

Помехоустойчивость методик контурного анализа пульсовой волны

А. А. Федотов

Самарский национальный исследовательский университет им. акад. С. П. Королева,
Самара, Россия, e-mail: fedoaleks@yandex.ru

Проанализирована помехоустойчивость методик контурного анализа пульсовой волны. Рассмотрены различные подходы к реализации контурного анализа пульсовой волны. Показано, что классические подходы морфологического анализа пульсовой волны на основе использования индексов жёсткости и отражения не обеспечивают достаточной диагностической точности в силу неустойчивого обнаружения максимума отражённой волны. Предложена методика контурного анализа на основе спектральных преобразований последовательности реплицированных фрагментов пульсовой волны. В качестве диагностического показателя служит спектральный индекс, определяемый как отношение амплитуд первых двух гармоник спектра. Исследовано влияние погрешности измерений амплитуды пульсовой волны на погрешность определения различных показателей морфологического анализа пульсовой волны.

Ключевые слова: пульсовая волна, контурный анализ, спектральное преобразование, скрининг-диагностика.

Для диагностики сердечно-сосудистой системы человека применяются методы оценки эластичности артериальных сосудов. С помощью этих методов можно обнаружить развитие атеросклероза, ишемической болезни сердца, стенокардии и других опасных заболеваний кардиогенного происхождения [1]. Актуальность вопросов оценки достоверности диагностических процедур возрастает в связи с переходом к телемедицине, в частности, к глобальной электронной истории болезни. Поэтому крайне важен анализ влияющих факторов, обуславливающих точностные параметры любых приборов функциональной диагностики. В настоящее время все большее внимание физиологи и клиницисты уделяют сфигмографической технологии регистрации сердечного выброса, называемой контурным анализом кривой пульса. Например, показатели эластичности артериальных сосудов можно оценить при контурном анализе пульсовой волны [2]. В основу построения методов и средств экспресс-диагностики состояния артериальных сосудов положена обработка пульсовой волны, регистрируемой неинвазивно плетизмо- или сфигмографическими датчиками [3]. Форма контура пульсовых волн, распространяющихся по артериальным сосудам, образуется в результате взаимодействия левого желудочка сердца с сосудами большого круга кровообращения и отражает процесс композиции прямых и отражённых пульсовых волн [4]. Самый важный гемодинамический признак, влияющий на морфологию биосигнала, – показатель эластичности артериальных сосудов, который, в свою очередь, является прогностическим маркером развития атеросклероза артериальных сосудов и возникающей при этом дисфункции эндотелия [5].

Цель данной работы – разработать новые подходы к контурному анализу пульсовой волны, сравнить помехоустойчивость существующих методик и определить наиболее эффективный инструментальный прогностический оценки состояния артериальных сосудов на основе неинвазивной скрининг-диагностики.

Материалы и методы исследования. На рис. 1 показаны контуры и амплитудные спектры реплицированных фрагмен-

тов пульсовых волн здорового человека и пациента с ишемической болезнью сердца. Анализ типовых пульсовых волн показал, что форма контура пульсовой волны здорового человека (см. рис. 1, а) имеет бимодальную форму с чётко выраженным диастолическим максимумом D и систолическим максимумом S . Также наблюдаются различия в спектре реплицированных фрагментов пульсовых волн, в частности, различно соотношение амплитуд первой и второй гармоник спектра.

В настоящее время в клинической практике при проведении контурного анализа пульсовой волны используют индекс отражения RI и индекс жёсткости SI , которые определяются следующим образом:

$$RI = A_S / A_D \cdot 100;$$

$$SI = L / (t_D - t_S),$$

где A_S – амплитуда систолического максимума прямой волны; A_D – амплитуда диастолического максимума отражённой волны; t_D , t_S – временные положения диастолического и систолического максимумов соответственно; L – рост человека в метрах.

Показатель SI оценивает эластичность артериальных сосудов. Необходимость нормировки к росту обследуемого обусловлена временем отражения пульсовых волн, зависящим от протяжённости артериальных сосудов. Протяжённость сосудов, в свою очередь, также имеет высокую корреляцию с ростом человека. Показатель RI определяется интенсивностью отражения пульсовых волн давления и зависит от тонуса мелких мышечных артерий [1, 3].

Применение традиционных показателей контурного анализа пульсовой волны у пациентов с сильно выраженной ригидностью артериальной стенки сопряжено с рядом трудностей, основная из которых – выделение максимума отра-

жённой волны и определение его параметров [6]. Из анализа типового фрагмента пульсовой волны, зарегистрированного у человека с ишемической болезнью сердца, следует, что при развитии значительных функциональных изменений в артериальной системе контур пульсовой волны теряет свою бимодальную форму, а характерные точки, которые соответствуют отражённой волне, становятся неразличимы (см. рис. 1, б). Такие явления приводят к значительным сложностям при использовании классических индексов оценки морфологии пульсовой волны.

