

Комплексная методика вейвлет-фильтрации сигнала пульсовой волны

Александр Александрович Федотов

Самарский национальный исследовательский университет имени академика С. П. Королева, Самара, Россия, fedoaleks@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6022-6314>

Аннотация. Рассмотрена актуальная в кардиологической диагностике проблема цифровой фильтрации сигнала пульсовой волны, на которую воздействуют различные физиологические помехи, такие как дрейф изолинии и артефакты движения. Разработана комплексная методика вейвлет-фильтрации сигнала пульсовой волны, позволяющая устранить дрейф изолинии и артефакты движения, искажающие форму биосигнала. Предложенная методика основана на кратномасштабном вейвлет-разложении биосигнала по ортогональным вейвлетам Добеши. В методику включены последовательные процедуры цифровой обработки сигнала пульсовой волны: кратномасштабное вейвлет-преобразование; модификация детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения на основе пороговой обработки; восстановление сигнала пульсовой волны на основе исходных коэффициентов аппроксимации и модифицированных детализирующих коэффициентов с помощью обратного вейвлет-преобразования. Проведён сравнительный анализ предложенной методики и существующих подходов к фильтрации пульсовых волн – фильтрация скользящего среднего, медианная и полосовая частотная фильтрации. Для получения количественных характеристик оценки эффективности фильтрации использовано имитационное моделирование пульсовой волны с помехами различной интенсивности и природы. Высокое качество фильтрации сигнала пульсовой волны с применением разработанной методики на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований может служить надёжной основой для разработки высокоэффективных алгоритмов и аппаратно-программных комплексов кардиологической диагностики.

Ключевые слова: пульсовая волна, вейвлет-преобразование, кратномасштабный вейвлет-анализ, артефакт движения, дрейф изолинии

Для цитирования: Федотов А. А. Комплексная методика вейвлет-фильтрации сигнала пульсовой волны // Измерительная техника. 2021. № 12. С. 62–67. <https://doi.org/10.32446/0368-1025it.2021-12-62-67>

Complex technique for wavelet filtering of pulse wave signal

Aleksandr A. Fedotov

Samara National Research University, Samara, Russia, fedoaleks@yandex.ru, <https://orcid.org/0000-0002-6022-6314>

Abstract. The article is devoted to the research of a comprehensive technique for digital filtering of the pulse wave signal in the presence of various physiological artifacts, such as baseline wander and motion artifacts. The proposed method of wavelet filtering of a pulse wave signal from physiological artifacts based on discrete decomposition into orthogonal wavelets includes sequential procedures for digital processing: multiscale wavelet transform; modification of detail coefficients of wavelet decomposition based on thresholding; reconstruction of the pulse wave signal based on the original approximation coefficients and modified detail coefficients using the inverse wavelet transform. A comparative analysis of the proposed methodology with existing approaches to filtering pulse waves, such as moving average filtering, median filtering, bandpass frequency filtering, was carried out. To obtain quantitative characteristics for evaluating the filtering efficiency, we used simulation of a pulse wave with the presence of interference and noise of various intensity and nature of occurrence. The studies carried out in this work have shown that multiscale wavelet transformations of the pulse wave signal provide the least distortions when filtering motion artifacts in comparison with classical approaches based on temporal or spectral transformations, while the advantages of multiscale wavelet analysis are most noticeable in conditions of increased noise.

Keywords: pulse wave, wavelet transform, multiscale wavelet analysis, motion artifact, baseline wander

Введение. Обработка сигнала пульсовой волны широко используется в инструментальных системах кардиологической диагностики, например, для мониторинга частоты сердечных сокращений, артериального давления крови, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле человека [1–3].

Подходы к обработке сигналов пульсовых волн менее изучены по сравнению с методологией обработки электрокардиосигнала, являющейся предметом тщательного изучения

исследователей разного профиля на протяжении последних 40 лет. Данный факт во многом обусловлен историческим развитием и сферой применения методов и средств регистрации и обработки сигнала пульсовой волны (приборы измерения артериального давления крови и пульсоксиметрия). Программное обеспечение пульсоксиметров является proprietарным, поэтому использующиеся в данных программах алгоритмы не стали достоянием научной общественности и, следовательно, не получили такого разнообразного развития, как методы обработки электрокардиосигнала.

