

$$M_x = \int_0^H \frac{\sum_{i=0}^n a_i y^i \cdot \sum_{j=0}^m b_j y^j}{y} dy. \quad (10)$$

Интеграл вида (10) легко вычисляется даже в аналитической форме, что удобно, и даёт возможность для каждой ёмкости получить индивидуальную аналитическую зависимость, связывающую массу топлива в баке с его уровнем с учетом изменения плотности по глубине ёмкости, а также даёт возможность создать универсальный алгоритм и программу обработки данных для ПК, в которую будут вводиться только данные о коэффициентах аппроксимации и текущих значениях плотности.

Изложенные в статье способы предложены впервые и значительно повышают точность измерений массы жидкости по сравнению с известными методиками, так как основаны на нелинейной интерполяции экспериментальных калибровочных данных, что, несомненно, точнее дискретного сложения и линейной интерполяции данных, применяемых в настоящее время на всех нефтебазах РФ.

Список использованных источников

1. Скворцов, Б.В. Импульсные методы измерений количества и качества жидких углеводородных топлив [Текст] / Б.В. Скворцов, С.А. Борминский. – Самара, СНЦ РАН, 2010. – 226 с.

МЕТОДИКА ОБРАБОТКИ СИГНАЛА АРТЕРИАЛЬНОЙ ПУЛЬСАЦИИ КРОВИ НА ОСНОВЕ ПРИМЕНЕНИЯ ВЕЙВЛЕТ ПРЕОБРАЗОВАНИЙ

Л.И. Калакутский, А.А. Федотов

Самарский государственный аэрокосмический университет. г. Самара

Регистрация и обработка сигнала артериальной пульсации крови находит 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 физической и физиологической природы. Помехи электрической природы возникают в усилительном тракте систем регистрации

сигнала артериальной пульсации крови в результате влияния внешних электромагнитных полей, создаваемых, главным образом, электрической сетью питания [2, 3]. Помехи физиологического происхождения можно разделить на две группы: артефакты, обусловленные движениями пациента, и помехи, создаваемые дыханием пациента.

Дыхательные тренды, присутствующие в сигнале артериальной пульсации крови, искажают изолинию и форму биосигнала. Двигательные артефакты носят случайный характер и приводят к наибольшим искажениям биосигнала. Обработка сигнала артериальной пульсации крови на фоне присутствия двигательных артефактов сталкивается с рядом трудностей, заключающихся в том, что природа появления двигательных артефактов имеет случайный характер, а их частотные компоненты перекрываются с 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 дискретных вейвлет-преобразований [4]. Очистка сигналов от шума может быть реализована непосредственно удалением детализирующих коэффициентов высокочастотных уровней вейвлет-разложений [5].

Шумовые компоненты биосигналов, и особенно большие случайные выбросы значений сигналов, можно рассматривать в виде множеств локальных особенностей сигналов. Процедура вейвлет-преобразования сигнала является, по сути, результатом фильтрации исходного сигнала фильтром с конечной импульсной характеристикой, представляющей собой дискретизированные отсчеты материнского вейвлета.

Дискретное вейвлет преобразование включает в себя стадию декомпозиции сигнала и стадию реконструкции сигнала. Декомпозиция сигнала представляет собой фильтрацию исходного сигнала с помощью низкочастотных фильтров, импульсная характеристика которых представляет 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.

Основу предлагаемой методики составляет использование пороговых функций различной формы, на основе которых происходит ограничение уровня детализирующих коэффициентов вейвлет-преобразования. Задав определенный порог и «отсекая» коэффициенты ниже этого порога, можно значительно снизить уровень шума. 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.

Основными этапами предлагаемого алгоритма являются:

1. Вычисление прямого вейвлет-преобразования сигнала (выбор типа вейвлет-функции и числа уровней вейвлет-разложения);
2. Изменение полученных коэффициентов преобразования по определенному правилу (выбор алгоритма нахождения порогового значения, выбор пороговой функции, выбор стратегии обработки детализирующих коэффициентов вейвлет-разложения);
3. Вычисление обратного вейвлет-преобразования от множества модифицированных (обработанных) вейвлет-коэффициентов.

