

На правах рукописи



Гармаев Баир Зятуевич

ВЕЙВЛЕТ-АНАЛИЗ ЛОКАЛЬНОЙ СТРУКТУРЫ
ПУЛЬСОВЫХ СИГНАЛОВ

01.04.03 - радиопизика

Автореферат
диссертации на соискание ученой степени
кандидата физико-математических наук

Иркутск - 2013

Работа выполнена в лаборатории волновой диагностики живых систем Федерального государственного бюджетного учреждения науки Институт физического материаловедения Сибирского отделения Российской академии наук

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор
Бороноев Виталий Васильевич.

Официальные оппоненты: Банах Виктор Арсентьевич,
доктор физико-математических наук,
ИОА СО РАН, г. Томск,
заведующий лабораторией

Унучков Владимир Евгеньевич,
кандидат физико-математических наук,
доцент,
ФГБОУ ВПО ИрГУПС, г. Иркутск,
доцент

Ведущая организация: Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт солнечно-земной физики Сибирского отделения Российской академии наук, г. Иркутск

Защита состоится 18 декабря 2013 г. в 14-30 на заседании диссертационного совета Д 212.074.04 при Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Иркутский государственный университет» по адресу: 664003, г. Иркутск, бульвар Гагарина, 20.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке Иркутского государственного университета.

Автореферат разослан " ___ " 2013 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета,
кандидат физико-математических
наук, доцент



Б. В. Мангазеев

Общая характеристика работы

Актуальность работы. Вейвлет-анализ, является инструментом изучения динамики систем и привлекает в последнее время все большее внимание исследователей. В отличие от преобразования Фурье, используемого в радиофизике, вейвлет-преобразование позволяет получать двумерную развертку исследуемого сигнала и рассматривать масштаб (частоту) и время как независимые переменные. Использование быстро спадающих солитоноподобных функций обеспечивает возможность проведения локализованного анализа структуры сигналов, что особенно важно при изучении процессов с меняющимися во времени характеристиками (Н.М. Астафьева, А.А. Короновский и А.Е. Храмов, Л.В. Новиков и др.). В последнее время наблюдается интерес к применению радиофизических подходов и методов в биомедицинской науке (Гуляев Ю.В., Годик Э.Э.), для которой как раз характерны такие сигналы.

Методы Фурье-анализа, обычно применяемые в обработке сигналов, оказываются недостаточно информативными в анализе биомедицинских сигналов. Связано это прежде всего с соотношением неопределенностей. Не может быть одновременно достигнуто хорошее разрешение по времени и по частоте. Соотношение неопределенностей приводит и к другим недостаткам Фурье-анализа, он не содержит средств анализа гладкости сигнала и неустойчив к малым возмущениям: незначительная ошибка в одном из коэффициентов спектрального разложения приводит к перестройке всего сигнала, взятого во временном представлении.

Вейвлет-анализ дополняет методы радиофизики для анализа биомедицинских сигналов, и позволяет разработать новые способы оценки динамики протекания физиологических процессов. Также вейвлет-анализ, наряду с методами статистической радиофизики, позволяет проводить анализ реальных процессов с наличием случайной составляющей в экспериментальных данных, которая может быть следствием шума измерительной аппаратуры, конечной точности измерений, дискретности временного ряда и т.п. Все это имеет место и в сигналах биомедицинского происхождения, в том числе и в пульсовых сигналах артериального давления, который содержит в себе информацию о многих физиологических процессах, протекающих в организме, и, в первую очередь, в сердечно-сосудистой системе.

Поэтому актуальной задачей является исследование такого сложного сигнала, как пульсовой сигнал человека, не только методами статистической радиофизики, но и методами вейвлет-анализа, обеспечивающими возможность проведения локального анализа структуры сигналов. Фактически, мы имеем дело с радиофизическими задачами, которые требуют применения и развития специальных методов анализа структуры сигналов.

В работе рассматриваются возможности использования вейвлет-преобразования в качестве инструмента декомпозиции кардиофизиологических рядов в целях выделения физиологически значимых частотных, временных и вейвлет компонентов для последующего анализа. Вейвлет-анализ пульсовых сигналов открывает новые возможности путем выявления характерных особенностей исследуемых сигналов малозаметных на их временных зависимостях и спектрах Фурье. Особенно это важно для локализации характерных участков пульсового сигнала с целью последующего выделения информативных точек на ее малоамплитудных сегментах, от точности определения которых зависит точность поставленного врачом диагноза.