Регистрация пульсовых волн с помощью плетизмографических или сфигмографических датчиков сопровождается помехами различного происхождения. Наибольшие искажения сигнала вызывают артефакты физиологического происхождения, обусловленные движениями и дыханием обследуемого человека. Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала. Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям морфологии пульсовой волны [1, 2].

При компьютерном анализе сигнала пульсовой волны на фоне присутствия физиологических артефактов возникают алгоритмические трудности, поскольку природа помех имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются основной полосой частот биосигнала. Указанные обстоятельства затрудняют использование классических методов линейной частотной фильтрации и обуславливают необходимость создания нетривиальных методов обработки.

В настоящее время перспективным направлением в области обработки биосигналов, искажённых широкополосными помехами стохастической природы, является фильтрация на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований [4–8]. Процедура обработки сигналов на основе применения дискретных вейвлет-преобразований включает в себя стадию декомпозиции и стадию реконструкции сигнала.

Целью настоящей статьи является разработка и анализ эффективной методики помехоустойчивой фильтрации сигналов пульсовых волн с помехами физиологического происхождения (дрейф изолинии и артефакты движения).

Материалы и методы исследования. Декомпозиция сигнала по алгоритму Малла [4] представляет собой разложение исходного сигнала на последовательность аппроксимирующих и детализирующих коэффициентов. Фильтрация сигнала может быть реализована непосредственно модификацией детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения [5]. После декомпозиции сигнала и удаления шумовых составляющих реконструируется исходный сигнал.

В настоящей работе предлагается методика вейвлет-фильтрации сигнала пульсовой волны от физиологических артефактов на основе дискретного разложения по ортогональным вейвлетам. Методика включает следующие этапы обработки:

вычисление прямого дискретного вейвлет-преобразования сигнала пульсовой волны;

модификация детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения в соответствии с параметрами пороговой обработки;

восстановление сигнала пульсовой волны на основе исходных коэффициентов аппроксимации и модифицированных детализирующих коэффициентов с помощью обратного вейвлет-преобразования.

Эффективность предложенной методики фильтрации сигнала пульсовой волны на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований зависит от вида материнской вейвлет-функции, уровня декомпозиции, типа пороговой функции обработки детализирующих коэффициентов и алгоритма нахождения порога.

Адаптивное определение порогового уровня T для каждого уровня вейвлет-разложения осуществлялось по формуле Donoho [5]:

$$T = \sigma \sqrt{2 \lg M},$$

где σ – среднее квадратическое отклонение шума, оцениваемое для последовательности детализирующих коэффициентов на данном уровне вейвлет-разложения; M – общее количество отсчётов сигнала.

При пороговой обработке детализирующих коэффициентов различают [4, 5] жёсткую пороговую функцию

$$y(x) = \begin{cases} x, & |x| \geq T; \\ 0, & |x| < T \end{cases} \quad (1)$$

и мягкую пороговую функцию

$$y(x) = \begin{cases} [\text{sign}(x)](x - |T|), & |x| \geq T; \\ 0, & |x| < T, \end{cases} \quad (2)$$

где x , y – соответственно входное и выходное значения детализирующих коэффициентов; $\text{sign}(x)$ – функция определения знака числа x .

Для исследования эффективности методики вейвлет-фильтрации пульсовой волны применялось математическое моделирование процессов обработки и помех. В работе использовалась аддитивная модель сигнала пульсовой волны и помех: дрейфа изолинии и артефактов движения. Для получения модельных сигналов пульсовой волны использовалась предложенная в [9] имитационная модель, позволяющая сформировать фрагменты биосигнала с требуемой морфологией и заданными значениями амплитудно-временных параметров.

В основе математических моделей физиологических артефактов пульсовой волны лежат априорные сведения о природе возникающих искажений. Анализ структуры дрейфа изолинии пульсовой волны показал, что данная помеха представляет собой низкочастотный сигнал преимущественно стохастической природы возникновения, который можно описать как аддитивную комбинацию детерминированных и случайных составляющих:

$$W(k) = W_{\max} \left[\sum_{i=1}^4 \sin(2\pi f_i k / f_d) + \psi(k) \right],$$

где k – номер отсчёта модельного сигнала дрейфа изолинии; $W_{\max}$ – амплитуда модельного сигнала дрейфа изолинии; $\psi(k)$ – случайная составляющая, полученная фильтрацией белого гауссова шума с нулевым средним и единичной дисперсией низкочастотным фильтром с частотой среза 1 Гц; f_d – частота дискретизации; f_i – набор частот гармонических сигналов, представляющих собой детерминированную составляющую дрейфа изолинии, при моделировании использовались значения 0,1 Гц; 0,2 Гц; 0,4 Гц; 0,6 Гц для $f_1 \dots f_4$ соответственно; i – индекс частот гармонического сигнала, изменяется от 1 до 4.

