Исследование параметров фотоплетизмографических сигналов, в наибольшей степени связанных с артериальным давлением

Петренко П.Б.¹

КБ "Синергия", Центр обработки сигналов, г. Санкт-Петербург, Россия

Аннотация В статье рассмотрено математическое описание пульсовых волн как нестационарных процессов. Проведен анализ контурных параметров пульсовых волн с использованием авторегресситонных моделей, теорий кепстрального и фрактального анализа. Адекватность моделей подтверждена на основе критериев Акаике и Байеса. Выявлен состав параметров пульсовых волн, в наибольшей степени вязанных с артериальным давлением человека, которые можно получить с помощью сенсорных систем мониторинга фотоплетизмографических сигналов.

Ключевые слова: пульсовая волна фотоплетизмограммы, контурные параметры пульсовых волн, артериальное давление, кепстральный анализ, мультифрактальный анализ.

введение

Вариабельность артериального давления (ВАД) в настоящее время является фактором риска сердечно-сосудистых заболеваний [1]. Подтверждено, что любая по времени вариабельность артериального давления вызывает гипертрофию левого желудочка, повышение жёсткости сосудов, поражение почек и вызывает гипертонию. Доказано, что неинвазивный непрерывный мониторинг артериального давления лучше выявляет причины заболевания, чем клинические [2]. В работах [3], [4], выявлены преимущества использования фотоплетизмографических сигналов (ФПГ) для косвенной оценки артериального давления (АД). Фотоплетизмограмма имеет широкий потенциал в клинических применениях благодаря своей простоте и неинвазивности и может использоваться в дополнение к оценке АД [5].

В нескольких исследованиях были предприняты подходы к непосредственной оценке АД с помощью ФПГ. Метод, предложенный в [6] заключался в использовании регрессионной модели для определения взаимосвязи между амплитудой частоты сердечных сокращений и ВАД. В этой работе установлено, что амплитуда пульса демонстрирует значительно более высокую когерентность и корреляцию с непрерывным измерением систолического артериального давления, чем время прихода импульса. Но следует отметить, что при оценке диастолического артериального давления этот метод не особенно эффективен [7], поскольку регрессия не обладает памятью, и не может учитывать задержку между сердечными сокращениями и АД.

Обработка и анализ ФПГ сигналов находят широкое применение в кардиологической диагностике, изучении гемодинамических процессов в артериальном русле человека [8] и мониторинге частоты дыхания [9]. В большей части работ, например в [10], рассмотрены методы контурного анализа пульсограмм и определение первичных амплитудно-временных параметров контроля работы сердечно-сосудистой системы пациента. Известны работы [11]-[13], в которых на основе моделей геодинамики [5] предприняты попытки восстановления кровотока в сердечно-сосудистой системе и контроля артериального давления. В работе [14] решался вопрос: может ли фотоплетизмография заменить измерение артериального давления при оценке

¹ E-mail: ppb323@mail.ru

ФПГ? Было показано, что амплитуды волн ФПГ не могут быть использованы для замены амплитуд АД, хотя существует сходство между их морфологиями. Работа [15] подтверждает, что на современном уровне технологии сигналы ФПГ могут быть использованы для оценки АД, но только вместе с другими биосигналами.

Следует отметить статью [16], где предложен алгоритм мониторинга послеударного изменения артериального давления по времени распространения пульсовой волны (ВРПВ) в комплексе с разработанным макетом устройства регистрации биологических сигналов [17]. Оценка АД проводилась по упрощенной модели зависимости АД от ВРПВ, используя ЭКГ и ФРГ сигналы, погрешность расчетных значений АД не превысила 2%. Предложенный алгоритм перспективен, но как справедливо указано в выводах, он требует доработки. Проблема, вероятно, связана с необходимостью определения способа задания исходных данных по параметрам эластичности сосудов, плотности крови и характеристикам сосудов, так как эти данные индивидуальны для каждого пациента. Кроме того, для оценки эффективности предложенного метода необходимо провести испытания на репрезентативной группе пациентов с соответствующей статистической обработкой результатов.

В работе [18] предложили связать артериальное давление АД и скорость пульсовой волны в артериях человека с помощью гиперэластичной модели Фунга [19] для непрерывного, безманжетного и неинвазивного мониторинга давления. В опубликованных комментариях к этому методу [20] указан ряд замечаний относительно принятых допущений и предложено другое соотношение давления со скоростью пульсовой волны.