На рис. 1 приведена структурная схема декомпозиции сигнала артериальной пульсации крови, включающая обработку сигнала высокочастотным и низкочастотным фильтрами и процедуры децимации (здесь: $H(n)$ – импульсная характеристика высокочастотного фильтра, $G(n)$ – импульсная характеристика низкочастотного фильтра), а также зависимости изменения сигнала от времени на различных этапах обработки.

На рис. 2 приведена блок-схема обработки сигнала артериальной пульсации крови на основе применения вейвлет-преобразования. На первом этапе обработки осуществляется декомпозиция исходного сигнала, далее детализирующие коэффициенты, полученные на ранних стадиях приравниваются к нулю, а на поздних стадиях проходят пороговую обработку, на заключительном этапе осуществляется реконструкция сигнала, включающая в себя процедуры интерполяции и обратного вейвлет-преобразования.

Качество фильтрации сигнала будет определяться выбором значения порогового уровня. В качестве порога в данной работе предлагается использовать значение, определяемое следующим образом:

$$T = s \cdot \sqrt{2 \ln(N)}, \quad (1)$$

где T – пороговое значение, N – общее количество отсчетов обрабатываемого сигнала, s – среднеквадратическое отклонение шума, равное медиане абсолютного значения множества детализирующих коэффициентов, лежащих на самом низком уровне разложения.

В данной работе в качестве материнского вейвлета использовался вейвлет Добеши, число уровней вейвлет-разложений было равно 4, при этом была использована жесткая пороговая функция.

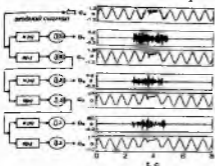


Рис. 1. Структурная схема обработки сигнала на стадии декомпозиции и в зависимости изменения биосигнала на различных этапах обработки от времени

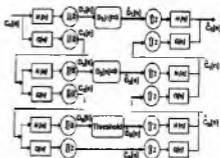


Рис. 2. Блок-схема обработки сигнала артериальной пульсации крови на основе применения вейвлет преобразования

Альтернативным и более простым методом обработки сигнала артериальной пульсации крови может служить фильтрация во временной области на основе использования фильтра скользящего среднего (ФСС) [6]

$$y(n) = \frac{1}{N} \sum_{j=1}^N x(n-j),$$

где $x(n)$ – входной сигнал, N – ширина скользящего окна, $y(n)$ – выходной сигнал.

Применение ФСС приводит к сглаживанию исходного сигнала. Такой фильтр используется для устранения ошибок квантования и для устранения высокочастотных шумов в сигнале. Свойства такого рода фильтров полностью определяются шириной скользящего окна N , которая в свою очередь будет зависеть от величины частоты дискретизации обрабатываемого сигнала.

Оценкой эффективности использования той или иной методики фильтрации сигнала артериальной пульсации крови в условиях присутствия дыхательных помех и двигательных артефактов может служить чувствительность обнаружения опорных точек биосигнала, в качестве которых наиболее удобно использовать точку систолического максимума сигнала. Чувствительность обнаружения (S) оценивается как относительная доля успешно обнаруженных опорных точек (P^+) к общему числу опорных точек (P) в рассматриваемом фрагменте биосигнала. Обнаружение точки систолического максимума сигнала происходит на основе трехточечной схемы детектирования [6].

Для регистрации биосигналов использовался сертифицированный компьютерный фотоплетизмограф “ЭЛДАР”, позволяющий регистрировать

сигналы периферической артериальной пульсации крови и передавать данные в компьютер с частотой дискретизации 500 Гц. В качестве различных методик фильтрации сигнала артериальной пульсации крови в данной работе использовались предлагаемая методика на основе вейвлет преобразований сигнала, а также методика на основе применения ФСС, реализуемого при различных значениях ширины скользящего окна.

В табл. 1 приведены значения эффективности обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови для 12 различных фрагментов сигнала артериальной пульсации крови, искаженного дыхательными помехами и двигательными артефактами различной интенсивности.