Для исследования частотной структуры артефактов движения на руке обследуемого человека размещали акселерометр и регистрировали соответствующие сигналы движения [10]. Согласно спектральному анализу зарегистрированных сигналов движения, частотный диапазон двигательных артефактов, сопровождающих регистрацию пульсовой волны при различной двигательной активности (ходьба, жестикуляция, бег), составлял 0–5 Гц.

В качестве математической модели двигательных артефактов использовалась модель марковского процесса или авторегрессионная модель первого порядка, описывавшаяся следующим рекурсивным выражением:

$$z(k) = z_{\max}[c + az(k-1) + \varepsilon(k)],$$

где $z(k)$ – текущий отсчёт марковского процесса; $z_{\max}$ – амплитуда модельного сигнала артефактов движения; c , a – константы; $z(k-1)$ – предыдущий отсчёт марковского процесса; $\varepsilon(k)$ – последовательность случайных чисел, распределённых по нормальному закону, с нулевым средним и единичной дисперсией.

Спектральная полоса частот наблюдаемых в реальных условиях артефактов движения ограничена, поэтому модельный сигнал $z(k)$ обрабатывался фильтром нижних частот с частотой среза 5 Гц.

В качестве критерия оценки эффективности фильтрации сигнала пульсовой волны рассматривался коэффициент δ искажения биосигнала после его фильтрации

$$\delta = \frac{\sum_{m=1}^M [Y_f(m) - Y(m)]^2}{\sum_{m=1}^M Y^2(m)} \cdot 100,$$

где m – номер отсчёта дискретного сигнала; M – количество отсчётов в рассматриваемых

фрагментах сигнала; $Y_f(m)$ – отсчёт сигнала пульсовой волны после этапов фильтрации; $Y(m)$ – отсчёт модельного сигнала пульсовой волны без искажений.

Выбор оптимальных параметров фильтрации сигнала пульсовой волны осуществлялся по критерию минимизации коэффициента δ искажения биосигнала в диапазоне изменения отношения сигнал/шум SNR , определяемого следующим образом:

$$SNR = 10 \lg(S_{\max}/X_{\max}),$$

где $S_{\max}$ – общая спектральная мощность исходного модельного сигнала пульсовой волны; $X_{\max}$ – общая спектральная мощность аддитивных помех.

Результаты исследований. Результаты исследований получены в системе прикладных вычислений MATLAB R2013a с использованием стандартных функций Signal Processing Toolbox.

В табл. 1 приведены значения коэффициента δ искажения пульсовой волны для мягкой и жёсткой пороговых функций и различных уровней вейвлет-декомпозиции. Данные получены для материнской вейвлет-функции – вейвлета Добеши 6-го порядка (db6) и при значениях следующих параметров: отношение сигнал/шум $SNR=8$ дБ; частота сердечных сокращений 70 уд./мин; амплитуда пульсовой волны 1; $f_d=250$ Гц; $c=0$; $a=0,5$; $W_{\max}=0$. Согласно анализу полученных результатов с точки зрения минимизации искажений пульсовой волны при использовании мягкой пороговой функции для обработки детализирующих коэффициентов оптимальными будут шесть уровней вейвлет-декомпозиции.

На рис. 1 приведён фрагмент синтезированного модельного сигнала пульсовой волны, искажённого сильно выраженными артефактами движения, а также результат применения методики вейвлет-фильтрации зашумлённого биосигнала. Временные зависимости получены при указанных выше параметрах модели.

