



Общероссийский математический портал

М. О. Цой, Д. Э. Постнов, Метод выделения значимых компонент для оценки variability формы пульсовых волн, *Изв. Саратов. ун-та. Нов. сер. Сер. Физика*, 2021, том 21, выпуск 1, 36–47

DOI: 10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47

Использование Общероссийского математического портала Math-Net.Ru подразумевает, что вы прочитали и согласны с пользовательским соглашением

<http://www.mathnet.ru/rus/agreement>

Параметры загрузки:

IP: 18.97.14.85

20 марта 2025 г., 18:25:47





БИОФИЗИКА И МЕДИЦИНСКАЯ ФИЗИКА

Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 36–47
Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Physics, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 36–47

Научная статья
УДК 577.31:577.35:53.047
<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47>

Метод выделения значимых компонент для оценки варибельности формы пульсовых волн

М. О. Цой✉, Д. Э. Постнов

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

Цой Мария Олеговна, аспирант кафедры оптики и биофотоники, dethaos@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4681-6465>

Постнов Дмитрий Энгелевич, доктор физико-математических наук, профессор кафедры оптики и биофотоники, postnov@info.sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6575-0975>

Аннотация. Общепринятый подход к анализу пульсовой волны основан на оценке особенностей ее формы в пределах каждого кардиоинтервала. При этом рассчитывается набор индексов (индекс эффективности сердца, индекс отражения, индекс жесткости), которые определяются по опорным точкам формы волны. Авторами предложен альтернативный метод, основанный на гармоническом анализе передискретизованного сигнала по каждому из кардиоинтервалов и обладающий рядом преимуществ при исследовании варибельности формы пульсовой волны отдельно от варибельности ее ритма. Результаты пилотной серии экспериментов с применением нового метода свидетельствуют о его перспективности при решении задач восстановления центрального пульса по дистальным измерениям.

Ключевые слова: пульсовая волна, гармонический анализ, реография, центральный пульс, варибельность формы пульсовой волны

Благодарности: Авторы выражают благодарность профессору В. А. Клочкову (Саратовский государственный медицинский университет имени В. И. Разумовского) за помощь в организации экспериментов и полезные обсуждения. Работа выполнена при финансовой поддержке Правительства Российской Федерации (грант № 075-15-2019-1885).

Для цитирования: Цой М. О., Постнов Д. Э. Метод выделения значимых компонент для оценки варибельности формы пульсовых волн // Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика. 2021. Т. 21, вып. 1. С. 36–47. <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47>

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

Article
<https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47>

Method for determining significant components for assessing pulse wave shape variability

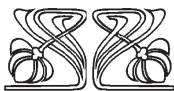
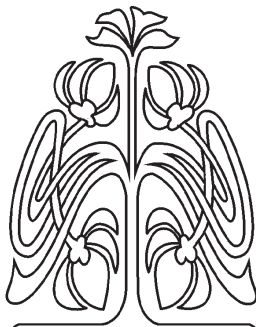
М. О. Tsoy✉, D. E. Postnov

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

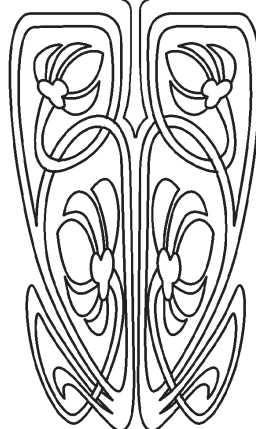
Maria O. Tsoy, dethaos@bk.ru, <https://orcid.org/0000-0002-4681-6465>

Dmitry E. Postnov, postnov@info.sgu.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6575-0975>

© Цой М. О., Постнов Д. Э., 2021



НАУЧНЫЙ
ОТДЕЛ





Abstract. Background and Objectives: The conventional approach to the quantification of the pulse wave is based on the assessment of the features of its shape within each beat to beat heart interval. Usually, a set of indices is calculated (such as heart efficiency index, reflection index, stiffness index), which are determined by the reference points of the wave contour. We have developed an alternative method aimed to analyze the variability of the pulse waveform regardless of the variability of its rhythm. A distinctive feature of the method is that the classical spectral analysis tool – the Fourier series expansion in harmonic functions – is used not for frequency analysis, but for describing the features of the pulse waveform, regardless of its frequency-time characteristics. **Materials and Methods:** The data is represented by the signal as separate sets of fragments, each of which corresponds to one cardiointerval. Further, information about the current heart rate, including its variability, is removed from the data. We do this by resampling each cardiointerval by the same predetermined number of samples. The shape variability of each waveform is quantified by calculating the amplitudes and phases of the harmonics of each waveform as a representative of a strictly periodic sequence. This is an important point, since the original pulse wave signal belongs to the class of random signals and for it, as for the whole, the amplitude and phase of the Fourier spectra are not determined. As a result of the procedure, the analysis of the pulse waveform for each cardiointerval is reduced to the analysis of the amplitude and phases of the required number of harmonics. The method described above was used to process the data of an experiment aimed at quantitatively calculating the relationship between the central and distal pulses. The measurements were carried out on a group of 16 healthy volunteers aged 20–35 years after being in a calm state for 20 minutes. Then, rheographic signals were synchronously recorded from three points on the human skin surface (aortic region, wrist and distal phalanx of the finger). **Results:** The study revealed significant differences in the stability of the shape of the pulse waves recorded in different parts of the vascular bed, which is expressed in different degrees of variability of their main components. It is important that the central pulse has a smaller number of significant harmonics in comparison with the distal one, and is more stable at the first 4 harmonics containing the main signal power. **Conclusion:** We proposed and tested a method for analyzing the variability of the pulse waveform, based on the harmonic analysis of the re-sampled signal for each of the cardiointervals, aimed at studying the variability of the pulse waveform separately from the variability of its rhythm. The obtained quantitative data on the stability of the harmonics of the central pulse wave indicate the prospects for further development of the transfer function method in the problem of restoring the shape of the central pulse based on distal measurements.

Keywords: pulse wave, harmonic analysis, rheography, central pulse, pulse wave shape variability

Acknowledgements: The authors are grateful to Professor Victor A. Klochkov (Saratov State Medical University named after V. I. Razumovsky) for the help in organizing experiments and useful discussions.

This work was supported by the Russian Federation Government (Grant No. 075-15-2019-1885).

For citation: Tsoy M. O., Postnov D. E. Method for determining significant components for assessing pulse wave shape variability. *Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Physics*, 2021, vol. 21, iss. 1, pp. 36–47 (in Russian). <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2021-21-1-36-47>

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

Введение

Анализ сигналов, характеризующих физиологическую активность, – одна из важных и перманентно актуальных задач биофизики [1]. Сложность количественного описания пульсовых сигналов живого организма в значительной мере определяется их вариабельностью во времени, зависимостью от точки и метода измерения, а также индивидуальными особенностями. Общепринятый подход к анализу формы пульсовой волны (ПВ) в пределах одного кардиоинтервала основан на оценке особенностей ее формы [2]. При этом рассчитывается набор индексов (индекс эффективности сердца, индекс отражения, индекс жесткости) [3, 4], которые определяются по опорным точкам формы волны (максимумы наиболее выраженных пиков, точки максимальной скорости и ускорения). Подтверждено, что тонус и эластические свойства сосудов существенно влияют на указанные характеристики пульсовой волны – так, в работе [5] зафиксировано изменение амплитудно-временных параметров пульсовой волны за счет затухания дикротического зубца фотоплетизмограммы с возрастом.