Целью работы является анализ локальной структуры пульсовых сигналов на ее малоамплитудных сегментах с помощью вейвлет-преобразования.

В работе решаются следующие **задачи**:

1. Выбрать базисную функцию для анализа пульсового сигнала, вейвлет-спектр которого корректно передает его структуру.
2. Разработать методы количественного анализа вейвлет-спектра для анализа амплитудно-временной структуры пульсовых сигналов.
3. Модифицировать алгоритм регуляризации операции дифференцирования сигналов с применением непрерывного вейвлет-преобразования для оценки гемодинамических параметров пульсового сигнала.
4. Исследовать вейвлет- и Фурье- спектры пульсовых сигналов при нарушениях гемодинамики.

Методы исследования. При решении поставленных в работе задач использовались радиофизические методы исследования сигналов и методы вейвлет-анализа. При интерпретации результатов оценки погрешностей предложенных методов привлекались данные, опубликованные другими авторами. Экспериментальные исследования сводились к измерению и анализу пульсовых сигналов обследуемых с известными диагнозами.

Научная новизна заключается в следующем:

- впервые предложены количественные параметры вейвлет-преобразования для анализа пульсовых сигналов;
- предложен и разработан алгоритм поиска информативных точек пульсового сигнала на основе непрерывного вейвлет-преобразования с помощью вейвлета Хаара;
- предложен модифицированный метод вейвлет-регуляризации операции дифференцирования сигналов с шумом;
- определены особенности локальной структуры вейвлет- и Фурье-спектров пульсового сигнала у обследуемых с нарушением гемодинамики.

Практическая значимость. Вейвлет-метод позволяет определять информативные точки на малоамплитудных сегментах пульсового сигнала, тем самым повышает точность определения гемодинамических параметров. Модифицированный метод вейвлет-регуляризации операции дифференцирования сигналов с шумом может быть применен при решении обратных задач не только в биомедицине, но в других областях науки. Развитая в работе методика выделения информативных точек может быть использована для исследования пульсовых волн в автоматизированном пульсодиагностическом комплексе (АПДК). Метод определения у человека нарушений гемодинамики может быть внедрен в АПДК для дальнейшего использования при ранних выявлениях гипертонии и ишемической болезни сердца.

Положения выносимые на защиту:

1. Применение вейвлета Хаара позволяет корректно определять локальную амплитудно-временную структуру пульсового сигнала и определять координаты информативных точек, в том числе, и на его малоамплитудных сегментах.

2. Модифицированный метод вейвлет-регуляризации операции дифференцирования сигналов с шумом позволяет определять экстремумы и точки перегиба пульсового сигнала на характерных масштабах вейвлет-спектра Хаара и существенно повышает точность определения гемодинамических параметров.

3. Вейвлет- и Фурье- спектры пульсовых сигналов при нарушении гемодинамики имеют следующие особенности: их вейвлет-коэффициенты имеют меньшие коэффициенты вариации чем у здоровых, энергетический коэффициент спектра уменьшается при наличии гипертонии и увеличивается при наличии ИБС.

Достоверность результатов работы обеспечивается: корректным использованием математического аппарата, устойчивостью разработанных методов анализа структуры сигналов к малым изменениям, согласием результатов численных экспериментов с результатами полученными другими методами, их соответствием и согласованностью, сравнением оценок погрешностей разработанных методов с независимыми экспериментальными данными. Обоснованность статистических выводов обеспечивается значительным объемом выборок.

Апробация работы. Результаты исследований по теме диссертации были представлены на следующих научных конференциях: XIV Международный симпозиум «Оптика атмосферы и океана. Физика атмосферы» (Улан-Удэ, 2007); Всероссийская конференция «Математика и ее приложения» (Улан-Удэ, 2008); Всероссийская конференция «Математическое моделирование и вычислительно-информационные технологии в междис-

циплинарных научных исследованиях» (Иркутск, 2009); III и IV Международная научно-практическая конференция «Актуальные проблемы радиофизики» (Томск, 2010 и 2012); Международная научная конференция «Зондирование земных покровов радарными с синтезированной апертурой» (Улан-Удэ, 2010); XIV Международная конференция «Цифровая обработка сигналов» (Москва, 2012).

Публикации. По материалам диссертации опубликовано 16 работ. Пять работ опубликованы в изданиях рекомендованных ВАК.