Положительное решение проблемы связи ФПГ и АД позволит найти замену параметров АД неинвазивным образом за счет обработки ФПГ.

Учитывая это, цель настоящей статьи состоит в определение параметров пульсовых волн, в наибольшей степени коррелирующих с артериальным давлением. Предложено для определения таких параметров фотоплетизмографических сигналов использовать теорию кепстрального и мультифрактального анализа и использовать математическое описание пульсовых волн на основе авторегрессионных моделей.

Вклад этой статьи видится следующим образом:

- выявлен состав контурных и мультифрактальных признаков, наиболее связанных с артериальным давлением;
- на основе мультифрактального анализа найдены отличительные признаки различения кластеров испытуемых, разделенных по возрасту и росту;

Оставшаяся часть статьи построена следующим образом: во втором разделе предложена методика для определения параметров пульсовых волн, коррелирующих с артериальным давлением. В третьем разделе приведены результаты исследований, в четвертом разделе даны выводы по результатам работы.

ТЕОРЕТИЧЕСКАЯ ЧАСТЬ

Разработана методика оценки параметров фотоплетизмографических сигналов, в наибольшей степени связанных с артериальным давлением.

Методика предполагает:

- определение контурных параметров для каждого временного ряда пульсовой волны и вычисление статистических характеристик (среднего значения, СКО, вариации, эксцесса и доверительных границ для этих статистик);
- проверку причинно-следственной связи между рядами давлений, соответствующих пульсовым волнам и временными рядами статистик контурных признаков на основе критерия Грейнджера;
- вычисление кепстральных коэффициентов для статистик контурных признаков пульсовых волн и выполнение мультифрактального анализа для временных рядов пульсовых волн.

В тесте Грейнджера [21] проверяется гипотеза: состоят ли в причинной связи по отношению друг к другу ряды давления пульсовых волн $D = \begin{bmatrix} d_1, d_2, ..., d_n \end{bmatrix}_{\mathcal{U}}$ соответствующие им временные ряды контурных признаков $P = \begin{bmatrix} p_1, p_2, ..., p_n \end{bmatrix}$. Между этими рядами существует причинная связь, если вариация ошибки прогноза \overline{P}_{1m+1} меньше, чем при прогнозе ряда соответствующего контурного признака, то есть:

$$E\left\{\left(\bar{p}_{1m+1} - p_{1m+1}\right)^{2} | \left[p_{1}, p_{2}, \dots, p_{n}\right], \left[d_{1}, d_{2}, \dots, d_{n}\right]\right\} \le E\left(\bar{p}_{1m+1} - p_{1m+1}\right)^{2} | \left[p_{1}, p_{2}, \dots, p_{n}\right]$$

Для проверки гипотезы в методике применяется F-критерий Фишера при заданном уровне доверительной вероятности. Считается, что если значение критерия $F > tz_{\alpha}$, где tz_{α} статистика при заданном уровне доверительной вероятности α , то между рядом давления и рядом данного контурного признака есть причинно-следственная связь. В исследовании принимались два значения доверительной вероятности: 0.9 и 0.95, соответственно уровень значимости $\alpha = 0.1$; 0.05.

Для математического описания пульсовых волн выбрана авторегрессионная модель скользящего среднего с учетом сезонной составляющей ARIMA (*p*, *d*, *q*), где *p* – порядок авторегрессии, *d*- порядок скользящего среднего, *q*- порядок разности. Идентификация параметров модели проводилась на основе уравнения Юла-Уокера и исследования поведение корреляционной и частичной автокорреляционной функций временного ряда. Показана адекватность модели АRIMA (3,1,2) на основе критериев Акаике и Байеса. Гипотеза о нестационарности пульсовых волн подтверждена по тесту Дика-Фуллера.

Применение кепстральных оценок позволяет разложить сложные колебания на составляющие, которые являются результатом их свертки или произведения. Кепстр является энергетическим спектром логарифма $\ln[S(\omega)]^2$:

$$C_{s}(q) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \ln[S(\omega)^{2}] e^{i\omega t} d\omega$$

Кепстральные коэффициенте метода линейного предсказания могут быть записаны в виде $c_n = \sum_{k=1}^{K} (\log S(k)) e^{ikn}$ их удобно вычислить параметры авторегрессионной модели: $\{a\}_{k=1}^{p}$

$$c(n) = \begin{cases} 0, & n < 0 \\ a_n + \sum_{k=1}^{n-1} c(k) a_{n-k}, & 0 < n < p \\ \sum_{k=n-p}^{n-1} \left(\frac{k}{n}\right) c(k) a_{n-k}, & n < p \end{cases}$$

Для анализа пультовых волн использовались 40 первых кепстральных коэффициентов.