Разрабатываются также подходы, основанные на анализе второй производной, в основе которых лежит связь характеристик сигнала ускорения пульсовой волны с основными показателями сердечно-сосудистой системы, такими как жесткость или растяжимость артерий [6–8].

Заметим, что в условиях практического расчета индексов по опорным точкам автоматизированное обнаружение нужных событий на пульсограмме ненадежно и, как минимум, требует адаптивных методов предобработки. Конкретная форма пульсовой волны (ФПВ) зависит от большого числа внешних факторов, таких как место съема сигнала, тип технического устройства регистрации, время измерения, воздействие окружающей среды [9]. По этой причине анализ вариабельности формы на сегодняшний момент в основном ограничивается оценкой погрешности выбранных характеристик на усредненном кардиоинтервале [10, 11], и не рассматривается их динамика в течение одной реализации.

Поскольку величина кардиоинтервала также вариабельна, при анализе ФПВ встает вопрос о корректной сегментации сигнала на отдельные



фрагменты, компоненты которых не зависят от количества отсчетов конкретного кардиоинтервала. В работах [12–14] предложен алгоритм разбиения пульсограммы на кардиоинтервалы и метод анализа функционально значимых элементов для каждого из них. Полученные ряды представляют собой зависимость элементов от номера кардиоинтервала, в которых выявляются периодические составляющие с помощью спектрального анализа.

В медицинской практике ключевое значение для ранней диагностики и лечения сердечно-сосудистых нарушений, таких как инфаркты, диабет и почечные осложнения, имеет оценка состояния аорты и крупных артерий. Показано, что форма колебаний артериального давления на центральном уровне (центральный пульс) оказывается более сильным предиктором осложнений по сравнению с аналогичными измерениями на периферии (дистальный пульс) [15–19].

Так как неинвазивная регистрация центрального пульса относительно сложна и малоприменима для скрининга и самодиагностики, ведутся разработки методов восстановления центральной пульсовой волны по дистальному пульсу [20, 21]. Заметным достижением в этой области явился метод лучевой аппланационной тонометрии, реализованный в приборе SphygmoCor (AtCor Medical, West Ryde, NSW, Australia). Для математической обработки сигнала здесь использован подход на основе генерализованной передаточной функции (GTF), устанавливающей связь сигнала периферического пульса как входных данных и центрального пульса как результата преобразования [21]. Несмотря на то, что данный метод признан «золотым стандартом» неинвазивного измерения центрального артериального давления и считается валидированным по отношению к инвазивному методу измерения, остаются открытыми вопросы о клинической значимости передаточной функции [22].

Так как пульсовая волна распространяется от центра к периферии и сигнал дистального пульса является преобразованным сигналом центрального пульса, то задача восстановления центрального пульса по дистальному в принципе решаемая. Однако практическое решение этой задачи осложняется тем, что сигнал пульсовой волны на пути от центра к периферии меняет форму вследствие дисперсии и нелинейности среды распространения, эффектов пространственной неоднородности (отражение волны), а также модуляции свойств среды распространения (упругости стенок кровеносных сосудов) разнообразными системными

и локальными факторами. В таких условиях необходима дополнительная оценка взаимосвязи сигнала центрального пульса и результатов измерений в дистальных точках.

В данной работе предложен способ такой оценки на основе специально разработанного метода анализа формы пульсовых волн, который отвечает следующим требованиям:

1) работоспособен в условиях существенной вариабельности формы пульсовой волны во времени (не зависит от наличия или положения локальных пиков);

2) не отбрасывает априори часть информации, как это делают любые методы, квантифицирующие особенности ФПВ (например, наличие более чем одного вторичного пика при обработке традиционным методом игнорируется);

3) автоматически выделяет наиболее существенные особенности ФПВ;

4) допускает количественное сопоставление сигналов ПВ различной формы, а также при различной длительности кардиоинтервала.

В разделах 1, 2, 3 статьи детально описан предложенный метод, демонстрируется его работоспособность на суррогатных данных, а также приведены результаты «пилотного» эксперимента, которые свидетельствуют в пользу решаемости задачи восстановления центрального пульса.

1. Анализируемые сигналы

1.1. Экспериментальные данные

Измерения проводились на группе из 16 здоровых волонтеров возраста 20–35 лет после 20-минутного нахождения в спокойном состоянии. Синхронно регистрировались реографические сигналы с трех точек на поверхности кожи человека: Rc (область проекции аорты, расположенная у II межреберья у левого края грудины), Rw (запястье левой руки, лучевая артерия), Rf (указательный палец левой руки, микрососуды) (рис. 1, а). Для минимизации помех от дыхательной активности запись велась во время задержки дыхания волонтера на вдохе в течение 30 с. Типичный вид записанных сигналов до их предобработки приведен на рис. 1, б.

Предобработка данных включала фильтрацию частот выше 25 Гц стандартными методами, удаление тренда, а также сегментацию последовательности пульсовых волн на отдельные фрагменты, соответствующие кардиоинтервалам. Указанная сегментация производилась по временным координатам максимумов первой производной (рис. 1, в).

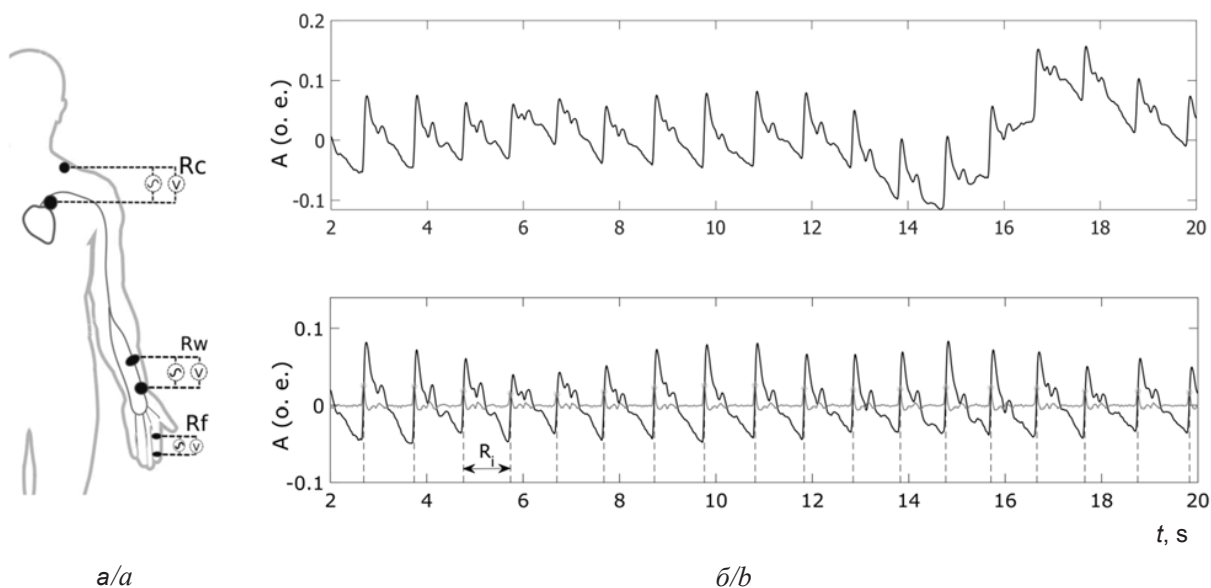


Рис. 1. К описанию методики эксперимента: а – схема использованных реографических отведений; б – типичный вид записанных сигналов до предобработки (верхняя панель) и этап сегментации на кардиоинтервалы (нижняя панель)
 Fig. 1. To the experimental technique description: (a) diagram of the used rheographic leads; (b) a typical view of the recorded signals before preprocessing (top panel) and stage of segmentation into cardiointervals (bottom panel)

В ее ходе реографические сигналы разбивались на единичные импульсы по временным координатам максимумов первых производных (точек перегиба), для каждого пульсового всплеска вычитался линейный тренд.

