \tilde{f}_{hr}(ns) \}$ , где  $\tilde{f}_{hr}(ns)$  – частота, сглаженная робастной ядерной локально взвешенной квадратичной регрессией Клевеланда (кривая 2 на рис. 1б).

Суммы первой и второй сингулярных троек  $et_{12}(n)$  SVD-разложения траекторных матриц  $W_{ns}$ , содержащих  $L$  строк и  $(1025 - L)$  столбцов, в полной мере сохраняют компоненты основного тона сердечных сокращений сегментов пульсовой волны и удаляют помеховые обертоны на частотах 2,1 и 2,5 Гц (рис. 3а).

Отметим, что спектральная модель  $f_{hr}(ns) = \max \{ P_{ns}(k) \}$  частоты основного тона сердечных сокращений демонстрирует робастность к наличию обертонов пульсовой волны, что подтверждается сравнением рис. 1б и 3б. Вместе с тем имеется слабая разделимость по критерию наибольшего абсолютного

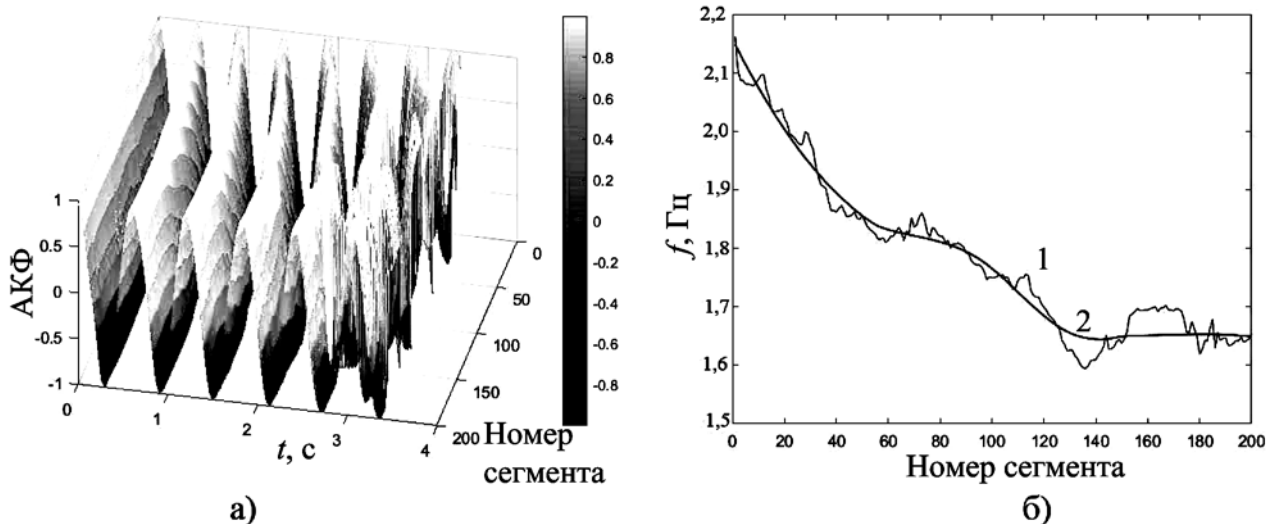


Рис. 2. Зависимости корреляционных характеристик зашумленной пульсовой волны от номера сегмента  $ns$ : а) коррелограммные АКФ; б) частоты основного тона