Для исследования свойств пульсовых волн применен мультифрактальный анализ, способностью исследовать которые обусловлено сигналы, близки что K характеристикам шума. Показателем сложности процесса является фрактальная размерность (ФР) D [22], по величине которой можно оценить нестабильность процесса. Для метода нормированного размаха [23] ФР связана с показателем Херста следующим образом: D = 2 - H. Применительно к временным рядам фрактальная размерность служит показателем персистентности ряда. Показатель Херста Н характеризует динамику процесса, количественно определяет относительную тенденцию временного ряда либо к регрессии к среднему значению, либо к группировке в определённом направлении и представляет собой степень самоподобия процесса. Он может быть вычислен на основе следующей схемы [23], [24]:

$$H = \frac{\ln(W(\omega))}{\ln(an)},$$

rige

$$W(\omega) = \frac{R(\omega)}{S(\omega)},$$

$$R(\omega) = \max_{\omega} \left\{ \sum_{t \ni \omega} [y(t) - \bar{y}] \right\} - \min_{\omega} \left\{ \sum_{t \ni \omega} [y(t) - \bar{y}] \right\}$$

$$S(\omega) = \sqrt{\frac{1}{n-1} \sum_{t \ni \omega} [y(t) - \bar{y}]^2}, \ \bar{y}, R, S - (\omega)$$

соответственно среднее значение функции y(t) исходного временного ряда при $t \ni \left\{ t_1, t_2, \dots, t_n | \left(t_i < t_{i+1}, i=1, \dots, n; \Delta t = \frac{\left(t_n - t_1 \right)}{m} \right) \right\}$, ее наибольший размах и стандартное отклонение на заданном интервале; W - iнормированный размах; a - i заданный эмпирический коэффициент, значение которого варьируется в диапазоне от 0.5 до $\tau/2$, $\omega \in (t_1, t_n)$, m - i заданный целочисленный параметр.

На рис. 1а показана экспонента Херста для одной из пульсовых волн. Для исследования пульсовых волн использовался метод мультифрактального детрендированного флуктуационного анализа [22]. На первом этапе исходный временной ряд разбивался на *N* сегментов длиной *s*, причем размеры сегментов выбирались из соображений обеспечения стабильного определения СКО и флуктуационной функции [25]

$$F(s) = \frac{1}{s} \sum_{i=1}^{s} (y(t) - Y_m(t))^2,$$

где локальный полиномиальный ряд в пределах данного сегмента. При этом размер сегмента составлял не менее 1/10 от размера выборки исходного ряда, что обеспечивало как минимум 10 сегментов при вычислении F(s). Далее функция $F^2(t)$ усреднялась по всему ряду y(t). Для процессов с фрактальными свойствами F(s) возрастает с увеличением размера сегмента, а линейная зависимость $\log F(s)_{M} - \log(s)$ свидетельствует о масштабной инвариантности $F(s) \sim s^{H(q)}$. Далее вычисляли зависимость F(s) от параметра q:

$$F(s)_{q} = \left\{\frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N}F^{2}(s)^{\frac{q}{2}}\right\}^{\frac{1}{q}}$$



Рис.1. Мультифрактальные характеристики пульсовых волн: а) график коэффициента Херста для пульсовой волны; б) график экспоненты Херста и ее 1-я и 2-я производные (t1 и t2 – точки перегиба, R1 и R2 – радиусы кривизны); в) скейлинговая экспонента временного ряда; г) мультифрактальный спектр пульсовой волны.

Для того, чтобы выяснить нестационарные особенности пульсовых волн использовались сегменты пульсовых волн различной длины. Для каждого варианта при выборе размера сегмента вычислялся весь набор фрактальных характеристик.

Пульсовые волны обладают мультифрактальными свойствами и поэтому допускают разложение на участки с различными локальными масштабными свойствами и могут характеризоваться спектром скейлинговых показателей. Для оценки неоднородности характеристик пульсовых скейлинговая волн экспонента определяется как $\tau(\bar{q}) = D(q-1) = qH-1.$ Она характеризует неоднородность ряда И для самоподобного процесса является линейной функцией. График скейлинговой экспоненты для одной из пульсовых волн представлен на рис.1в. Кроме того, вычислялась важная характеристика – мультифрактальный спектр сингулярностей (рис. 1г). Он представляет собой преобразование Лежандра от скейлинговой экспоненты: где

 $Dq(\alpha) = q\alpha - \tau(q), \quad \alpha = \frac{d\tau}{dq}.$

Максимум функции мультифрактального спектра при некотором α_0 совпадает с Хаусдорфовой размерностью самого носителя меры и может быть применим для определения размерность подмножества в метрическом пространстве. Функция Dq является выпуклой, она характеризуется шириной спектра hq, асимметрией и абсциссой максимума.

