

Выбор параметров фильтрации сигнала артериальной пульсации крови на основе применения кратномасштабных вейвлет-преобразований

Аннотация

Рассмотрена методика фильтрации сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия двигательных артефактов на основе применения кратномасштабных вейвлет-преобразований. Исследовано влияние выбора основных параметров вейвлет-фильтрации с использованием кратномасштабных преобразований на степень искажения сигнала после фильтрации в диапазоне изменения соотношения сигнал/помеха. Определены оптимальные параметры вейвлет-фильтрации биосигнала по критерию минимизации искажений сигнала после фильтрации по сравнению с модельным сигналом, свободным от проявления двигательных артефактов.

Регистрация и обработка сигнала артериальной пульсации крови находят широкое применение в инструментальных системах кардиологической диагностики для мониторинга частоты сердечных сокращений, определения степени насыщения гемоглобина артериальной крови кислородом, исследования гемодинамических процессов в артериальном русле [1], [2].

Регистрация сигнала артериальной пульсации крови с помощью плетизмографических или сфигмографических датчиков сопровождается наличием помех электрической, оптической и физиологической природы. Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте систем регистрации биосигналов в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых главным образом электрической сетью питания [2], [3]. Наличие оптических помех, вызванных попаданием света от других источников на широкополосный фотоприемник, приводит к искажениям полезного сигнала. Помехи физиологического происхождения обусловлены движениями или дыханием обследуемого человека. Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала. Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшему искажению биосигнала. Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом алгоритмических трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются основной полосой частот сигнала артериальной пульсации крови, что затрудняет использование классических методов линейной частотной фильтрации.

В настоящее время перспективным направлением в области обработки биосигналов, искаженных широкополосными шумами и помехами, является фильтрация на основе использования кратномасштабных вейвлет-преобразований [4]. Очистка сигнала от шума может быть реализована непосредственно удалением детализирующих коэффициентов высокочастотных уровней вейвлет-разложений [5].

Дискретное вейвлет-преобразование включает в себя стадию декомпозиции сигнала и стадию реконструкции сигнала. Декомпозиция сигнала представляет собой фильтрацию исходного сигнала с помощью низкочастотных фильтров, отсчеты импульсной характеристики которых представляют собой аппроксимирующие коэффициенты, и высокочастотных фильтров, отсчеты импульсной характеристики которых представляют собой детализирующие коэффициенты [5]. После стадии декомпозиции сигнала происходит удаление «шумовых компонент сигнала», с последующей реконструкцией исходного сигнала, очищенного от шумов и помех.

В данной статье предлагается методика фильтрации сигнала артериальной пульсации крови на основе использования разложения исходного биосигнала по ортогональным вейвлетам, включающая в себя следующие этапы:

1) вычисление прямого вейвлет-преобразования сигнала (выбор типа вейвлет-функции и числа уровней вейвлет-разло-

- жения); тип вейвлета и порядок разложения могут существенно влиять на качество фильтрации биосигнала в зависимости как от формы самого сигнала, так и от корреляционных характеристик присутствующих шумов;
- 2) задание типа и пороговых уровней фильтрации сигнала по известным априорным данным о характере шумов или по определенным критериям присутствующих шумов в исходном сигнале (выбор алгоритма нахождения порогового значения, пороговой функции, стратегии обработки детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения);
 - 3) модификация коэффициентов детализации вейвлет-разложения в соответствии с установленными условиями фильтрации;
 - 4) восстановление исходного биосигнала на основе исходных коэффициентов аппроксимации и модифицированных детализирующих коэффициентов с помощью обратного вейвлет-преобразования.