Результаты анализа эффективности разработанного подхода к фильтрации артефактов движения сигнала пульсовой волны по сравнению с другими методами цифровой обработки представлены в табл. 2, где ФСС – фильтрация скользящего среднего; МФ – медианная фильтрация; КВП – предложенная методика на основе кратномасштабного вейвлет-преобразования; ПЧФ – полосовая частотная фильтрация. В качестве критерия эффективности использованы усреднённые значения $\delta_{\text{ср}}^L$, $\delta_{\text{ср}}^H$ коэффициента δ искажения в двух диапазонах изменения сигнал/шум: малые (диапазон L , $SNR=8 \dots 20$ дБ) и сильные (диапазон H , $SNR=0 \dots 8$ дБ) искажения.

Таблица 2

Сравнительный анализ эффективности, %, методик фильтрации артефактов движения сигнала пульсовой волны

Критерий	ФСС	МФ	КВП	ПЧФ
$\delta_{\text{ср}}^L$	3,4	4,1	2,5	5,8
$\delta_{\text{ср}}^H$	13,5	15,6	6,3	23,7

Таблица 1
Коэффициент искажения пульсовой волны при использовании мягкой $\delta_{\text{МФ}}$ и жёсткой $\delta_{\text{ЖФ}}$ пороговых функций для различных уровней вейвлет-декомпозиции

Уровень	$\delta_{\text{МФ}}$, %	$\delta_{\text{ЖФ}}$, %
1	23,3	26,7
2	18,9	20,1
3	16,4	18,6
4	13,1	14,8
5	10,6	11,9
6	8,1	9,5
7	11,2	12,9

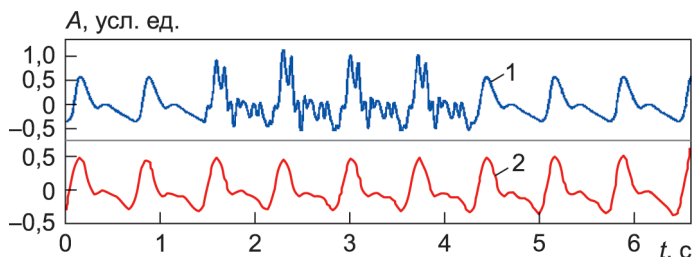


Рис. 1. Фрагмент модельного сигнала A пульсовой волны с присутствующими артефактами движения до и после (кривые 1, 2 соответственно) применения вейвлет-фильтрации

Fig. 1. From top to bottom: a fragment of the model pulse wave with motion artifacts (1); biosignal after wavelet filtering (2)

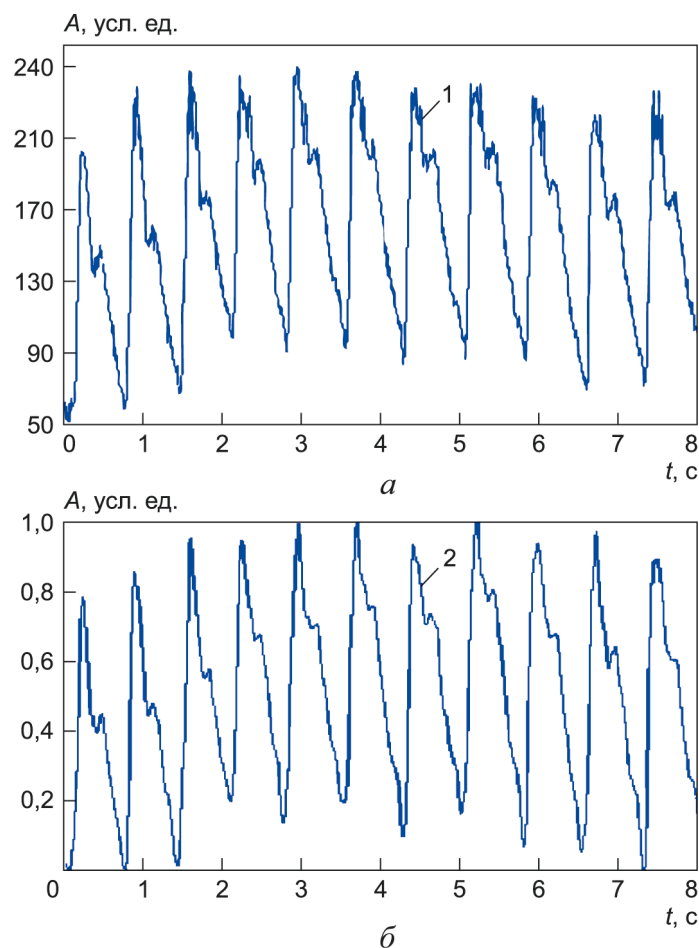


Рис. 2. Фрагмент сигнала A пульсовой волны, искажённого дрейфом изолинии и двигательными артефактами, до и после (кривые 1, 2 соответственно) применения вейвлет-фильтрации