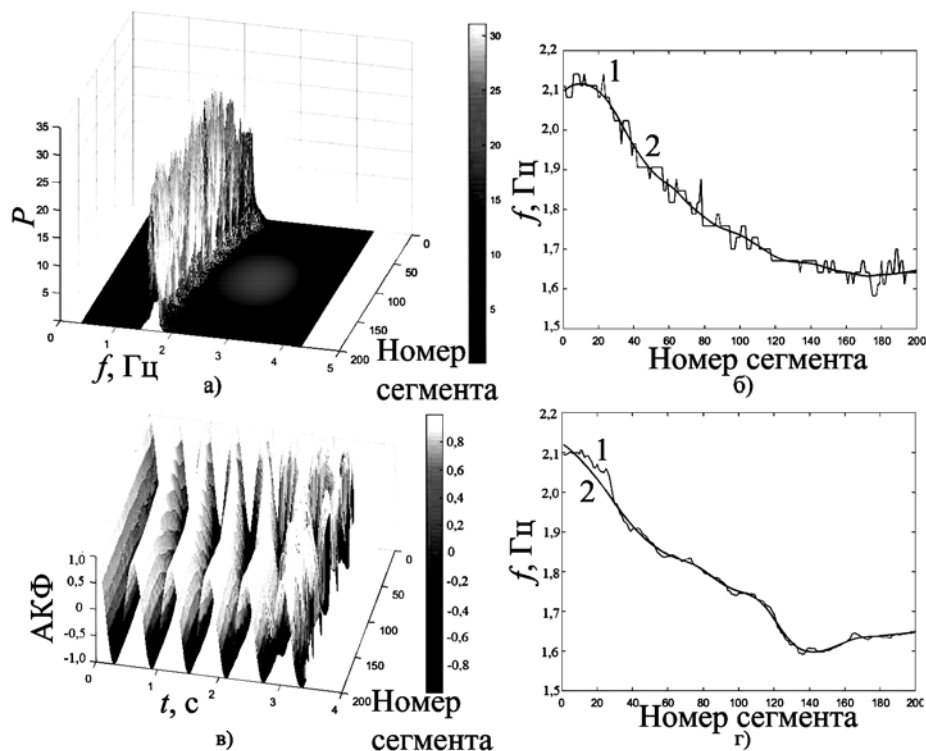


Рис. 3. Зависимости характеристик очищенной пульсовой волны от номера сегмента  $ns$ . Спектральные характеристики: а) периодограмма; б) частоты основного тона. Корреляционные характеристики: в) коррелограммные АКФ; г) частоты основного тона

значения коэффициента взаимной корреляции  $\rho_{\max}$  элементарных структурных компонент [15], образованных первой  $et_{12}(n)$  и второй  $et_{34}(n)$  парами сингулярных троек, для начальных сегментов  $20 \leq ns \leq 40$  пульсовой волны (табл. 1).

Таблица 1

Значение коэффициента корреляции  $\rho_{\max}$  от номера сегмента  $ns$

$ns$	1	20	30	40	60	100	200
$\rho_{\max}$	0,1555	0,2743	0,4706	0,3384	0,1803	0,1694	0,0601

Коррелограммные оценки АКФ (1) очищенной пульсовой волны получают аналогичным образом с помощью косинусного ОДПФ периодограммы  $P_{ns}(k)$ , предварительно сглаженной медианным фильтром. Нестационарную динамику коэффициента корреляции  $\rho_{ns}(m)$  демонстрирует рис. 3в. Рассмотренные выше три этапа интеллектуального анализа этой корреляционной характеристики формируют физически интерпретируемую оценку зависимости мгновенных частот от номера сегмента  $ns$  (рис. 3г).

### Выборочный корреляционный анализ очищенной пульсовой волны

Инструментарий оценок частоты  $f_{en}(ns)$  основного тона сердечных сокращений для сегментов очищенной пульсовой волны пополняют выборочные АКФ  $R_{ns}(m) = \text{median}\{r_{ns}(m)\}$ , полученные медианным сглаживанием ВР корреляционных производений:

$$R_{ns}(m) = \text{diag}(W_{ns} W_{ns}^T, m), 0 \leq m \leq 102.$$

Аналогично выражению (1) альтернативные коэффициенты корреляции  $\rho_{ns}(m)$  рассчитывают с помощью АКФ  $R_{ns}(m)$ , нормированных их огибающими  $en_{ns}(m)$ . Закономерности изменения нормированных коэффициентов корреляции  $\rho_{ns}(m)$  от номера  $ns$  сегментов очищенной пульсовой волны для примера Р1Н1 из базы данных [14] сигналов ДФПГ демонстрирует рис. 4а. В соответствии с выражением (2) корреляционные оценки мгновенных фаз рационально аппроксимировать моделью