В качестве альтернативного показателя контурного анализа пульсовой волны автор настоящей статьи предлагает рассмотреть коэффициент формы [7]:

$$FF = \frac{\sigma_{x'} \sigma_x}{\sigma_{x'}^2},$$

где $\sigma_{x'}$, $\sigma_{x''}$ – средние квадратичные отклонения (СКО) рассматриваемого фрагмента соответственно первой и второй производных; σ_x – СКО фрагмента биосигнала.

Переход из временной области в частотную с помощью спектральных преобразований Фурье позволяет получить более наглядную оценку морфологических особенностей сигнала пульсовой волны. На практике обработка сигнала пульсовой волны происходит программным способом, поэтому переход в частотную область реализуется посредством дискретных преобразований Фурье. В этом случае выражение для амплитудного спектра сигнала принимает вид

$$X(k) = \sum_{n=0}^{N-1} x(n) e^{-j \frac{2\pi}{N} nk},$$

где $X(k)$, $x(n)$ – отсчёты биосигналов в частотной и временной областях соответственно; k , n – индексы этих отсчётов в частотной и временной областях соответственно; N – общее количество отсчётов рассматриваемого биосигнала.

Для получения спектральных оценок морфологии пульсовой волны в данной работе операции быстрого преобразования Фурье для сигнала, сформированного с помощью последовательной репликации одиночных фрагментов пульсовой волны, предлагается выполнять с устранением постоянной составляющей. Для формирования фрагмента пульсовой волны

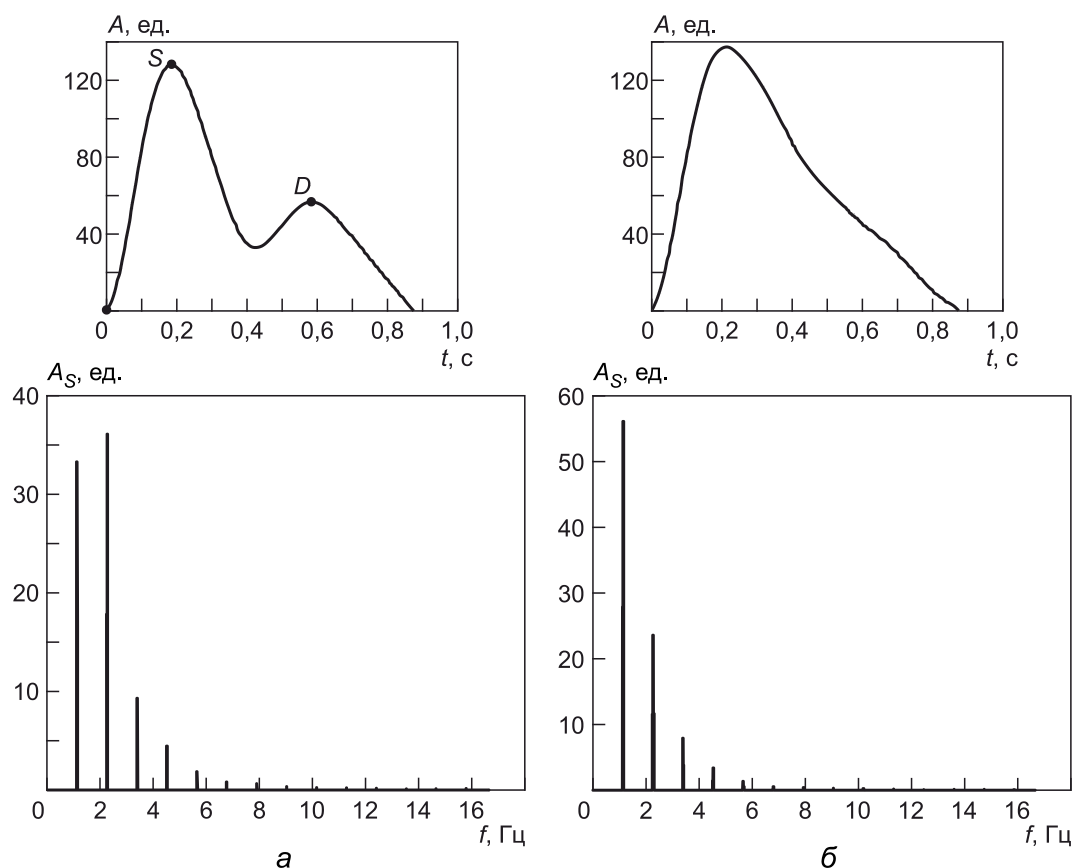


Рис. 1. Контурные и амплитудные спектры реплицированных фрагментов пульсовых волн здорового человека (а) и пациента с ишемической болезнью сердца (б)