Fig. 2. From top to bottom: a fragment of the pulse wave distorted by the baseline wander and motion artifacts (1); a fragment of a pulse wave after applying wavelet filtering (2)

Кратномасштабные вейвлет-преобразования сигнала пульсовой волны обеспечивают наименьшие искажения при фильтрации артефактов движения по сравнению с классическими подходами на основе временных или спектральных преобразований, при этом преимущества кратномасштабного вейвлет-анализа наиболее заметны в условиях повышенной зашумлённости биосигнала. Среди классических методов наилучшие (т. е. характеризующиеся наименьшими значениями коэффициента искажения δ) результаты обеспечивает фильтрация скользящего среднего, в то время как полосовая частотная фильтрация является неэффективным методом фильтрации случайных двигательных артефактов сигнала пульсовой волны. Эффективность медианной фильтрации биосигнала пульсовой волны от присутствующих артефактов движения выше, чем у полосовой частотной фильтрации, но уступает фильтру скользящего среднего.

На рис. 2 приведены фрагменты клинической записи сигнала пальцевой пульсовой волны. Кривая 1 – фрагмент сигнала, искажённый дрейфом изолинии и двигательными

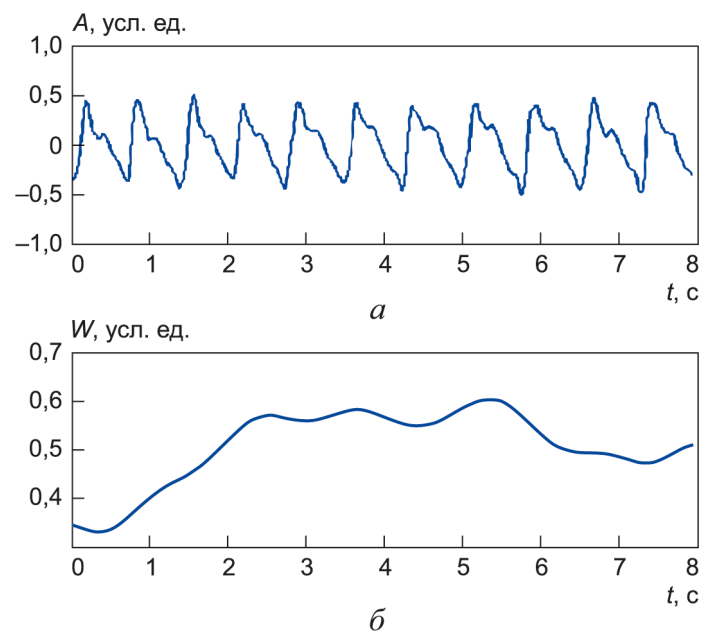


Рис. 3. Фрагмент сигнала A пульсовой волны после коррекции дрейфа изолинии (a) и оценка дрейфа W изолинии на основе вейвлет-декомпозиции (b)

Fig. 3. Pulse wave after correcting the baseline wander (a); the estimate of the baseline wander based on the wavelet decomposition (b)

артефактами, вызванными тремором конечности пациента. Кривая 2 – фрагмент сигнала, обработанный на основе предлагаемой методики вейвлет-фильтрации. Согласно анализу фрагмента сигнала пульсовой волны на рис. 2, разработанная методика вейвлет-фильтрации эффективно устранила артефакты движения, но практически не повлияла на присутствующий дрейф изолинии. Проведённые дополнительные исследования показали, что частотный спектр последовательности аппроксимирующих коэффициентов, полученных на высоких уровнях вейвлет-декомпозиции, аналогичен спектру дрейфа изолинии пульсовой волны.