1.2. Суррогатные данные

Для тестирования предложенного метода анализа формы ПВ генерировались упрощенные волновые формы W , каждая из которых включала основную волну W^m с параметром масштаба σ_r^2 и вторичный пик W^s с σ_g^2 , позиция и амплитуда которого изменялась с помощью параметров c и a соответственно:

$$W = W^m + W^s = \frac{x}{\sigma_r^2} e^{\frac{-x^2}{2\sigma_r^2}} + a e^{\frac{-(x-c)^2}{2\sigma_g^2}}. \quad (1)$$

Форма результирующего сигнала в случае изменяющегося по амплитуде и времени вторичного пика W^s показана на рис. 2, а, б.

2. Метод выделения значимых компонент пульсовых волн

2.1. Подход

Описываемый метод был разработан для решения задач анализа variability формы пульсовой волны вне зависимости от variability ритма, величины кардиоинтервала. Отличительной особенностью метода является то, что классический инструмент спектрального

анализа – разложение в ряд Фурье по гармоническим функциям – используется не для частотного анализа, а для описания особенностей формы пульсовой волны вне зависимости от ее частотно-временных характеристик.

Как указано выше, исходные данные представляются в виде набора отдельных фрагментов, каждый из которых соответствует одному кардиоинтервалу (от начала одного до начала следующего). Первым шагом производится передискретизация каждого кардиоинтервала на одинаковое, заранее заданное число отсчетов M . Таким образом, из сигнала преднамеренно удаляется информация о текущем кардиоритме, и в том числе о его variability. Далее variability формы отдельных волновых форм количественно измеряется путем расчета амплитуд и фаз гармоник каждой волновой формы как представителя строго периодической последовательности. Последнее важно, так как исходный сигнал пульсовой волны в силу variability кардиоритма (и других факторов) относится к классу случайных сигналов и для него, как для целого, не определены амплитудный и фазовый Фурье-спектры (а лишь спектр мощности).

Исключив из рассмотрения величину отдельного кардиоинтервала и рассматривая его как представителя строго периодической последовательности, его форму можно количественно опи-

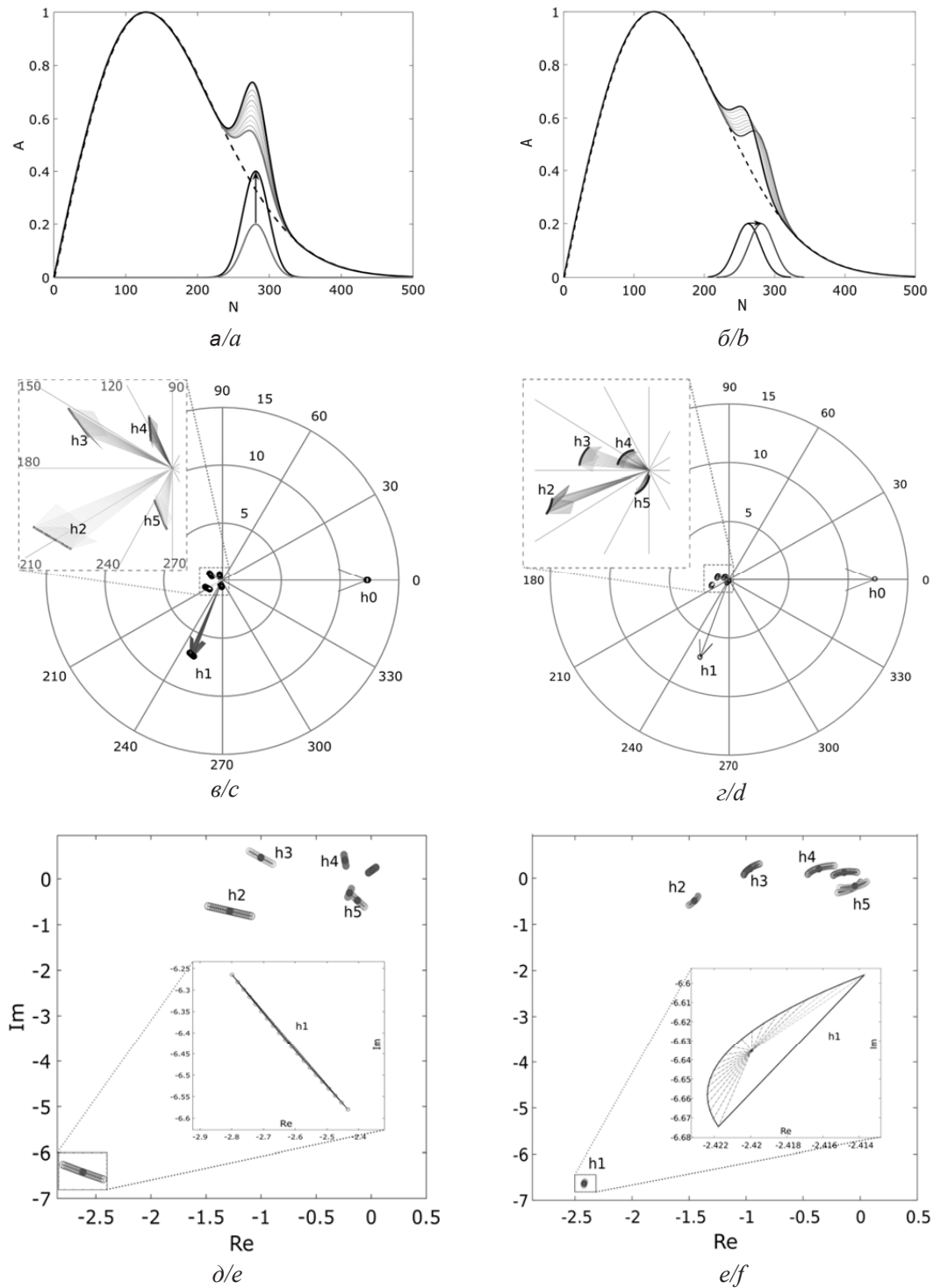


Рис. 2. К описанию метода значимых гармоник: a, b – формы кардиоинтервалов суррогатных данных с изменением амплитуды и линейным смещением вторичного пика; результат разложения на гармоники 20 волновых форм суррогатных данных для форм с изменяющейся амплитудой (c) и положением второго пика (d), $h1, \dots, hf$ – номера гармоник; d, e – отклонения гармоник от соответствующего среднего значения для суррогатных данных, соответствующие расстояния от центров масс показаны пунктирными линиями

Fig. 2. To the description of the significant harmonics method: a, b – forms of cardiointervals of surrogate data with a change in the amplitude and a linear shift of the secondary peak; the result of decomposition into harmonics of 20 waveforms of surrogate data for forms with a varying amplitude (c) and the position of the second peak (d), $h1, \dots, hf$ are harmonic numbers; d, e – deviations of harmonics from the corresponding mean value for surrogate data, the corresponding distances from the centers of mass are shown by dashed lines



сать совокупностью амплитуд и фаз определенно-го числа гармоник. Это число логично определить по доле содержащейся в них мощности сигнала. В рамках данной работы мы считали, что набор значимых гармоник должен иметь суммарную мощность не менее 90% от мощности анализируемого сигнала. Описанный выше подход основан на том, что спектр собственно пульсовой волны содержит основной кардиоритм (около 1 Гц) и его гармоники, тогда как все физиологические процессы регуляции сосудистой системы лежат ниже по частотам. Таким образом, при решении задачи анализа формы ПВ все спектральные компоненты с частотой ниже минимальной границы частоты сердечного ритма, что при отсутствии патологий достигает 0.6 Гц, должны рассматриваться как помехи и удаляться. В то же время любые частотные

составляющие, не укладывающиеся в гармонический ряд ПВ, – это либо сторонние сигналы, либо комбинационные частоты, возникшие при взаимодействии ПВ с другими процессами. Эти составляющие также являются помехой в рамках нашего анализа. В итоге анализ формы ПВ для каждого кардиоинтервала сводится к анализу амплитуд и фаз нужного числа гармоник.