На рис. 1 приведена структурная схема декомпозиции сигнала с использованием алгоритма Малла, включающая в себя обработку сигнала высокочастотным и низкочастотным фильтрами и процедуры децимации с фактором 2 [$H(n)$ – импульсная характеристика высокочастотного фильтра, отсчеты которой представляют собой детализирующие коэффициенты вейвлет-разложения, $G(n)$ – импульсная характеристика низкочастотного фильтра, отсчеты которой представляют собой аппроксимирующие коэффициенты вейвлет-разложения], а также зависимости изменения сигнала от времени на различ-

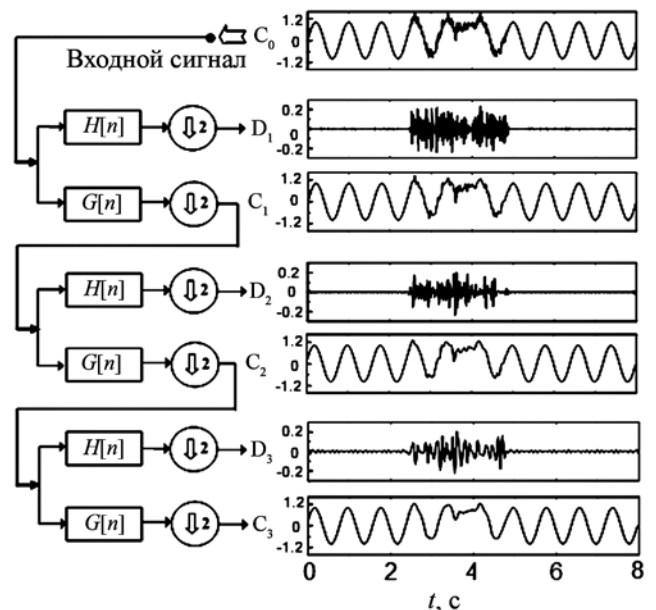


Рис. 1. Структурная схема декомпозиции сигнала с использованием алгоритма Малла

ных этапах обработки. На рис. 2 приведена блок-схема фильтрации сигнала артериальной пульсации крови на основе применения кратномасштабных вейвлет-преобразований ($C_i[n]$ – аппроксимирующие коэффициенты, $D_i[n]$ – детализирующие коэффициенты). На первом этапе обработки осуществляется декомпозиция исходного сигнала, далее детализирующие коэффициенты, полученные на первой стадии разложения, приравниваются к нулю, а на последующих стадиях проходят пороговую обработку; на заключительном этапе осуществляется реконструкция сигнала, включающая в себя процедуры интерполяции с фактором 2 и обратного вейвлет-преобразования.

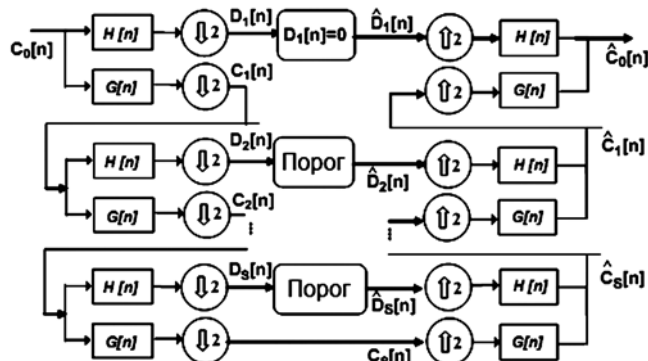


Рис. 2. Блок-схема фильтрации сигнала артериальной пульсации крови на основе применения кратномасштабных вейвлет-преобразований

Основу предлагаемой методики составляет использование различных пороговых алгоритмов, на основе которых происходит ограничение уровня детализирующих коэффициентов вейвлет-преобразования, что приводит к снижению уровня присутствующих в сигнале шумов. Согласно теории вейвлет-преобразований, низкочастотные (аппроксимирующие) коэффициенты вейвлет-разложения обладают большей энергией сигнала, что делает их более важными для использования на стадии реконструкции. Высокочастотные (детализирующие) коэффициенты вейвлет-разложения обладают меньшей энергией сигнала и зачастую представляют собой шумовые компоненты исходного сигнала [4]. Таким образом, в задачах фильтрации сигнала представляется целесообразным отбросить детализирующие коэффициенты вейвлет-разложения, получаемые на ранних стадиях декомпозиции сигнала.