используется амплитудно-временной обнаружитель опорных точек. Такой обнаружитель характеризуется малыми погрешностями детектирования в условиях воздействия помех и шумов разной интенсивности и природы возникновения [8]. Проведённый анализ спектральных характеристик временных последовательностей типовых контуров пульсовой волны (см. рис. 1, а) выявил заметные различия в структуре амплитудного спектра. В качестве показателя, оценивающего выраженность этих различий, автор применил спектральный индекс, который можно записать как отношение амплитуды A_{S1} первой гармоники спектра к амплитуде A_{S2} его второй гармоники:

$$K = A_{S1}/A_{S2}.$$

Практические исследования существующих подходов к морфологическому анализу пульсовой волны у людей с различным функциональным состоянием сердечно-сосудистой системы показали, что метод диагностики на основе спектрального анализа характеризуется более высокими значениями чувствительности и специфичности по сравнению с методами, реализуемыми во временной области [9]. Основными источниками погрешности определения диагностических показателей (ДП) контурного анализа пульсовой волны могут оказаться ошибки обнаружения её характерных точек. Такие ошибки обусловлены шумами и помехами различной

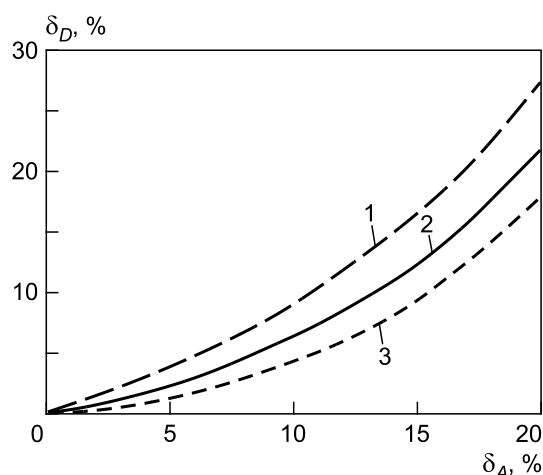


Рис. 2. Зависимости изменения погрешностей определения различных ДП от относительной погрешности измерения амплитуды пульсовой волны:

1 – спектральный индекс K ; 2 – индекс RI отражения; 3 – коэффициент FF формы

природы, возникающими при регистрации биосигнала в клинических условиях. Количественную оценку влияния методических и инструментальных факторов автор провёл с учётом относительной погрешности измерения амплитуды пульсовой волны. Эта величина является стандартной метрологической характеристикой для большинства современных аппаратно-программных средств регистрации и обработки пульсовых волн.

Для оценивания влияния погрешности измерения амплитуды пульсовой волны на погрешность определения ДП была задана случайная погрешность измерений с характеристиками нормального распределения. При этом математическое ожидание равнялось нулю, СКО определялось вносимой погрешностью, а количество фрагментов биосигнала $N=5000$. Погрешность определения ДП рассчитывалась по формуле

$$\delta_D = \frac{D_m - D_n}{D_m} \cdot 100,$$

где D_m – ДП модельного биосигнала, свободного от искажающих факторов; D_n – ДП, найденный для выборки биосигнала при добавлении погрешности измерения амплитуды (в виде аддитивных случайных компонентов) к его исходной модельной последовательности.

Для оценки погрешности измерения амплитуды пульсовой волны использовали квантильные характеристики погрешностей, при которых значение погрешности с заданной доверительной вероятностью P находится внутри интервала неопределённости $\pm \Delta_p$. Погрешность измерения амплитуды биосигнала рассматривали при доверительной вероятности $P=0,9$, так как только в этом случае для наиболее распространённых законов распределения вероятностей она имеет однозначное соотношение с СКО вне зависимости от вида закона распределения [10]. При

$P=0,9$ абсолютная погрешность измерения амплитуды определяется как

$$\Delta_{0,9} = \pm 1,6 \sigma_c,$$

где σ_c – СКО вносимых случайных величин, моделирующих погрешность измерения амплитуды биосигнала.

Относительная погрешность δ_A измерения амплитуды пульсовой волны в этом случае определяется по формуле

$$\delta_A = \Delta_{0,9} / A_m \cdot 100,$$

где A_m – амплитуда модельного сигнала, свободного от проявления искажений.