Получены оценки мультифрактального спектра непосредственно из локальной флуктуации показателя Херста, который определялся из СКО для каждого сегмента пульсовой волны. Ширина и форма мультифрактального спектра отражают временную вариацию локального показателя Херста или другими словами, - вариацию по времени структуры локального масштаба временного ряда. По результатам анализа составлен набор мультифрактальных признаков пульсовых волн, которые были проверены на связь с артериальным давлением.

ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ЧАСТЬ

При проведении исследований использовались следующие наборы фотоплетизмограмм:

- ограниченная выборка из базы данных PPG-BP [26], содержащий 657 записей данных от 219 участников. Набор данных охватывает возрастной диапазон от 20 до 89 лет;
- ограниченная выборка из базы данных MIMIC II Waveform [27], [28]. Эта база является одной из двух баз данных MIMIC II и содержит несколько тысяч записей непрерывно оцифровываемых физиологических сигналов и одновременно записанных временных рядов физиологических измерений.

Из указанных баз данных использованы 120 пульсовых волн, относящихся к пациентам, которые находились в спокойном состоянии в положении сидя. Данные о возрасте, весе и росте испытуемых, артериальном давлении были известны. Участвующие в испытаниях люди для проведения обработки и анализа результатов распределены на 9 кластеров по возрасту и росту (рис. 2).

Пульсовые волны являются результатом суммирования прямой и отраженной волн. Пульсовая волна зависит не только от артериальной регидности и сосудистого тонуса, но и других параметров, включая частоту пульса. Контур пульсовой волны, соответствующий диастоле, который в свою очередь, зависит от времени и амплитуды волны отражения, напрямую зависит от ригидности и сосудистого тонуса. Артериальное давление напрямую зависят от интенсивности наполнения кровеносных сосудов и скорости распространения пульсовой волны. Динамические процессы, протекающие в сердечно-сосудистой системе, определяют контур пульсовой волны и ее параметры. На основе анализа опубликованных результатов медицинских исследований [10], [29] определен состав основных контурных параметров пульсовой волны (рис. 3):

10), [20] определе $A_p = \left(\frac{A3}{A1}\right) 100\%$ и амплитуда первой производной пульсовой волны в точке перегиба переднего фронта A_{fg} .



Рис.2. График распределения испытуемых по кластерам, согласно их возрасту (ось ординат) и росту (ось абсцисс).

Начальная точка артериального пульса обозначена на графике как t_{21} ; первая (основная) сфимографическая волна, которая вызвана выбросом из левого желудочка сердца, соответствует точке t_{11} . Когда клапан аорты закрывается, точка t_0 является точкой перегиба переднего фронта систолической волны и соответствует окончанию процесса кровенаполнения сосудов. Параметры y_5 и A_{fg} связанны с процессом кровенаполнения сосудов, параметры A_4 и A_p зависят от скорости пульсовой волны и эластичности сосудов, а параметр y_2 определяется величиной пульса.



Рис.3. Изображение типичной пульсовой волны с указанными контурными параметрами

В результате анализа установлено, что наиболее значимыми параметрами (эти параметры отмечены в таблицах 1 и 2 знаком *), которые проявляют причинноследственную связь с давлением являются: y1, y2, y5, y6, A_{fg} и Ap. Им соответствуют б о́льшие значения F- критерия.

Получены оценки интегральной функции для кепстральных коэффициентов статистик контурных признаков. После этого проведена проверка теста Грейнджера для кепстральных коэффициентов.

Результаты оценки кепстральных коэффициентов для контурных признаков пульсовых волн подтверждают связь параметров у2, у4, у5, у5 и A_{fg} с преимущественно с диастолическим давлением.