Таблица 1 Эффективность обнаружения опорных точек сигнала артериальной пульсации крови на основе использования ФСС и вейвлет-преобразований

Обследуемый	A	B	C	D	E	F	G	H	I	J	K	Среднее значение
P, шт	123	109	115	93	176	135	149	114	131	117	145	
P* (вейв.), шт	122	106	114	82	166	134	147	113	129	114	141	
P* (ФСС), N=250, шт	115	99	108	76	123	128	128	105	119	96	113	
P* (ФСС), N=125, шт	114	104	113	69	161	130	141	105	125	93	135	
P* (ФСС), N=62, шт	114	69	106	76	155	125	144	89	120	62	127	
S (вейв.), %	99, 2	97, 3	99, 1	88, 2	94, 3	99, 3	98, 6	99, 1	98, 5	97, 4	97, 2	97,3
S (ФСС), N=250, %	93, 5	90, 8	93, 9	81, 7	69, 9	94, 8	85, 9	92, 1	90, 8	82, 1	77, 9	86,4
S (ФСС), N=125, %	92, 7	95, 4	98, 3	74, 2	91, 5	96, 3	94, 6	92, 1	95, 4	79, 5	93, 1	91,6
S (ФСС), N=62, %	92, 7	63, 3	92, 2	81, 7	88	92, 6	96, 6	78, 1	91, 6	53	87, 6	82,8

Анализ полученных результатов показал, что применение методики обработки сигнала артериальной пульсации крови на основе использования вейвлет-преобразований позволяет получить максимальную чувствительность обнаружения опорных точек биосигнала, близкую к 100%, в то время как фильтрация сигнала на основе использования ФСС дает заметно худшую чувствительность. Необходимо отметить, что использование скользящего окна с шириной, равной $\frac{1}{4}$ от величины частоты дискретизации (N=125), позволяет обеспечить наилучшую чувствительность обнаружения опорных точек биосигнала.

Несмотря на заметно более высокую чувствительность обнаружения опорных точек биосигнала, достигаемую при использовании методики обработки на основе применения вейвлет-преобразований необходимо заметить, что реализация фильтрации биосигнала с помощью ФСС обладает неоспоримым преимуществом в быстродействии и простоте

алгоритмической реализации, поэтому применение ФСС может быть целесообразным в системах оперативного мониторинга при обработке в режиме реального времени, в то время как использование вейвлет-преобразований может быть реализовано при offline обработке биосигналов.

Список использованных источников

- 1 Allen, J. Photoplethysmography and its application in clinical physiological measurement [Текст] / J. Allen // *Physiological Measurement*. – 2007. – Vol. 28. – p. 1-39.
- 2 Webster, J.G. Design of Pulse Oximeters [Текст] / J.G. Webster – The Medical Science Series, Taylor & Francis, 1997. – 260 p.
- 3 Калакутский, Л.И. Аппаратура и методы клинического мониторинга: Учебное пособие [Текст] / Л.И. Калакутский, Э.С. Манелис. – Самара: СГАУ, 1999. – 160 с.
- 4 Fu, T.H. Heart rate extraction from photoplethysmogram waveform using wavelet multi-resolution analysis [Текст] / T.H. Fu et al // *Journal of medical and biological engineering*. – 2008. – Vol. 28 (4). – p. 229-232.
- 5 Strang, G. Wavelets and Filters Banks. [Текст] / G. Strang, T. Nguyen. – Wellesley-Cambridge-Press, 1996. – 490 p.
- 6 Рангайян, Р.М. Анализ биомедицинских сигналов. Практический подход [Текст] / Пер. с англ. Под ред. А.П. Немирко – М.: Физматлит, 2007. – 440 с.

РАЗРАБОТКА МОДУЛЯ ПОИСКА НАВИГАЦИОННЫХ СИГНАЛОВ СИСТЕМЫ GPS НА БАЗЕ ПЛИС XILINX SPARTAN6

С.В. Шафран

Самарский государственный аэрокосмический университет, г. Самара

Разработка специализированного навигационного приемника для работы на борту микроспутников является весьма актуальной задачей в связи с наличием специфических требований, делающих неэффективным применение широко распространенных навигационных приемников наземного базирования, в частности, из-за значительной величины доплеровского сдвига, требований к энергопотреблению и др. Для разработки такого навигационного приемника требуется решить ряд технических задач, главными из которых являются обнаружение навигационного сигнала, слежение за сигналами обнаруженных навигационных спутников, максимально точное определение временной задержки сигналов и частоты доплеровского сдвига, прием информации о состоянии спутников и вычисление координат.

В докладе рассматривается разработка модуля поиска навигационных сигналов.