2.2. Описание процедуры

1. *Равномерная передискретизация каждой формы пульсовой волны до M отсчетов.* Результирующие наборы отсчетов при $M = 64$ представлены на нижней панели рис. 3. Как можно видеть, до применения процедуры передискретизации три кардиоинтервала имеют различную длину, тогда как в передискретизованном представлении их длина одинакова.

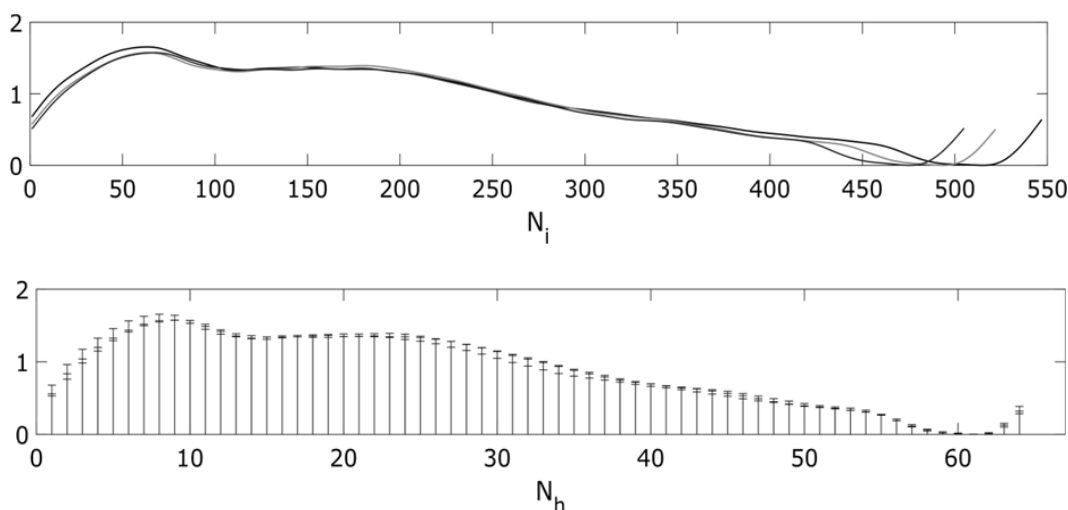


Рис. 3. Передискретизация данных. Верхняя панель: фрагменты пульсовых волн, полученные из центральной (аортальной) реограммы на отрезках от максимума производной текущего импульса до максимума производной следующего, имеют различную длину. Нижняя панель: передискретизированные фрагменты имеют одинаковую длину, в каждом фрагменте 64 отсчета

Fig. 3. Data resampling. Upper panel: pulse waves fragments obtained from the central (aortic) rheogram in the segments from the maximum of the current cardiointerval derivative to the derivative of the next cardiointerval, have different lengths. Bottom panel: oversampled fragments have the same length, each fragment contains 64 samples

Передискретизация сигнала выполнялась методом низкочастотного фильтра (Anti-Aliasing Low-Pass Filter) с собственным рациональным коэффициентом для каждого исходного фрагмента пульсовой волны. Повышение или понижение частоты дискретизации на коэффициент передискретизации в виде рациональной дроби L/M реализуется каскадным соединением систем интерполяции с коэффициентом L и децимации с коэффициентом M .

В результате объединения двух каскадно включенных ФНЧ фильтров $H_i(z)$ и $H_d(z)$, работающих на частоте дискретизации Lf_d , переходят к системе однократной передискретизации с единственным ФНЧ. Его идеальная АЧХ, должна удовлетворять следующим условиям:

$$A(f) = \begin{cases} L, & \text{if } 0 \leq f \leq \min\left\{\frac{f_d}{2}, \frac{Lf_d}{2M}\right\} \\ 0, & \text{else} \end{cases} \quad (2)$$



2. Разложение в ряд Фурье, извлечение амплитуд и фаз гармоник. Ряд Фурье функции $f(x)$ представляется в виде

$$f(x) = \frac{a_0}{2} + \sum_{q=1}^{\frac{M}{2}} A_k \cos\left(k2\pi \frac{t}{T} + \varphi_k\right), \quad (3)$$

где a_0 – постоянная составляющая, A_k и φ_k – коэффициенты Фурье, которые определяют амплитуду и фазу соответствующих гармоник. Число гармоник в (3) ограничено в силу теоремы Котельникова [23], так как анализируется дискретный сигнал с периодом M . Технически эти вычисления выполнялись в среде MatLab либо GNU Octave с помощью функции *fft*, которая трактует входную периодограмму как содержащую один период бесконечного периодического сигнала. Таким образом, отдельная операция периодизации не требовалась.

3. Представление в полярных координатах.

Так как каждую гармонику характеризуют амплитуда и фаза, логично использовать для их визуализации полярные координаты (см. рис. 2, в, г). Данное представление совпадает с использованием комплексной плоскости, где по осям отложены действительная и мнимая части результата разложения в ряд Фурье. На рис. 2, в, г визуализирован набор таких векторов для двух типов суррогатных данных. Детальный анализ обработки реальных данных приведен ниже.

4. Анализ стабильности характеристик Фурье-гармоник. Характеристикой, определяющей относительную вариабельность спектральных компонент, является среднее расстояние всех положений конца вектора от их центра масс $devL_f$, нормированное на длину среднего вектора, что визуализировано на рис. 2, д, е в виде «центра тяжести» области разброса точек для каждой гармоники.

Данный метод позволяет определить степень стабильности пульсовых колебаний «от удара к удару» с помощью оценки вариабельности отдельных Фурье-гармоник в виде

$$mdevL_{fh} = mean[mdevL_f]_h, \quad (4)$$

где $mdevL_f$ – расстояние вектора от конца среднего вектора соответствующей гармоники, f – номер кардиоинтервала, h – номер гармоники, $mean[]_h$ – операция усреднения по значимым гармоникам.

2.3. Тестирование метода

Для оценки работоспособности метода использовались наборы суррогатных данных, в которых основной пик был неподвижен, а вторичный – менялся по амплитуде либо сдвигался

по временной оси, как это показано на рис. 2, а, б. Отметим, что при этом меняются амплитуда и фаза каждой из них, так как любые (кроме строго гармонических) изменения формы сигнала меняют параметры и основного ритма и всех гармоник. Рис. 2, д, е иллюстрирует, что смещение по времени и изменение амплитуды вторичного пика оказывают влияние на весь спектр гармоник.