Таблица 1. Результаты проверки теста Грейнджера для интегральных значений кепстральных коэффициентов статистик контурных признаков при $\alpha = 0.1, tz_{\alpha} = 2.7199$

Контурные	F- критерий	F- критерий		
признаки	систолическое	диастолическое		
	давление	давление		
y2*	0.680	2.7826*		
y1	0.8444	1.8652		
y4*	0.4767	2.8267*		
y6*	3.670*	2.9537*		
y5*	0.3969	4.0138*		
y3	0.3644	1.0906		
Ap	0/2936	0.9580		
A_{fg}^*	1.9420	4.2601*		
A4	0.2994	0.9692		

В ходе мультифрактального анализа рассмотрены следующие характеристики признаков пульсовых волн:

- 8 параметров экспоненты Херша: два радиуса вектора (rh2, rh3), проведенные из начала координат к 2-м характерным точкам (рис. 1a); два угла (alh2, alh3) между векторами и осью абсцисс; значения ординат (Hq2- Hq3) и абсциссы точек B, C экспоненты (qs2- qs3);
- 6 параметров скейлинговой экспоненты: два радиуса вектора (r2 и r3), проведенные в точки В и С (*puc.1в*) и два соответствующих угла между векторами и осью абсцисс (als2, als3); две ординаты точек В и С скейлинговой экспоненты (tq2, tq3).
- 9 параметров мультифрактального спектра: три радиуса вектора (rm1-rm3), проведенных из начала координат к точкам А, В и С (рис.1г) и три соответствующих угла между указанными векторами и осью абсцисс (alm1-alm3); ширина спектра (DelS), асимметрия (asS), и абсцисса максимума спектра (xS).

Радиусы кривизны экспоненты Херша найдены из соотношения

$R(t_0) = \left[h''(t_0) / (1 + [y'(t_0)]^2)^{3/2}\right]^{-1}.$

Для результатов мультифрактального анализа проведена проверка теста Грейнджера выше мультифрактальных параметров между рядами указанных И рядами систолического и диастолического давлений. В качестве примера для II кластера испытуемых результаты расчетов представлены в табл. 2. Значимыми признаками являются, как следует из таблицы, ордината точки перегиба кривой экспоненты Херста, кривой скейлинговой экспоненты. \mathbf{q}_{TO} ордината точки изгиба касается мультифрактального спектра, то почти все параметры демонстрируют близость к диастолическому давлению. Наиболее ценные параметры мультифрактального спектра - это первый радиус вектор (он определяет сдвиг спектра по оси абсцисс), 2-й и 3-й угол между векторами от критических точек на график спектра и осью абсцисс (эти углы определяют размах спектра), а также ширина спектра, абсцисса максимума и величина асимметрии кривой.

Результаты исследования мультифрактальных параметров позволяют сделать выводы, что почти все параметры мультифрактального спектра для II кластера связаны с артериальным давлением, и все характеристики, относящиеся к мультифрактальному анализу, отражают связи с диастолическим давлением. Возраст этой группы испытуемых составлял 50-70 лет, а рост 160-180 см.

Следует отметить, что для II кластера все параметры относительно диастолического давления являются значимыми. Что касается параметров контурных

параметров, то наиболее информатимыми являются величина радиуса вектора до точки перегиба экспоненты Херша и значения ординат точки перегиба кривой и конечной точки графика.

Таблица 2. Результаты применения критерия Грейнджера для проверки значимости параметров экспоненты Херста, скейлинговой экспоненты и мультифрактального спектра по отношению к систолическому и диастолическому давлениям для II кластера при $\alpha = 0.1$, $tz_{\alpha} = 2.8353$

Экспоненты Херста		Скейлинговая экспонента			Мультифрактальный спектр			
Параметр	SBP	DBP	Параметр	SBP	DBP	Параметр	SBP	DBP
rh2*	2.7153*	6.3003*	rs2	0.0018	5.0750*	rm1	1.2330	6.2726*
rh3	5.4667*	7.2604*	rs3*	5.5617*	7.2976*	rm2*	3.0047*	6.4481*
alh2	0.0017	5.0750*	als2	0.0018	5.0750*	rm3*	5.2310*	6.8179*
alh3	5.6485	7.3298*	als3*	5.6448*	7.3298*	alm1*	2.4449*	6.8190*
Hq2*	2.7153*	3.8693*	tq2	0.4766	5.8694*	alm 2*	3.2651*	6.4145*
Hq3*	5.5446*	6.3003*	tq3	0.0018	5.07 50*	alm 3	0.4949	5.4113*
qs2	0.5502	6.3003*				Dels*	7.1353*	12.9627*
qs3	2.7153*	7.2604*				xS*	3.0226*	6.4458*
						asS*	1.5959*	6.5449*

Для оценки возможности идентификации кластеров, на рис.4, рассмотрены три кластера с наибольше количеством пульсовых волн. К ним относятся кластеры V (31 пульсовых волн), II (21 пульсовая волна) и кластер VI (16 пульсовых волны).