$$ip_{ns}(m) = \arccos\{\rho_{ns}(m)\}.$$

Первые производные интерполянта Эрмита (3) для рассчитанных таким образом мгновенных фаз  $ip_{ns}(m)$  адекватно оценивают усредненные по корреляционным лагам  $0 \leq m \leq 102$  частоты  $f_{en}(ns) = \text{median}\{c_{ns}(m)\} / (2\pi\Delta t)$  для каждого сегмента  $ns$  очищенной пульсовой волны. Кривая 1 на рис. 4б иллюстрирует динамику частоты  $f_{en}(ns)$  основного тона сердечных сокращений. Результаты ее сглаживания с помощью робаст-

ной локально взвешенной квадратичной регрессией Клевеланда с параметром 0,275 представлены кривой 2.

### Заключение

В настоящей статье изложена методика скользящего анализа корреляционно-спектральных характеристик пульсовой волны, полученной методом ДФПГ. Логически последовательные этапы интеллектуального анализа указанных статистик позволяют исследовать нестационарную динамику адекватных оценок частоты сердечных сокращений (ЧСС) испытуемого. На конкретном примере обработки сигналов ДФПГ продемонстрирована конкурентоспособность предложенных в работе корреляционно-спектральных оценок ЧСС по сравнению со стандартными методиками измерения RR-интервалов, применяемыми в пульсометрии. Важное преимущество предлагаемого подхода по критерию цена/качество основано на современных алгоритмах цифрового корреляционно-спектрального анализа и дискретного преобразования Гильберта, эффективно реализуемых в режиме реального времени как алгоритмическими, так и аппаратными средствами.

### Список литературы:

1. Атьков О.Ю., Кудряшов Ю.Ю., Прохоров А.А., Касимов О.В. Системы поддержки принятия врачебных решений // Системы поддержки принятия врачебных решений. 2012. № 6. С. 65-75.
2. Кроштин А.В. Методы и алгоритмы обработки данных медико-технологических процессов для интеллектуальной поддержки принятия решений в системах медицинского назначения / Дис. д-ра техн. наук. – Рязань: Рязанский гос. радиотехнический университет, 2015. 434 с.
3. Зарипова Г.Р., Богданова Ю.А., Галимов О.В., Катаев В.А., Биккинина Г.М. Современные модели систем поддержки принятия врачебных решений в хирургической практике. Состояние проблемы // Медицинский вестник Башкортостана. 2016. Т. 11. № 6 (66). С. 96-101.
4. Бороноев В.В. Пульсовая диагностика заболеваний в тибетской медицине: физические и технические аспекты. – Улан-Удэ: БНЦ СО РАН, 2005. 294 с.
5. Бороноев В.В., Гармаев Б.З., Омтоков В.Д. Корреляция спектральных и статистических характеристик пульсового сигнала при заболеваниях сердца // Вестник Бурят. гос. ун-та. 2012. № 3. С. 221-223.
6. Омтоков В.Д. Частотно-временной анализ пульсовых сигналов с помощью преобразования Гильберта-Хуанга / Дис. канд. физ.-мат. наук. – Улан-Удэ: Ин-т физ. материаловедения СО РАН, 2019. 106 с.