Различие в типе суррогатных данных (рост амплитуды вторичного пика или его смещение) отражено в различном характере сдвига точки, отображающей гармонику, что хорошо видно на вставках: в первом случае сдвиг линейен, с отрицательным наклоном, во втором – точки лежат на сегменте дуги с общим положительным наклоном. Для применимости метода важно, что амплитуды и фазы гармоник в обоих случаях меняются плавно в ответ на постепенное изменение свойств сигнала (сдвиг позиции вторичного пика).

3. Результаты

Описанный выше метод был применен для обработки данных «пилотной» серии экспериментов, нацеленной на количественный расчет взаимосвязи центрального и дистального пульса. Это делалось посредством оценки стабильности гармоник пульсовых волн, регистрируемых на разных участках сосудистого русла, как показано на рис. 1.

На первом этапе определялось число значимых гармоник для каждого участка сосудистого русла. На рис. 4, а представлен спектр мощности для усредненных по кардиоинтервалам пульсовых волн с трех участков регистрации.

Отметим, что для периферических пульсовых волн гармонический состав заметно шире, чем для аортальных. Можно видеть, что спектр центрального пульса, который показан сплошной линией, быстро спадает по мере увеличения номера гармоники. Значимые компоненты для периферии определены семью значимыми гармониками. Для центрального пульса их количество не превышает 5. Стоит подчеркнуть, что при выбранном количестве отсчетов для единичных фрагментов ПВ (64 отсчета) одну или две гармоники можно считать существенными отличиями в спектре. Отметим, что сигнал запястья в данном случае имеет наиболее сложную структуру в сравнении с центральной волной и волной микроциркуляции пальца руки, что выражается в повышенном числе значимых компонент.

Для оценки того, какое количество информации о форме исходного импульса теряется при

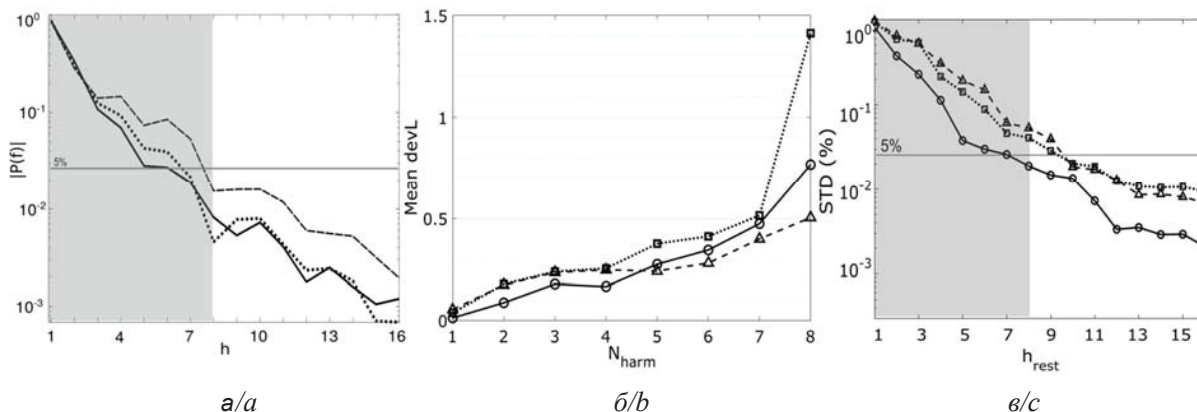


Рис. 4. Относительная мощность и вариальность спектральных компонент ПВ: *a* – спектральная мощность усредненной формы пульсовых волн по 30 кардиоинтервалам, полученных с аорты (сплошная линия), микроциркуляции пальца (точки), лучевой артерии (пунктирная линия); *b* – значения отклонения, усредненные по выборке из 16-ти испытуемых первых 10 гармоник разложения Фурье для центральных ПВ (круглые метки), ПВ запястья (треугольные метки), ПВ пальца (квадратные метки). Серой заливкой выделена область значимых гармоник; *в* – зависимость среднеквадратичного отклонения (STD) от количества восстанавливаемых гармоник (h_{rest}) по 30 кардиоинтервалам, полученных с аорты (сплошная линия), микроциркуляции пальца (точки), лучевой артерии (пунктирная линия)

Fig. 4. Relative power and variability of spectral components of PW: *a* – spectral power of the averaged form of pulse waves over 30 cardiointervals obtained from the aorta (solid line), microcirculation of the finger (dots), and radial artery (dashed line); *b* – deviation values averaged over a sample of 16 tested first 10 harmonics of the Fourier decomposition for central PW (circular marks), wrist PW (triangular marks), finger PW (square marks). The area of significant harmonics is highlighted in gray; *c* – dependence of the standard deviation (STD) on the number of reconstructed harmonics (h_{rest}) for 30 cardiointervals obtained from the aorta (solid line), finger microcirculation (dots), and radial artery (dashed line)

усечении спектра, было проведено обратное Фурье-преобразование. В качестве количественной характеристики рассматривали разность между обратным преобразованием с полным набором 32 гармоник и обратным преобразованием с усеченным набором гармоник и рассчитывали суммарное среднеквадратическое отклонение (STD) восстановленной волны от исходной. По зависимости STD от выбора числа восстанавливаемых гармоник, показанной на рис. 4, *в*, можно заключить, что при восстановлении не менее 8 гармоник для периферических волн и 5 гармоник – для центральных STD не превышает 5% от мощности сигнала (в частных случаях, в зависимости от индивидуальных особенностей сигналов, как показано на рис. 4, *в*, доходит до 10%, однако быстро спадает на этом интервале гармоник).

По итогам данного анализа можно заключить, что число значимых гармоник, как правило, не превышает 5 и во всех случаях не превышает 8, эта область выделена серым на рис. 4, *a*.

На рис. 5, *a*, *b*, *в* визуализированы картины распределения вариальности гармоник для испытуемых V1, V2, V3, которые являются представителями наиболее распространенных

встретившихся случаев. Для всех волонтеров значимыми являются первые 8 гармоник для периферии и 4 – для аорты (по 5%-ному порогу). Из-за своей малой амплитуды 5–8 гармоник при визуализации образуют нечитаемое пятно в области начала координат и потому не приведены на рисунке.

Анализируя результаты, показанные на рис. 5 и рис. 6, можно заключить, что вариальность гармоник центральной пульсовой волны во всех случаях имеет небольшое значение, в то время как однозначного характера для периферических определить нельзя. Так, у испытуемого V1 наблюдается наибольшая нестабильность пальцевого пульса по отношению к лучевому на всех анализируемых гармониках (за исключением 3-й гармоники, что связано с индивидуальной особенностью). У V2, напротив, гармоники пульса с пальца более стабильны, чем с запястья, и по величине разброса схожи с центральным пульсом. Наконец, у V3 наблюдается одинаковый разброс $devL$ для периферических волн. Во всех случаях с увеличением номера гармоники (что соответствует более высоким частотам) нестабильность растет, и усиливаются индивидуальные особенности поведения вариальности.