Рис.4. Графики значений F-критерия (а) по результатам проверки значимости RMS и (б) моды локальных флуктуаций Херста систолического давления для II, V и VI кластеров

На этом рисунке показаны результаты вычисления F-критерия для проверки значимости среднеквадратичного значения (RMS) (обычно применяется для вычисления средней вариации биомедицинских временных рядов) и моды локальных флуктуаций Херста, вычисленные для 10 сегментов временных рядов для трех кластеров. Для более молодой группы испытуемых (VI кластер) признаки сгруппированы плотнее и их дисперсии меньше, что приводит к более сложной классификации признаков и к меньшему числу значимы признаков. Кластеры V и VI по величине моды не идентифицируются, соответствующие пульсовые волны получены для испытуемых с одинаковым возрастом. На рис. 5 показаны результаты исследования возможности разделения II, V и VI кластеров по ширине мультифрактального спектра и модулю 3-го радиуса вектора экспоненты Херша. Ширина мультифрактального спектра является более существенным признаком для идентификации пульсовых волн, принадлежащих

различным кластерам, видно, что разделение пульсовых волн в этих кластерах четкое (рис. 5а).



Рис.5. Графики разделения II, V и VI кластеров (а) по ширине мультифрактального спектра и (б) модулю 3-го радиуса вектора экспоненты Херша. А1 и А2 - области неопределенности при разделении кластеров на рис. 5б.

Разделение кластеров пульсовых волн по 3-му радиусу вектору экспоненты Херша более сложное, пульсовые волны кластеров по этому параметру сгруппированы теснее и существует области неопределенности, на рис. 56, идентификация пульсовых волн указанных кластеров невозможна.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В статье исследованы параметры фотоплетизмографических сигналов, в наибольшей степени связанные с артериальным давлением. Использовано математическое описание волн на основе авторегрессионных моделей. Разработано программное обеспечение для оценки контурных и фрактальных признаков пульсовых волн для оценки их характерных свойств как нестационарных мультифрактальных процессов.

Экспериментальная проверка разработанной методики на большом объеме данных позволила выявить состав признаков, наиболее связанных с артериальным давлением. К числу контурных признаков пульсовых волн, обладающих указанным свойством, относятся: расстояние между максимумами амплитуд пульсовых волн, интервал между максимумом диастолической волны и дикротической впадиной, расстояние от начала координат систолической волны до точки перегиба переднего фронта, отношение амплитуд дикротической и анакротической волн и амплитуда 1-й производной пульсовой волны в точке перегиба переднего фронта систолической волны.

Из мультифрактальных характеристик следует отметить: параметры экспонента Херста (модули радиусов векторов, соединяющие начало координат с начальной и конечной точкой экспоненты и соответствующие углы наклона этих векторов), параметры скейлинговой экспоненты (модуль радиуса вектора, соединяющий начало координат с конечной точкой экспоненты и соответствующий угол наклона этого вектора). Почти все параметры мультифрактального спектра для группы испытуемых в возрасте 50-70 лет с ростом 160-180 см. связаны с артериальным давлением.

Наиболее значимыми параметрами мультифрактального ширина спектра, абсцисса максимума спектра и величина асимметрии спектра.

Ширина мультифрактального спектра является более существенным признаком для идентификации пульсовых волн, принадлежащих различным кластерам испытуемых.

В дальнейшем целесообразно разработать алгоритмы для определения давления по найденным контурным и мультифрактальным признакам с помощью обучения экспертной системы.

КОНФЛИКТ ИНТЕРЕСОВ

Автор статьи подтвердил отсутствие конфликта интересов, о котором необходимо сообщить.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