Результаты исследований. На рис. 2 приведены зависимости изменения погрешностей δ_D определения различных ДП от относительной погрешности δ_A измерения амплитуды пульсовой волны. Анализ полученных зависимостей показывает, что уменьшение допустимой погрешности определения ДП повышает требования к точности измерений амплитуды пульсовой волны. Таким образом, применение спектрального индекса в качестве ДП оценки состояния сердечно-сосудистой системы человека в системах скрининг-диагностики является наиболее предпочтительным с точки зрения устойчивости к возникающим случайным погрешностям измерения амплитуды пульсовой волны.

Если погрешность определения рассмотренных ДП ограничить на уровне не более 5 %, то относительная погрешность измерения амплитуды пульсовой волны не должна превышать 6 %, что накладывает определённые требования к построению аппаратно-программных средств обнаружения характерных точек пульсовой волны.

Закключение. Анализ эффективности существующих методов обнаружения систолического максимума пульсовой волны показал, что современные аппаратно-программные средства обеспечивают погрешность измерения амплитуды пульсовой волны на уровне не более 5 % в широком диапазоне изменения отношения сигнал (шум) [8]. Полученные результаты свидетельствуют о том, что метод диагностики функционального состояния артериальной системы человека на основе спектрального анализа последовательности реплицированных фрагментов сигнала характеризуется наименьшей чувствительностью к погрешностям измерения амплитуды пульсовой волны и степени зашумлённости исследуемого биосигнала. Следовательно, спектральный анализ может служить эффективной основой для разработки алгоритмов скрининг-диагностики артериальных сосудов на основе контурного анализа пульсовой волны.

Основные преимущества анализа спектральных характеристик последовательности реплицированных фрагментов пульсовой волны перед методами анализа во временной области – отсутствие необходимости точных измерений параметров отражённой пульсовой волны, а также высокая эффективность методики в условиях зашумлённости анализируемого биосигнала.

Литература

1. **Expert** Consensus Document on arterial stiffness: methodological issues and clinical applications // *European Heart Journal*. 2006. V. 27 (21). P. 2588–2605.
2. **Millasseau S. C., Ritter J. M., Takazawa K., Chowienczyk P. J.** Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger // *Hypertension*. 2006. V. 8. No. 8. P. 1449–1456.
3. **Федотов А. А., Акулов С. А.** Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и связь, 2013.
4. **Weber T., Auer J., O'Rourke M. F., Kvas E., Lassnig E., Berent R., Eber B.** Arterial Stiffness, Wave Reflections, and the Risk of Coronary Artery Disease // *Circulation*. 2004. V. 109. No. 4. P. 184–189.
5. **Millasseau S. C., Kelly R. P., Ritter J. M., Chowienczyk P. J.** Determination of age-related increases in large artery stiffness by digital pulse contour analysis // *Clinical Science*. 2002. V. 103. No. 4. P. 371–377.
6. **Калакутский Л. И., Федотов А. А.** Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волны // *Известия Южного федерального университета. Технические науки*. 2009. № 9. С. 93–98.
7. **Рангайян Р. М.** Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход. М.: ФИЗМАТЛИТ, 2007.
8. **Федотов А. А.** Амплитудно-временной метод детектирования характерных точек сигнала пульсовой волны // *Медицинская техника*. 2012. № 6. С. 22–28.
9. **Fedotov A. A., Akulova A. S., Akulov S. A., Reshetnikova M. A.** Novel spectral approach for pulse waves contour analysis // *IFMBE Proceedings of the 16th Int. Conf. on Biomedical Engineering*. 2017. V. 61. P. 16–20.
10. **Новицкий П. В., Зограф И. А.** Оценка погрешностей результатов измерений. М.: Энергоатомиздат, 1991.

Дата принятия: 27.11.2018.

Noise immunity of pulse wave contour analysis

A. A. Fedotov

Samara National Research University, Samara, Russia, e-mail: fedoaleks@yandex.ru

This article is devoted to analysis of the noise immunity of pulse wave's contour analysis. Different approaches to the implementation of the pulse wave's contour analysis were considered. It was demonstrated, that classical approach for the morphological analysis of the pulse wave based on using stiffness index and reflection index do not provide sufficient diagnostic accuracy due to the instability of the maximum detection of the reflected wave. The technique of contour analysis based on spectral transformation of replicated fragments of the pulse wave was proposed. As a diagnostic index the ratio of the amplitudes of the first two harmonics of the spectrum was used. The influence of uncertainty measurement of the pulse wave amplitude on determining the accuracy of the morphological analysis of the pulse wave realized by different methods was researched.

Key words: pulse wave, contour analysis, spectral transform, screening and diagnostics.