

УДК 621.369

**АЛГОРИТМ ОБРАБОТКИ ПУЛЬСОВОЙ ВОЛНЫ  
ДЛЯ ОЦЕНКИ СОСТОЯНИЯ АРТЕРИАЛЬНЫХ СОСУДОВ ЧЕЛОВЕКА**

Маркина А. Н., Федотов А. А.

Самарский национальный исследовательский университет  
имени академика С. П. Королёва, г. Самара

Основной причиной сердечно-сосудистых заболеваний является деформация стенок кровеносных сосудов – атеросклероз, возникающий вследствие нарушения липидного и белкового обмена и сопровождающийся отложением холестерина. Увеличение ригидности сосудов из-за образования атеросклеротических бляшек приводит к нарушению кровообращения. При этом изменяется форма пульсовой волны, образованная ударным объемом крови. Типичные формы пульсовой волны представлены на рисунке 1, где *a* – пульсовая волна здорового человека, *б* – при развитии заболевания, *в* – при наличии сердечной патологии. В настоящее время применяются методы обработки контура пульсовой волны, основанные на индексе жесткости и индексе отражения [1]. Данные параметры основаны на определении ключевых точек сигнала – систолического максимума и диастолического минимума. Определение последнего затруднено при развитии сосудистой патологии, что не позволяет получить достоверные диагностические данные. Данная работа была посвящена разработке новой методики контурной обработки пульсовой волны, основанной на спектральном анализе и исключающей необходимость определения диастолического максимума.

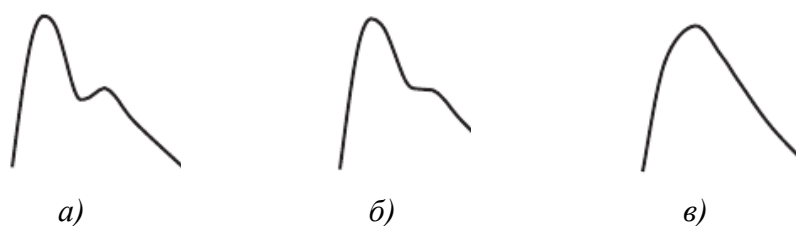


Рис. 1. Изменение формы пульсовой волны с возрастом и при наличии сосудистых заболеваний

Алгоритм обработки пульсовой волны представлен на рисунке 2. После считывания сигнала пульсовой волны отбрасываются начальные и заключительные фрагменты сигнала для исключения влияния подготовительных процедур к исследованию. Далее проводится цифровая фильтрация биосигнала от низкочастотных шумов и дрейфа изолинии, возникающих в результате смещений датчика и дыхания. Выделение одиночных фрагментов пульсовой волны производится разбиением сигнала на составляющие, лежащие между соседними минимумами. При этом исключаются длительные фрагменты сигнала и короткие, а также фрагменты с наибольшими перепадами минимумов в начале и конце фрагмента.

После предобработки сигнала проводятся операции по вычислению диагностических показателей:

- 1) Индекс жесткости и индекс отражения определяется путем усреднения показателей, рассчитанных для каждого фрагмента сигнала [1,2].
- 2) Коэффициент формы и коэффициент стенозирования сонной артерии  $b/a$  определяются на основе вычисления первой и второй производных сигнала [2,3].

- 3) Для получения спектральных оценок контура пульсовой волны выполняется операция быстрого преобразования Фурье от сигнала, сформированного с помощью последовательной репликации модельных фрагментов пульсовой волны.

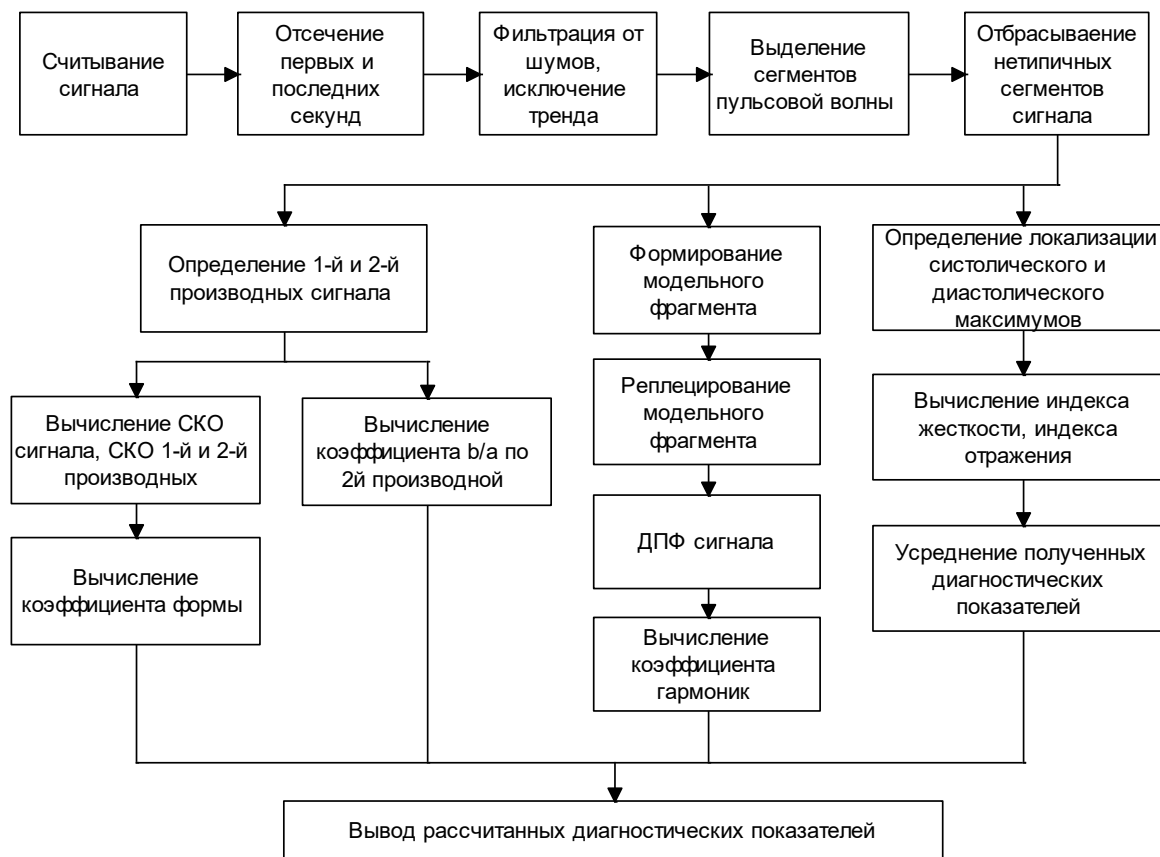


Рис. 2. Алгоритм обработки пульсовой волны

Данный алгоритм позволяет провести сравнительный анализ между применяемыми и предложенным методами анализа пульсовой волны. Проведенные результаты исследований показали, что индексы жесткости и отражения не позволяют получить достоверную диагностическую информацию для пульсовой волны третьего типа. Среди оставшихся трех диагностических показателей, спектральный коэффициент гармоник дает наибольшие различия в своих значениях для трех типов волн.

#### Библиографический список

1. Sandrine C. Contour analysis of the photoplethysmographic pulse measured at the finger [Текст] // Journal of Hypertension 2006, 24:1449-1456.
2. Elgendy M. On the Analysis of Fingertip Photoplethysmogram Signals [Текст] // Current cardiology reviews 2012, 8:14-25.
3. Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Р.М. Рангайян - М.: Физматлит, 2007. – 440 с.