- Parati G., Valentini M., Bursztyn M., Parati G., Stergiou G. S., Vinyoles E., Segura J., Gorostidi M., Ruilope L. M.. Prognostic Relevance of Blood Pressure Variability. *Hypertension*. 2006. V. 47, No. 2. PP. 137-138. doi:10.1161/HYPERTENSIONAHA.124.22716
- Dolan E., Stanton A., Thijs L., Hinedi K., Atkins N., McClory S., Hond E. D., McCormack P., Staessen J. A., O'Brien E. Superiority of Ambulatory Over Clinic Blood Pressure Measurement in Predicting Mortality. *Hypertension*. 2005. V. 46. No. 1, PP. 156-161. doi:10.1161/01.HYP.0000170138.56903.7a
- 3. Gesche H., Grosskurth D., Kuchler G., Patzak A. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. *European Journal of Applied Physiology*. 2012. V. 112. No. 1. PP. 309-315. doi: <u>10.1007/s00421-011-1983-3</u>
- 4. Schmalgemeier H., Bitter T., Bartsch S., Bullert K., Fischbach T., Eckert S., Horstkotte D., Oldenburg O. Pulse transit time: validation of blood pressure measurement under positive airway pressure ventilation. *Sleep and Breathing*. 2012. V. 16. No. 4. PP. 1105-1112. doi: <u>10.1007/s11325-011-0609-7</u>
- 5. Xing X., Sun M. Optical blood pressure estimation with photoplethysmography and FFTbased neural networks. *Biomedical optics express*. 2016. V. 7, No. 8. P.14. URL: <u>https://www.researchgate.net/publication/305223445</u>
- Chua E. C-P., Redmond S. J., Mcdarby G., Heneghan C. Towards Using Photo-Plethysmogram Amplitude to Measure Blood Pressure During Sleep. *Annals of Biomedical Engineering*, V. 38, No. 3, March 2010 PP. 945–954. doi: <u>10.1007/s10439-009-9882-z</u>
- Zadi A. S., Alex R., Zhang R., Watenpaugh D. E., Behbehani K. Arterial Blood Pressure Feature Estimation Using Photoplethysmography. Accepted Manuscript. *Computers in Biology and Medicine*. 2018. Vol. 102. PP. 104-111. doi:10.1016/j.compbiomed.2018.09.013
- 8. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement. *Physiological Measurement*. 2007. V.28. No. 3. PP. 1-39. doi:10.1088/0967-3334/28/3/R01
- 9. Петренко П. Б. Методические рекомендации по созданию сенсорных измерительных систем мониторинга частоты дыхания на основе обработки фотоплетизмографических сигналов. *Сенсорные системы*. 2024. Т. 38. № 3. С. 82–94. doi: <u>10.31857/S0235009224030057 EDN: BRXSED</u>
- 10. Бороноев В.В. Анализ пульсовой волны в автоматическом режиме. *Медицинская техника*. 2014. №4(286). С.33-36. http://www.mtjournal.ru/upload/iblock/81e/81ee3129edfb61662c1efab5a1b4ec83.pdf
- 11. Свиридова Н.В., Василенко В.Д. Моделирование гемодинамических процессов сердечно-сосудистой системы на основе данных периферической артериальной пульсации. *Математическая биология и биоинформатика*. 2014. Том 9. Вып. 1, С.195–205. URL: <u>http://www.matbio.org/2014/Sviridova 9 195.pdf</u>