Проведенные исследования с использованием размещенного на фаланге пальца обследуемого человека датчика акселерометрии с последующим спектральным анализом зарегистрированных сигналов двигательных искажений показали, что частотный диапазон двигательных артефактов, сопровождающих регистрацию сигнала артериальной пульсации крови при различной двигательной активности (ходьба, жестикуляция, бег), составляет от 0 до 4 Гц [6].

Модель сигнала артериальной пульсации крови с присутствующими шумами, обусловленными артефактами движения, принимается аддитивной. Для исследования параметров фильтрации сигнала артериальной пульсации крови будем использовать модельные сигналы, полученные на основе рассмотрения математической модели гемодинамических процессов распространения пульсовых волн по артериальному руслу [7]. Для моделирования сигнала помехи, обусловленного влиянием двигательных артефактов, предлагается использовать аддитивную сумму гармонического сигнала с основной частотой 4 Гц и шумового сигнала определенного уровня с нулевым средним значением, сглаженную окном Хемминга длительностью 10 с, что позволяет имитировать переходные процессы, возникающие в усилительном тракте аналогового блока регистрации сигнала артериальной пульсации крови во время резких движений человека, с учетом широкополосной природы двигательных артефактов [8]:

$$N(t) = N_{\max} [\sin(2\pi f_1 t) + \xi(t)] \cdot [0,54 - 0,46 \cdot \cos(2\pi f_2 t)],$$

где N_{\max} – амплитуда воздействия, моделирующего перераспределение крови в сосуде, вызванное движениями человека; f_1 – частота гармонического сигнала (4 Гц); $\xi(t)$ – шумовой сигнал, имеющий нулевое среднее; f_2 – частота, обратная длительности окна Хемминга (10 с).

В качестве одного из критериев оценки эффективности фильтрации сигнала артериальной пульсации крови был предложен коэффициент δ искажения сигнала артериальной пульсации крови после прохождения описанных этапов фильтрации:

$$\delta = \frac{\sum_{i=1}^M [A_f(i) - A(i)]^2}{\sum_{i=1}^M A^2(i)} \cdot 100 \%,$$

где i – номер отсчета сигнала; M – количество отсчетов в рассматриваемых фрагментах сигнала; $A_f(i)$ – отсчет модельного сигнала артериальной пульсации крови после фильтрации; $A(i)$ – отсчет модельного сигнала артериальной пульсации крови, свободного от проявления двигательных артефактов.

Выбор оптимальных параметров фильтрации сигнала артериальной пульсации крови осуществляется по критерию минимизации величины коэффициента искажения сигнала в диапазоне изменения отношения сигнал/помеха, оцениваемого следующим образом:

$$K_a = 20 \lg \frac{A_s}{A_N},$$

где K_a – коэффициент отношения амплитуд, характеризующий соотношение амплитуд сигнала и помехи, дБ; A_N – нормированная амплитуда сигнала помехи $N(t)$; A_s – нормированная амплитуда модельного сигнала артериальной пульсации крови.

Выбор оптимального значения глубины разложения S и используемой при фильтрации вейвлет-функции во многом определяется морфологией сигнала артериальной пульсации крови и характером присутствующих искажений. Учитывая гладкую природу рассматриваемых биосигналов, наиболее эффективные результаты вейвлет-фильтрации будет обеспечивать использование вейвлетов Добеши – семейства ортогональных вейвлетов, вычисляемых итерационным путем [5], [9]. Оптимальное значение уровня разложения определяется частотным спектром информационной составляющей обрабатываемого биосигнала, которую необходимо сохранить в массиве аппроксимационных коэффициентов. Для практической реализации предлагаемой методики фильтрации использовалась система компьютерных вычислений MATLAB 7.0 с установленным пакетом расширений Wavelet Toolbox.