Для выявления оптимальных параметров вейвлет-фильтрации дрейфа изолинии в сигнале пульсовой волны применялся корреляционный анализ. Определялся коэффициент корреляции между модельным сигналом дрейфа изолинии и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения модельного сигнала пульсовой волны с присутствующим дрейфом изолинии. Численные значения коэффициента корреляции для детализирующих (ДК) и аппроксимирующих (АК) коэффициентов в зависимости от уровня разложения (УР) приведены в табл. 3, откуда следует, что для коррекции

Таблица 3

Коэффициент корреляции между модельным дрейфом изолинии пульсовой волны и последовательностью коэффициентов вейвлет-разложения

УР	ДК	АК
1	0,15	0,32
2	0,17	0,41
3	0,21	0,49
4	0,29	0,56
5	0,32	0,61
6	0,33	0,80
7	0,42	0,65

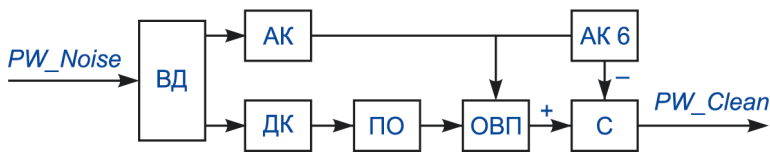


Рис. 4. Структурная схема методики фильтрации сигнала пульсовой волны на основе кратномасштабных вейвлет-преобразований:
PW_NOISE – исходный сигнал пульсовой волны; *PW_CLEAN* – выходной сигнал пульсовой волны после устранения физиологических артефактов; *ВД* – блок вейвлет-декомпозиции; *АК*, *ДК* – аппроксимирующие и детализирующие коэффициенты соответственно; *ПО* – пороговая обработка; *ОВП* – обратное вейвлет-преобразование; *АК6* – аппроксимирующие коэффициенты 6-го уровня декомпозиции; *С* – сумматор

Fig. 4. Block diagram of pulse wave filtering based on multiscale wavelet transforms:

PW_NOISE – initial pulse wave signal; *PW_CLEAN* – pulse wave output signal after elimination of physiological artifacts; *WD* – wavelet decomposition block; *AC*, *DC* – approximating and detailing coefficients, respectively; *TH* – thresholding; *IWT* – inverse wavelet transform; *AC6* – approximating coefficients of the 6th level of decomposition; *AD* – adder

дрейфа изолинии пульсовой волны оптимально использовать последовательность *АК* 6-го уровня декомпозиции.

Рис. 3 иллюстрирует коррекцию дрейфа изолинии пульсовой волны на основе вычитания из искажённого дрейфом биосигнала интерполированной последовательности *АК* 6-го уровня вейвлет-декомпозиции. Интерполяция данной последовательности необходима из-за особенности реализации алгоритма Малла, согласно которому на каждом этапе вейвлет-декомпозиции осуществляется децимация с фактором 2 (т. е. при обработке каждый второй отсчёт сигнала отбрасывается).

Последовательность выполнения операций разработанной методики цифровой фильтрации сигнала пульсовой волны приведена на рис. 4. Согласно схеме зашумленный сигнал пульсовой волны *PW_Noise* поступает в блок вейвлет-декомпозиции *ВД*, где происходит формирование массивов аппроксимирующих *АК* и детализирующих *ДК* коэффициентов на шести уровнях разложения. Массив детализирующих коэффициентов после процедуры пороговой обработки *ПО* поступает в блок обратного вейвлет-преобразования *ОВП*, на выходе которого формируется сигнал пульсовой волны свободный от двигательных артефактов. Сумматор *С* вычитает аппроксимирующие коэффициенты 6-го уровня декомпозиции *АК6*, которые представляют собой оценку дрейфа изолинии, присутствующего в исходном сигнале, из сигнала пульсовой волны очищенного от артефактов движения. Таким образом, на выходе сумматора формируется сигнал пульсовой волны *PW_Clean*, отфильтрованный как от артефактов движения, так и от дрейфа изолинии.

Заключение. Проведённые исследования показали, что кратномасштабные вейвлет-преобразования сигнала пульсовой волны обеспечивают наименьшие искажения при фильтрации артефактов движения по сравнению с классическими подходами на основе временных или спектральных преобразований. При этом преимущества кратномасштабного вейвлет-анализа наиболее заметны в условиях повышенной зашумлённости биосигнала.

Среди классических методов наиболее эффективные (с точки зрения искажения сигнала пульсовой волны) результаты фильтрации артефактов движения обеспечивает фильтрация скользящего среднего. Полосовая частотная фильтрация не может считаться подходящим методом к устранению стохастических артефактов движения в сигнале пульсовой волны, так как приводит к наибольшим искажениям биосигнала.