- 12. Ардашев А.В., Лоскутов А.Ю. Практические аспекты современных методов анализа вариабельности сердечного ритма. М.: ИД «МЕДПРАКТИКА» 2011. 128с. <u>ISBN 978-5-98803-2520-2</u>
- 13. Кубланов В.С., Борисов В.И., Долганов А.Ю. Анализ биометрических сигналов в среде MATLAB. Екатеринбург. Изд-во. Урал. ун-та, 2016. 120с. ISBN 978-5-7996-1813-1
- 14. Martínez G., Howard N., Abbott D., Lim K., Ward R., Can E. M. Photoplethysmography Replace Arterial Blood Pressure in the Assessment of Blood Pressure? *J. Clin. Med.* 2018. V.7(10):316. P. 13. doi: <u>10.3390/jcm7100316</u>
- 15. Gesche H., Grosskurth D., Küchler G., Patzak A. Continuous blood pressure measurement by using the pulse transit time: comparison to a cuff-based method. Eur. *J. Appl. Physiol.* 2012; 112. PP. 309–315. doi: <u>10.1007/s00421-011-1983-3</u>
- 16. Анисимов А.А., Сергеев Т.В. Алгоритм оценки артериального давления по времени распространения пульсовой волны. *Биосфера*. 2015. №4(40). С. 57-61. <u>file:///C:/Users/user/Downloads/algoritm-otsenki-arterialnogo-davleniya-po-vremeni-rasprostraneniya-pulsovoy-volny%20(1).pdf</u>
- 17. Анисимов А.А., Юлдашев З.М., Бибичева Ю.Г. Безоклюзионная оценка динамики артериального давления по времени распространения пульсовой волны. *Медицинская техника*. 2014. №2. С. 8-12. http://www.mtjournal.ru/upload/iblock/62d/62d99c42b5d9493c2c4208df93def791.pdf
- 18. Ma Y., Choic J., Hourlier-Fargettec A., Xue Y., Chung H. U, Lee J. Y., Wang X., Xie Z., Kang D., Wang H. and other. Relation between blood pressure and pulse wave velocity for human arteries. *J. Proc. of the National Academy of Sciences of the United States of USA*. 2018. V.115. №44. PP. 11144-11149. doi: 10.1073/pnas.1814392115
- Fung Y.-C. Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues. Springer-Verlag. New York. 1993. P. 568. <u>http://gaitlab.ir/books/</u> <u>gaitlab ref 22 Biomechanics: Mechanical Properties of Living Tissues.pdf</u>
- 20. Yavarimanesh M., Chandrasekhar A., Hahn J.-O., Mukkamala R. Commentary: Relation Between Blood Pressure and Pulse Wave Velocity for Human Arteries. *Frontiers in Physiology*, 2019. V.19. P. 3. doi:<u>10.3389/fphys.2019.01179</u>
- 21. Granger C.W.J. Investigating Causal Relations by Econometric Models and Crossspectral Methods. *Econometrica*, 1969. V. 37, No. 3. PP. 424-438. URL:<u>http://links.jstor.org/sici?sici=0012-</u> <u>9682%28196908%2937%3A3%3C424%3AICRBEM%3E2.0.CO%3B2-L</u>
- 22. Ihlen E. A. F. Introduction to multifractal analysis of trendless fluctuations in Matlab. *Science and Technology*, N-7489, Trondheim, Norway. 2012. P. 18. doi:<u>10.3389/fphys.2012.00141</u>
- 23. Конешов В.Н., Непоклонов В.Б., Дробышев М.Н., Спиридонова Е.С. Исследование фрактальной размерности временных рядов гравиметрических наблюдений. *Геофизические исследования*, 2020, Т. 21. № 2. С. 5-18. doi: 10.21455/gr2020.2-1
- 24. Hurst H.E., Black R.P., Simaika Y.M. Long-term Storage. An Experimental Study. London: Constable, 1965. P. 145. doi:<u>10.2307/2982267</u>
- Kantelhardt J. W., Zschiegner S. A., Koscielny-Bunde E., Havlin S., Bunde A., Stanley H. E. Multifractal detrended fluctuation analysis of nonstationary time series. *Physica*. A 316. 2002. PP. 87–114. doi:10.1016/S0378-4371%2802%2901383-3
- 26. PPG-BP Database. 2022. https://figshare.com/articles/dataset/PPG-BP_Database_zip/5459299?file=9441097
- 27. Saeed M., Villarroel M., Reisner A. T., Clifford G., Lehman L., Moody G., Heldt T., Kyaw T. H., Moody B., Mark R. G. Multiparameter Intelligent Monitoring in Intensive

Care II: A public-access intensive care unit database. *Critical Care Medicine*. 2011. V. 39. No. 5. PP.952-960. doi:10.1097/CCM.0b013e31820a92c6

- 28. MIMIC II: Обзор базы данных сигналов. 2015. URL: <u>https://archive.physionet.org/mimic2/mimic2_waveform_overview.shtml</u>
- 29. Митягин В.А., Филичкин Д.Е., Шпынев К.В., Шпынева З.М., Милягина И.В. Контурный анализ центральной и периферической пульсовых волн у здоровых людей и больных артериальной гипертонией. *Артериальная гипертензия*. 2009. Т.15. №1. С. 78-85. Код корпуса: <u>74928504</u>

Studies of parameters photoplethysmographic signals most related to arterial pressure

P.B. Petrenko

Synergy Design Bureau, Signal Processing Center St. Petersburg, Russia

Abstract. The article deals with the mathematical description of pulse waves as nonstationary processes. Contour parameters of pulse wave parameters were analyzed using autoregressive models, theories of cepstral and fractal analysis. The adequacy of the models was confirmed on the basis of the Akaike and Bayes criteria.

The composition of pulse wave parameters that are most closely related to human arterial pressure, which can be obtained using sensory systems for monitoring photoplethysmographic signals has been identified.

Keywords: photoplethysmogram pulse wave, contour parameters of pulse waves, blood pressure, cepstral analysis, multifractal analysis.