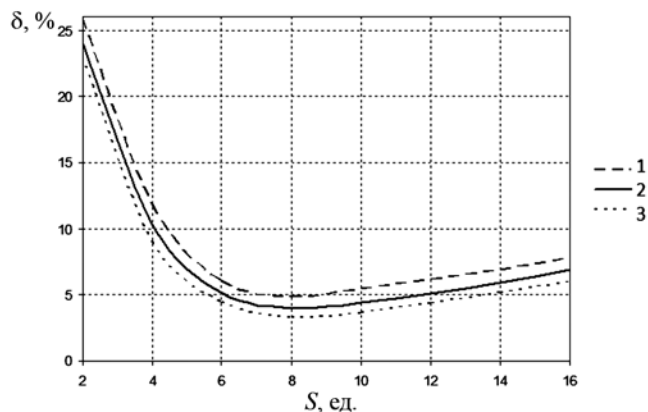


Рис. 3. Зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови от уровня глубины разложения S для различных вейвлет-функций

На рис. 3 приведены зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови от уровня глубины разложения S для различных вейвлет-функций (за-

висимости получены при значении коэффициента отношения амплитуд $K_a = 8$ дБ; 1 – использование функции Добеши 2-го порядка; 2 – использование функции Добеши 6-го порядка; 3 – использование функции Добеши 8-го порядка).

Анализ полученных результатов показал, что выбор глупины разложения значительным образом влияет на качество фильтрации сигнала артериальной пульсации крови, в то время как выбор вида вейвлет-функции кратномасштабного разложения оказывает незначительное влияние на качество фильтрации, однако использование вейвлетов Добеши высокого порядка является предпочтительным.

При выборе порогового уровня фильтрации шумовых компонент сигнала артериальной пульсации крови использовались различные критерии, минимизирующие квадратичную функцию потерь для выбранной модели шума. В рассматриваемой работе использовались следующие алгоритмы нахождения оптимального порогового значения для ограничения детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения:

- 1) адаптивный порог на основе алгоритма Штейна несмещенной оценки;
- 2) эвристический порог по методу Штейна;
- 3) фиксированное значение порога, определяемое как $T = \sigma\sqrt{2\log M}$, где σ – среднее квадратическое отклонение шума, оцениваемое для последовательности детализирующих коэффициентов; M – общее количество отсчетов фильтруемого биосигнала;
- 4) порог, определяемый с помощью минимаксной оценки.

В современных алгоритмах вейвлет-фильтрации широкополосных случайных компонент, присутствующих в информационных сигналах, используется два типа пороговых функций [5], [9]. Различают жесткую пороговую функцию [выражение (1)] и мягкую пороговую функцию [выражение (2)]:

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

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

где x – входное значение детализирующих коэффициентов; y – выходное значение детализирующих коэффициентов; $\text{sign}(x)$ – функция определения знака числа x ; T – значение порога.

Проведенные практические исследования показали, что с точки зрения минимизации искажений сигнала артериальной пульсации крови, использование мягкой пороговой функции является предпочтительным: средняя величина коэффициента искажения при использовании мягкой пороговой функции в диапазоне изменения коэффициента отношения амплитуд 0...20 дБ составила 4,4%; жесткой пороговой функции – 6,9%.

На рис. 4 приведены зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови от изменения коэффициента отношения амплитуд при использовании различных алгоритмов нахождения порогового значения для мягкой пороговой функции соответственно: 1 – фиксированное значение порога; 2 – эвристический порог по методу Штейна; 3 – адаптивный порог на основе алгоритма Штейна несмещенной оценки; 4 – минимаксная оценка оптимального значения порога.

Использование минимаксного метода оценки оптимального значения порога для ограничения детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения обеспечивает наименьшую величину искажений биосигнала, а также имеет наименьшую чувствительность к изменению соотношения сигнал/помеха.