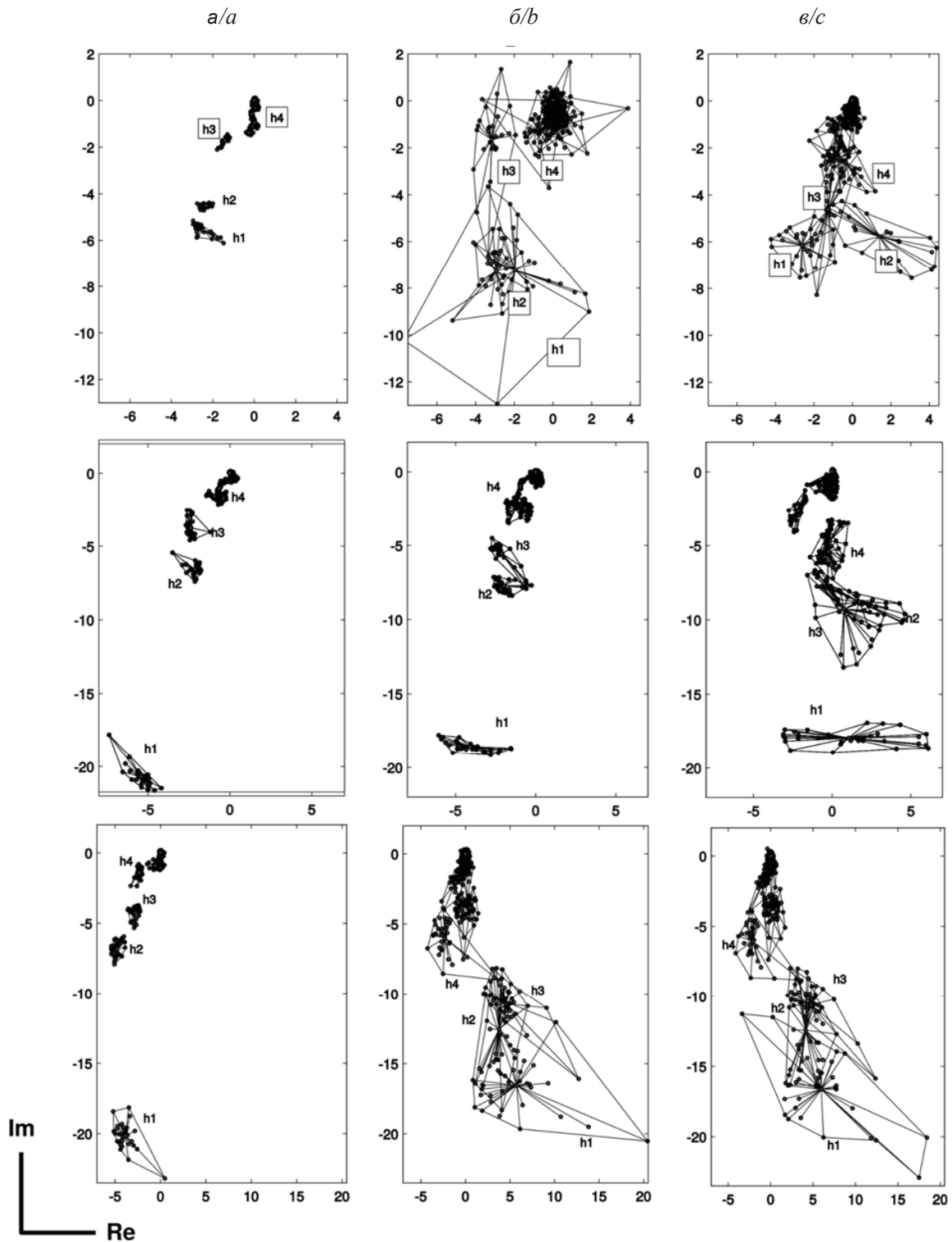


Рис. 5. Вариабельность гармоник пульсовых волн. Запись с аорты, пальца и запястья (колонки *a*, *б*, *в* соответственно) для волонтеров V1, V2, V3 (строчки). Черные точки соответствуют комплексным значениям гармоник $h1, \dots, hf$; серые линии визуализируют полигон, в пределах которого колеблется вектор гармоник; расстояния конца вектора от соответствующего среднего значения центра масс показаны пунктирными линиями

Fig. 5. Pulse wave harmonics variability. Recording from the aorta, finger and wrist (columns *a*, *b*, *c*, respectively) for volunteers V1, V2, V3. Black points correspond to the complex values of the harmonics $h1, \dots, hf$; gray lines visualize a polygon within which the harmonic vector fluctuates; the distances of the end of the vector from the corresponding mean value of the center of mass are shown with dashed lines

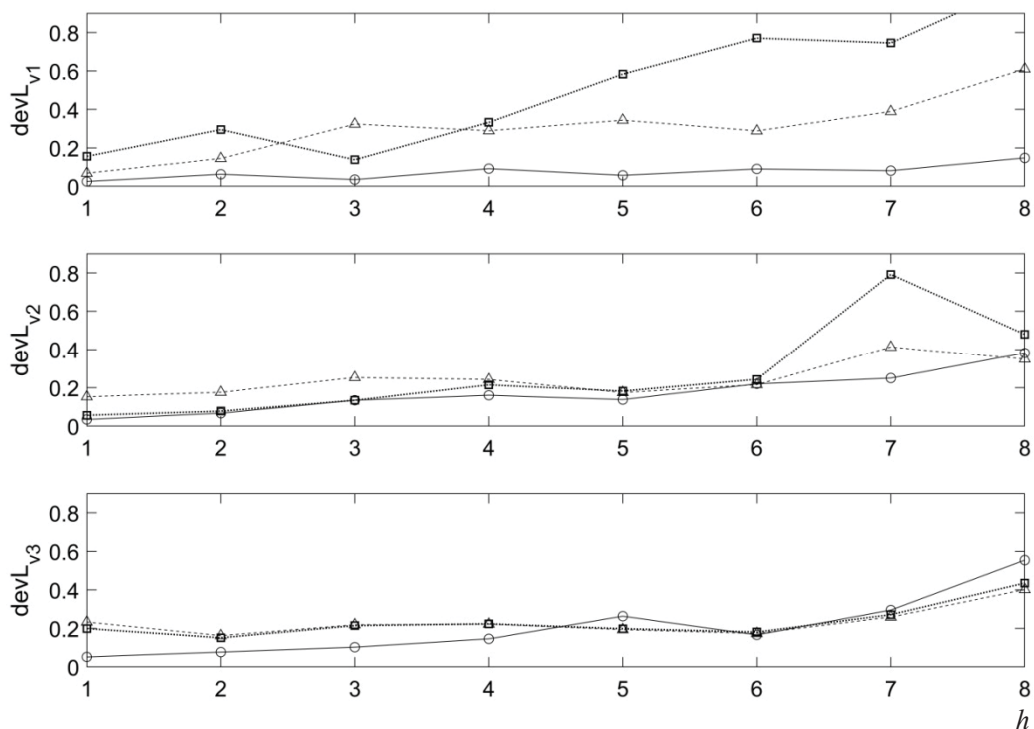


Рис. 6. Вариальность гармоник пульсовой волны в зависимости от их номера как среднее отклонение по 30 кардиоинтервалам: запись с аорты (○), пальца (□), лучевой артерии (△) для волонтеров V1 (верхняя панель), V2 (средняя), V3 (нижняя)

Fig. 6. Variability of pulse wave harmonics depending on number as an average deviation over 30 cardio intervals: recording from the aorta (○), finger (□), radial artery (△) for volunteers V1 (top panel), V2 (middle), V3 (bottom)

Подобные индивидуальные особенности вариальности гармоник дают разный вклад в общее распределение разброса $devL$. На рис. 4, б показаны усредненные по 16 волонтерам значения отклонений $devL$. Очевидно, что первые 4 гармоники центральной пульсовой волны заметно стабильнее соответствующих гармоник периферических волн. Далее, на 5-, 6-, 7-й гармониках, стабильность переходит к сигналу лучевой артерии, однако необходимо заметить, что соответствующие гармоники аортального уровня имеют малую амплитуду и мощность. Вариальность более высоких компонент превышает порог 0.5 от амплитуды самих гармоник, что определяет их нестабильность.