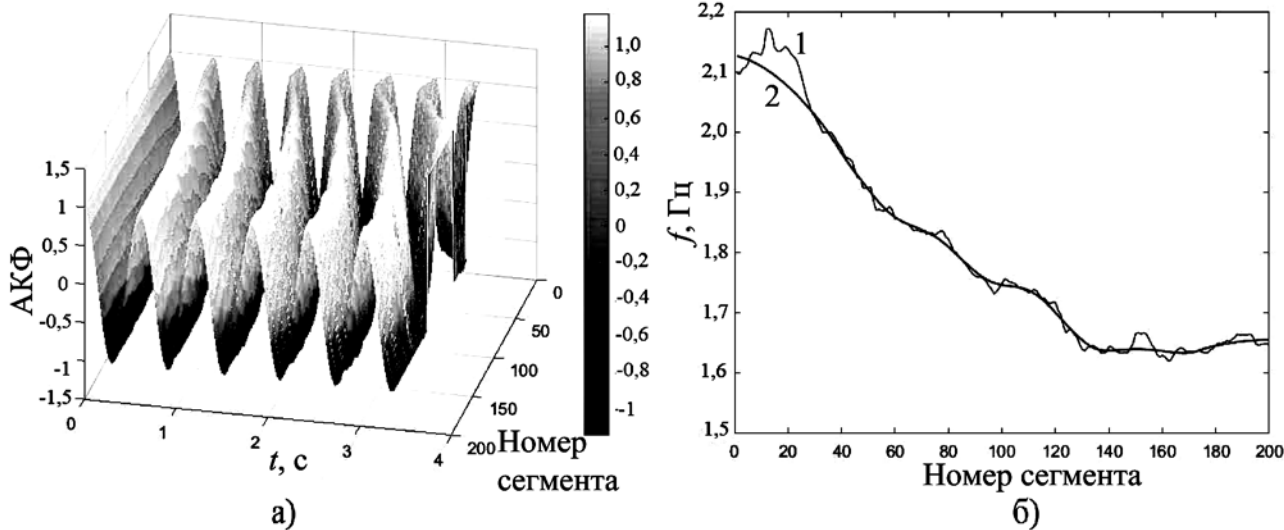


Рис. 4. Зависимости корреляционных характеристик очищенной пульсовой волны от номера сегмента  $ns$ : а) коэффициенты корреляции; б) частоты основного тона

7. Wang W., den Brinker A.C., Stuijk S., de Haan G. Algorithmic Principles of Remote PPG // IEEE Transaction Biomedical Engineering. 2016. Vol. BE-64. № 7. P. 1479.
8. Borzov A., Kasikin A., Labunets L., Ryakhina M. / Proc. Intern. Scientific and Practical Conf. «Information Technologies and Intelligent Decision Making Systems» (ITIDMS 2021) / CEUR Workshop Proc. 2021 / <http://ceur-ws.org/Vol-2843>.
9. Labunets L.V., Borzov A.B., Makarova N.Yu. Intellectual Analysis of Pulse Wave Characteristics by Methods of Structural Decomposition of Photoplethysmography Signals // Journal of Communications Technology and Electronics. 2022. Vol. 67. № 2. PP. 182-192.
10. Daubechies I. Ten Lectures on Wavelets. – Philadelphia: SIAM, 1992. 376 p.
11. Marple S.L., Jr. Digital Spectral Analysis with Applications. – New York: Prentice-Hall, 1987. 492 p.
12. Harris F.J. On the Use of Windows for Harmonic Analysis with the Discrete Fourier Transform // Proceedings of the IEEE. 1978. Vol. 66. № 1. PP. 51-83.
13. Thomson D.J. Spectrum Estimation and Harmonic Analysis // Proceedings of the IEEE. 1982. Vol. 70. № 9. PP. 1055-1096.
14. Hoffman W.F.C., Lakens D. Public Benchmark Dataset for Testing rPPG Algorithm Performance. – 4TU.Centre for Research Data. 2019 / <https://doi.org/10.4121/uuid:2ac74fbd-2276-44ad-aff1-2f68972b7b51>.
15. Golyandina N., Nekrutkin V., Zhigljavsky A. Analysis of Time Series Structure: SSA and Related Techniques. – Chapman and Hall/CRC. 2001.

*Леонид Витальевич Лабунец,  
д-р. техн. наук, ст. научный сотрудник,  
профессор,  
ФГБОУ ВО «Московский государственный  
технический университет им. Н.Э. Баумана  
(национальный исследовательский  
университет)»,  
профессор,  
АНО ВО «Российский  
новый университет»,  
Мария Юрьевна Ряхина,  
аспирант,  
ФГБОУ ВО «Московский государственный  
технический университет им. Н.Э. Баумана  
(национальный исследовательский  
университет)»,  
г. Москва,  
e-mail: labunets@bmstu.ru*