Частотный спектр последовательности аппроксимирующих коэффициентов, полученных на высоких уровнях вейвлет-декомпозиции сигнала пульсовой волны, схож со спектром дрейфа изолинии. Обнаруженная закономерность позволила разработать эффективную методику выделения дрейфа изолинии из сигнала пульсовой волны.

К преимуществам предложенной комплексной методики вейвлет-фильтрации пульсовой волны можно отнести относительную простоту реализации, достаточное быстродействие для современных вычислительных систем, а также возможность одновременного устранения артефактов движения и дрейфа изолинии.

Список источников

1. Allen J., *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, pp. 1–39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
2. Федотов А. А., Акулов С. А. Измерительные преобразователи биомедицинских сигналов систем клинического мониторинга. М.: Радио и Связь, 2013. 248 с.
3. Калакутский Л. И., Манелис Э. С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. М.: Высшая школа, 2004. 156 с.
4. Strang G., Nguyen T., *Wavelets and Filters Banks*, Wellesley-Cambridge-Press, 1996, 490 p.
5. Donoho D. L., *IEEE Transactions on Information Theory*, 1995, vol. 41, no. 3, pp. 613–627. <https://doi.org/10.1109/18.382009>
6. Xu L., Zhang D., Wang K., *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, vol. 52, no. 11, pp. 1973–1975. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.856296>
7. Wang K. Q., Xu L. S., Wang L., Li Z. G., Li Y. Z., *Computers in Cardiology*, 2005, vol. 30, pp. 605–608. <https://doi.org/10.1109/CIC.2003.1291228>
8. Fu T. H., Liu S. H., Tang K. T., Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multiresolution analysis, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2008, vol. 28, no. 4, pp. 229–232.
9. McSharry P. E., Clifford G. D., *Proceedings of the SPIE*, 2004, vol. 5467, pp. 290–301. <https://doi.org/10.1117/12.544525>
10. Han H., Kim M. J., Kim J., *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2007, pp. 1538–1541. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352596>

References

1. Allen J., *Physiological Measurement*, 2007, vol. 28, pp. 1–39. <https://doi.org/10.1088/0967-3334/28/3/R01>
2. Kalakutskiy L. I., Manelis E. S., *Apparatura i metody klinicheskogo monitoringa [Instrumentation and methods of clinical monitoring]*, Moscow, Vysshaya shkola Publ., 2004, 156 p. (In Russ.)

3. Fedotov A. A., Akulov S. A., *Izmeritel'nyye preobrazovateli biomeditsinskikh signalov sistem klinicheskogo monitoringa [Transducers of biomedical signals for clinical monitoring systems]*, Moscow, Radio i Svyaz' Publ., 2013, 248 p. (In Russ.)
4. Strang G., Nguyen T., *Wavelets and Filters Banks*, Wellesley-Cambridge-Press, 1996, 490 p.
5. Donoho D. L., *IEEE Transactions on Information Theory*, 1995, vol. 41, no. 3, pp. 613–627. <https://doi.org/10.1109/18.382009>
6. Xu L., Zhang D., Wang K., *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2005, vol. 52, no. 11, pp. 1973–1975. <https://doi.org/10.1109/TBME.2005.856296>
7. Wang K. Q., Xu L. S., Wang L., Li Z. G., Li Y. Z., *Computers in Cardiology*, 2005, vol. 30, pp. 605–608. <https://doi.org/10.1109/CIC.2003.1291228>
8. Fu T. H., Liu S. H., Tang K. T., Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multiresolution analysis, *Journal of Medical and Biological Engineering*, 2008, vol. 28, no. 4, pp. 229–232.
9. McSharry P. E., Clifford G. D., *Proceedings of the SPIE*, 2004, vol. 5467, pp. 290–301. <https://doi.org/10.1117/12.544525>
10. Han H., Kim M. J., Kim J., *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*, 2007, pp. 1538–1541. <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2007.4352596>

Статья поступила в редакцию 05.10.2021; одобрена после рецензирования 21.10.2021; принята к публикации 28.10.2021.
The article was submitted 05.10.2021; approved after reviewing 21.10.2021; accepted for publication 28.10.2021.