Выводы

Предложен, реализован и протестирован метод анализа вариальности формы пульсовой волны, основанный на гармоническом анализе передискретизованного сигнала по каждому из кардиоинтервалов, нацеленный на исследование вариальности формы пульсовой волны отдельно от вариальности ее ритма.

Проведенное исследование с использованием разработанного метода выявило существенные отличия в стабильности формы пульсовых волн, регистрируемых на разных участках сосудистого русла, что выражается в разной степени вариальности их основных компонент. Важно, что центральный пульс при этом имеет меньшее число значимых гармоник, по сравнению с дистальным, и на первых четырех гармониках, содержащих основную мощность сигнала, обладает большей стабильностью. Полученные количественные данные о стабильности гармоник центральной пульсовой волны могут быть использованы в ходе дальнейшего развития метода передаточной функции в задаче по восстановлению формы центрального пульса на основе дистальных измерений.

Сравнение пульса лучевой артерии с микроциркуляторным пульсом, регистрируемым на фаланге пальца, показало разный характер вариальности в зависимости от индивидуальных особенностей. Здесь следует подчеркнуть, что индивидуальные особенности вклада различных регуляторных механизмов в форму не позволяют отнести один из этих двух способов регистрации к наиболее стабильному.



В сравнении с получившимися распространение методами, такими как вейвлет-анализ или декомпозиция эмпирических мод, предложенный метод более узко специализирован в соответствии с задачей, для которой он разрабатывался – сопоставление степени вариабельности формы нескольких различающихся сигналов. Учитывая низкие вычислительные затраты и простую схему обработки, предполагаем, что предложенный метод может быть использован как численный метод анализа для оценки вариабельности формы сигнала пульсовых волн независимо от метода её регистрации.

Список литературы

1. *Рангайян Р. М.* Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2010. 440 с.
2. *Millasseau S. C., Ritter J. M., Takazawa K., Chowienczyk P. J.* Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger // *Journal of Hypertension*. 2006. Vol. 24, № 8. P. 1449–1456. DOI: 10.1097/01.hjh.0000239277.05068.87
3. *Korpas D., Halek J., Dolezal L.* Parameters describing the pulse wave // *Physiological Research*. 2009. Vol. 58, № 8. P. 473–482.
4. *Allen J.* Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28, № 3. R1–39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
5. *Лапунтан Д. Г., Глазков А. А., Рогаткин Д. А.* Оценка возрастных изменений эластичности стенок периферических сосудов методом фотоплетизмографии // *Медицинская физика*. 2020. Т. 87, № 3. С. 71–77.
6. *Takazawa K., Tanaka N., Fujita M., Matsuoka O., Saiki T., Aikawa M., Tamura S., Ibukiyama C.* Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform // *Hypertension*. 1998. Vol. 32, № 2. P. 365–370. DOI: 10.1161/01.HYP.32.2.365
7. *Imanaga I., Hara H., Koyanagi S., Tanaka K.* Correlation between wave components of the second derivative of plethysmogram and arterial distensibility // *Japanese Heart Journal*. 1998. Vol. 39, № 6. P. 775–784. DOI: 10.1536/ihj.39.775
8. *Баатыров Р. Т., Калинин М. Ю., Усанов А. Д., Добдин С. Ю., Скрипаль Ан. В.* Оценка величины обратного кровотока в артерии по второй производной пульсовой волны давления // *Известия Саратовского университета. Новая серия. Серия: Физика*. 2020. Т. 20, вып. 3. С. 178–182. DOI: 10.18500/1817-3020-2020-3-178-182
9. *Соколова И. В., Яруллин Х. Х.* Информативность метода двухкомпонентного анализа реограмм // *Клиническая медицина*. 1983. № 7. С. 94–101.
10. *Marcinkevics Z., Kusnere S., Aivars J. I., Rubins U., Zehtabi A. H.* The shape and dimensions of photoplethysmographic pulse waves: A measurement repeatability study // *Acta Universitatis Latviensis Biology*. 2009. Vol. 753. P. 99–106.
11. *Mamontov O. V., Shcherbinin A. V., Romashko R. V., Kamshilin A. A.* Intraoperative Imaging of Cortical Blood Flow by Camera-Based Photoplethysmography at Green Light // *Applied Sciences*. 2020. Vol. 10, № 18. P. 6192. DOI: 10.3390/app10186192
12. *Guchuk V. V.* Composite algorithm for separation of the periods of a pulse signal in medical diagnostics tasks // *Tenth International Conference «Management of Large-Scale System Development» (MLSD)*. 2017. P. 1–4. DOI: 10.1109/MLSD.2017.8109635
13. *Десова А. А., Гучук В. В., Покровская И. В., Дорофеев А. А.* Интеллектуальный анализ квазипериодических биосигналов в задачах медицинской диагностики (на примере пульсового сигнала) // *Автоматика и телемеханика*. 2018. № 11. С. 3–15. DOI: 10.31857/S000523100002773-4
14. *Desova A. A., Guchuk V. V., Dorofeyuk A. A.* A new approach to pulse signal rhythmic structure analysis // *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*. 2014. Vol. 14, № 2. P. 148–158. DOI: 10.1504/IJBET.2014.059344
15. *Nishijima T., Nakayama Y., Tsumura K., Yamashita N., Yoshimaru K., Ueda H., Yoshikawa J.* Pulsatility of ascending aortic blood pressure waveform is associated with an increased risk of coronary heart disease // *American Journal of Hypertension*. 2001. Vol. 14, № 5. P. 469–473. DOI: 10.1016/S0895-7061(00)01288-7
16. *Safar M. E., Blacher J., Pannier B., Guerin A. P., Marchais S. J., Guyonvare'h P. M., London G. M.* Central pulse pressure and mortality in end-stage renal disease // *Hypertension*. 2002. Vol. 39, № 3. P. 735–738. DOI: 10.1161/hy0202.098325
17. *Roman M. J., Devereux R. B., Kizer J. R., Lee E. T., Galloway J. M., Ali T., Howard B. V.* Central pressure more strongly relates to vascular disease and outcome than does brachial pressure: The Strong Heart Study // *Hypertension*. 2007. Vol. 50, № 1. P. 197–203. DOI: 10.1161/hy0202.098325
18. *Кобалава Ж. Д., Ахметов П. Е., Котовская Ю. В.* Артериальная ригидность и центральное давление: новые патофизиологические и лечебные концепции // *Артериальная гипертензия*. 2010. Vol. 16, № 2. С. 126–133.
19. *Miyashita H.* Clinical assessment of central blood pressure // *Current Hypertension Reviews*. 2012. Vol. 8, № 2. P. 80–90. DOI: 10.2174/157340212800840708
20. *Agnoletti D., Zhang Y., Salvi P., Borghi C., Topouchian J., Safar M. E., Blacher J.* Pulse pressure amplification, pressure waveform calibration and clinical applications // *Atherosclerosis*. 2012. Vol. 224, № 1. P. 108–112. DOI: 10.1016/j.atherosclerosis.2012.06.055
21. *Chen C. H., Nevo E., Fetics B., Pak P. H., Yin F. C., Kass D. A., Maughan W. L.* Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure: Validation of generalized transfer function // *Circulation*. 1997. Vol. 95, № 7. P. 1827–1836. DOI: 10.1161/01.CIR.95.7.1827
22. *Hope S. A., Meredith I. T., Cameron J. D.* Arterial transfer functions and the reconstruction of central aortic waveforms: Myths, controversies and misconceptions // *Journal of Hypertension*. 2008. Vol. 26, № 1. P. 4–7. DOI: 10.1097/HJH.0b013e3282f0c9f5
23. *Кузнецов Н. А., Синуцын И. Н.* Развитие теоремы отсчетов Котельникова // *УФН*. 2009. Т. 179, № 2. С. 216–218. DOI: 10.3367/UFNr.0179.200902j.0216