Проведенные исследования показали, что применение методов вейвлет-фильтрации для обработки сигнала артериальной пульсации крови является эффективным методом подавления присутствующих двигательных артефактов и позволяет получить выходной сигнал с малыми искажениями относительно идеального сигнала, свободного от влияния аддитивных широкополосных случайных помех. Оптимальными параметрами фильтрации сигнала артериальной пульсации крови на

основе применения кратномасштабных вейвлет-преобразований в условиях присутствия двигательных артефактов с точки зрения минимизации искажений биосигнала являются:

- 1) количество уровней разложения в пределах диапазона 6...10;
- 2) использование вейвлетов Добеши высокого порядка (6...8);
- 3) использование мягкой пороговой функции;
- 4) применение минимаксной оценки оптимального значения порога ограничения детализирующих коэффициентов.

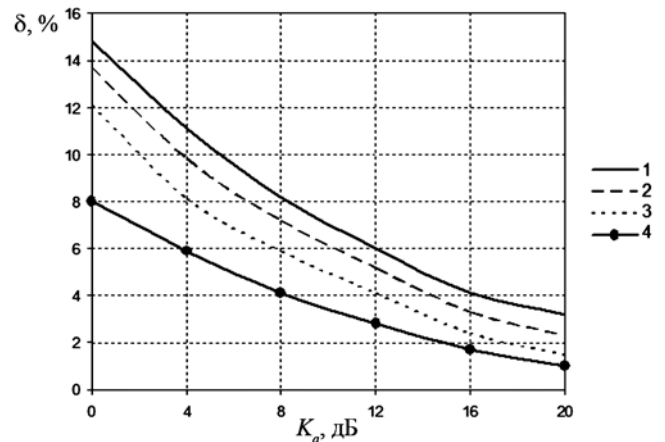


Рис. 4. Зависимости изменения коэффициента искажения сигнала артериальной пульсации крови от изменения коэффициента отношения амплитуд при использовании различных алгоритмов нахождения порогового значения для мягкой пороговой функции

Список литературы:

1. Allen J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement // *Physiological Measurement*. 2007. Vol. 28. PP. 1-39.
2. Webster J.G. Design of Pulse Oximeters. – The Medical Science Series, Taylor & Francis. 1997. 260 p.
3. Калакутский Л.И., Манелис Э.С. Аппаратура и методы клинического мониторинга. Уч. пособие. – Самара: СГАУ, 1999. 160 с.
4. Fu T.H. et al. Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multi-resolution analysis // *Journal of medical and biological engineering*. 2008. Vol. 28 (4). PP. 229-232.
5. Strang G., Nguyen T. Wavelets and Filters Banks. – Wellesley-Cambridge-Press. 1996. 490 p.
6. Han H. et al. Development of real-time motion artifact reduction algorithm for a wearable photoplethysmography / *Proceedings of the 29th Annual International Conference of the IEEE EMBS*. 2007. PP. 1539-1541.
7. Калакутский Л.И., Федотов А.А. Диагностика дисфункции сосудистого эндотелия методом контурного анализа пульсовой волны // *Известия ЮФУ. Технические науки*. 2009. № 9. С. 93-98.
8. Clifford G.D., McSharry P.E. A realistic coupled nonlinear artificial ECG, BP and respiratory signal generator for assessing noise performance of biomedical signal processing algorithms / *Proceedings of the SPIE*. 2004. Vol. 5467. PP. 290-301.
9. Дьяконов В.П. Вейвлеты. От теории к практике. – М.: СОЛОН-Р, 2002. 446 с.

Александр Александрович Федотов,
канд. техн. наук, доцент,
кафедра радиотехники и медицинских
диагностических систем,
Самарский государственный аэрокосмический
университет им. акад. С.П. Королева
(национальный исследовательский университет),
г. Самара,
e-mail: fedoaleks@yandex.ru