References

- Rangayyan R. M. *Analiz biomedicinskih signalov. Prakticheskiy podhod* [Biomedical Signal Analysis. A Case-Study Approach]. Moscow, FIZMATLIT Publ., 2010. 440 p. (in Russian).
- Millasseau S. C., Ritter J. M., Takazawa K., Chowienczyk P. J. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger. *Journal of Hypertension*, 2006, vol. 24, no. 8, pp. 1449–1456. DOI: 10.1097/01.hjh.0000239277.05068.87
- Korpas D., Halek J., Doležal L. Parameters describing the pulse wave. *Physiological Research*, 2009, vol. 58, no. 8, pp. 473–482.
- Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, no. 3, R1–39. DOI: 10.1088/0967-3334/28/3/R01
- Lapitan D. G., Glazkov A. A., Rogatkin D. A. Evaluation of the age-related changes of elasticity of peripheral vascular walls by photoplethysmography. *Medicinskaya fizika* [Medical Physics], 2020, vol. 3, no. 87, pp. 71–77 (in Russian).
- Takazawa K., Tanaka N., Fujita M., Matsuoka O., Saiki T., Aikawa M., Tamura S., Ibukiyama C. Assessment of vasoactive agents and vascular aging by the second derivative of photoplethysmogram waveform. *Hypertension*, 1998, vol. 32, no. 2, pp. 365–370. DOI: 10.1161/01.HYP.32.2.365
- Imanaga I., Hara H., Koyanagi S., Tanaka K. Correlation between wave components of the second derivative of plethysmogram and arterial distensibility. *Japanese Heart Journal*, 1998, vol. 39, no. 6, pp. 775–784. DOI: 10.1536/ihj.39.775
- Baatyrov R. T., Kalinkin M. Yu., Usanov A. D., Dobdin S. Yu., Skripal An. V. Estimation of the Value of Reverse Blood Flow in the Artery by the Second Derivative of the Pulse Pressure Wave. *Izvestiya of Saratov University. New Series. Series: Physics*, 2020, vol. 20, iss. 3, pp. 178–182 (in Russian). DOI: <https://doi.org/10.18500/1817-3020-2020-20-3-178-182>
- Sokolova I. V., Yarullin X. X. Informative value of the two-component rheogram analysis method. *Klinicheskaya Medicina* [Clinical Medicine], 1983, no. 7, pp. 94–101 (in Russian).
- Marcinkevics Z., Kusnere S., Aivars J. I., Rubins U., Zehtabi A. H. The shape and dimensions of photoplethysmographic pulse waves: A measurement repeatability study. *Acta Universitatis Latviensis Biology*, 2009, vol. 753, pp. 99–106.
- Mamontov O. V., Shcherbinin A. V., Romashko R. V., Kamshilin A. A. Intraoperative Imaging of Cortical Blood Flow by Camera-Based Photoplethysmography at Green Light. *Applied Sciences*, 2020, vol. 10, no. 18, pp. 6192. DOI: 10.3390/app10186192
- Guchuk V. V. Composite algorithm for separation of the periods of a pulse signal in medical diagnostics tasks. *Tenth International Conference Management of Large Scale System Development (MLSD)*, 2017, pp. 1–4. DOI: 10.1109/MLSD.2017.8109635
- Desova A., Guchuk V., Pokrovskaya I., Dorofeyuk A. Intelligent Analysis of Quasiperiodic Biosignals in Medical Diagnostic Problems (with the Example of a Pulse Signal). *Avtomatika i Telemekhanika* [Automation and Telemechanics], 2018, no. 11, pp. 3–15 (in Russian). DOI: 10.31857/S000523100002773-4
- Desova A. A., Guchuk V. V., Dorofeyuk A. A. A new approach to pulse signal rhythmic structure analysis. *International Journal of Biomedical Engineering and Technology*, 2014, vol. 14, no. 2, pp. 148–158. DOI: 10.1504/IJBET.2014.059344
- Nishijima T., Nakayama Y., Tsumura K., Yamashita N., Yoshimaru K., Ueda H., Yoshikawa J. Pulsatility of ascending aortic blood pressure waveform is associated with an increased risk of coronary heart disease. *American Journal of Hypertension*, 2001, vol. 14, no. 5, pp. 469–473. DOI: 10.1016/S0895-7061(00)01288-7
- Safar M. E., Blacher J., Pannier B., Guerin A. P., Marchais S. J., Guyonvarc'h P. M., London G. M. Central pulse pressure and mortality in end-stage renal disease. *Hypertension*, 2002, vol. 39, no. 3, pp. 735–738. DOI: 10.1161/hy0202.098325
- Roman M. J., Devereux R. B., Kizer J. R., Lee E. T., Galloway J. M., Ali T., Howard B. V. Central pressure more strongly relates to vascular disease and outcome than does brachial pressure: The Strong Heart Study. *Hypertension*, 2007, vol. 50, no. 1, pp. 197–203. DOI: 10.1161/hy0202.098325
- Kobalava Z. D., Kotovskaya Yu. V., Akhmetov R. E. Arterial rigidity and central pressure: novel aspects of pathophysiology and therapy. *Arterial'naya Gipertenziya* [Arterial Hypertension], 2010, vol. 16, no. 2, pp. 126–133 (in Russian).
- Miyashita H. Clinical assessment of central blood pressure. *Current Hypertension Reviews*, 2012, vol. 8, no. 2, pp. 80–90. DOI: 10.2174/157340212800840708
- Agnoletti D., Zhang Y., Salvi P., Borghi C., Topouchian J., Safar M. E., Blacher J. Pulse pressure amplification, pressure waveform calibration and clinical applications. *Atherosclerosis*, 2012, vol. 224, no. 1, pp. 108–112. DOI: 10.1016/j.atherosclerosis.2012.06.055
- Chen C. H., Nevo E., Fetics B., Pak P. H., Yin F. C., Maughan W. L., Kass D. A. Estimation of central aortic pressure waveform by mathematical transformation of radial tonometry pressure: Validation of generalized transfer function. *Circulation*, 1997, vol. 95, no. 7, pp. 1827–1836. DOI: 10.1161/01.CIR.95.7.1827
- Hope S. A., Meredith I. T., Cameron J. D. Arterial transfer functions and the reconstruction of central aortic waveforms: Myths, controversies and misconceptions. *Journal of Hypertension*, 2008, vol. 26, no. 1, pp. 4–7. DOI: 10.1097/HJH.0b013e3282f0c9f5
- Kuznecov N. A., Sinicyn I. N. Development of the Kotelnikov counting theorem. *Physics Uspekhi*, 2009, vol. 179, no. 2, pp. 216–218 (in Russian). DOI: 10.3367/UFNr.0179.200902j.0216

Поступила в редакцию 31.10.2020, после рецензирования 21.12.2020, принята к публикации 21.01.2021

Received 31.10.2020, revised 21.12.2020, accepted 21.01.2021