Личный вклад автора. Совместно с научным руководителем диссертационной работы был определен план, обсуждались и анализировались результаты исследований. Совместными усилиями были получены теоретические основы разработанных методов. Непосредственно автором проведены расчеты, эксперименты, разработка методов и алгоритмов, обработка данных и их сравнение, подготовка публикаций и докладов на конференциях. Основные результаты диссертации получены лично автором.

Структура и объем диссертации. Диссертация изложена на 116 страницах листа машинописного текста, иллюстрируется 50 рисунками и графиками, состоит из введения, четырех глав, заключения, приложения и списка литературы из 123 наименований.

Основное содержание работы

Во введении обосновывается актуальность работы, формулируется цель исследования, ставятся основные задачи, раскрывается научная новизна полученных результатов и формулируются основные положения и результаты, выносимые на защиту, а также приведены данные по апробации экспериментальных результатов, полученных и включенных в диссертацию.

В первой главе проведен аналитический обзор работ по исследованию вейвлет-методов и проанализированы преимущества их применения. Рассмотрены вопросы, связанные с методом вейвлет-регуляризации операции дифференцирования. Кратко рассматриваются вопросы, связанные с разработкой количественных методов при использовании непрерывного вейвлет-преобразования. Дается краткое описание работ по обработке биомедицинских сигналов. Рассмотрены вопросы, связанные с анализом структур пульсовых сигналов. На основе проведенного обзора поставлена цель и задачи диссертационной работы.

Во второй главе представлены вейвлет-методы обработки и анализа биомедицинских сигналов.

В § 2.1 проведено сравнение вейвлет-образов модельных сигналов для разных вейвлетов. В результате анализа выбрана анализирующая функция

- вейвлет Хаара, которая достоверно передает внутреннюю структуру пульсового сигнала.

Выбор вейвлета Хаара обусловлен тем, что он приспособлен для анализа особенностей сигнала, поскольку имеет хорошую локализацию во временном пространстве. Показано, что точки экстремумов сигнала определяются нулевыми значениями вейвлет-коэффициентов.

В § 2.2 подробно представлены вейвлет-спектры модельных и реальных пульсовых сигналов с применением функции Хаара, послуживших основой для разработки метода выделения информативных точек пульсового сигнала [1].

Для определения информативных точек пульсового сигнала используется непрерывное вейвлет-преобразование дискретного пульсового сигнала:

$$W(a, b) = \frac{1}{\sqrt{a}} \sum_k f(k) \int_k^{k+1} \psi\left(\frac{b-t}{a}\right) dt, \quad (1)$$

где a – масштабный коэффициент (масштаб), b – параметр сдвига, t – время, k – номер шага дискретизации, $f(k)$ – дискретный пульсовый сигнал; с вейвлетом Хаара, представляющим собой ортонормальный вейвлет с компактным носителем:

$$\psi(t) = \begin{cases} 1, & 0 \leq t < 0.5 \\ -1, & -0.5 \leq t < 0 \\ 0, & otherwise \end{cases} \quad (2)$$

Суть метода [2, 6-10, 16] определения информативных точек исследуемого сигнала с его помощью заключается в том, что анализируемый сигнал (в примере модельный сигнал на рис. 1а) вначале разлагаем по вейвлетам и анализируем картину абсолютных значений вейвлет-коэффициентов, представленных на рис. 1б, на котором отчетливо видны нулевые значения вейвлет-коэффициентов, обозначенных белым цветом.

Следующий этап алгоритма заключается в выборе фиксированного масштаба (частоты) на картине вейвлет-коэффициентов, позволяющего определять искомые точки. На рисунке 1б вейвлет-коэффициенты на выбранной частоте показаны линией 1. Значение масштаба выбирается с учетом минимизации влияния шумов на точность определения информативных точек и с учетом минимизации влияния низких частот (чем больше масштаб, тем больше влияние низких частот, что выражается в сдвиге положения экстремумов).

На заключительном этапе определения координат информативных точек по пересечению линии 1 и нулевых значений вейвлет-коэффициентов (белые области картины вейвлет-коэффициентов) определяются информативные точки модельного сигнала, соответствующие его точкам экстремума

мов, как показано на рисунке 1б. Способ определения информативных точек исследуемого сигнала по значениям вейвлет-коэффициентов, равных нулю на выбранной фиксированной частоте, обозначенных крестиками, представлен на рис. 1в.

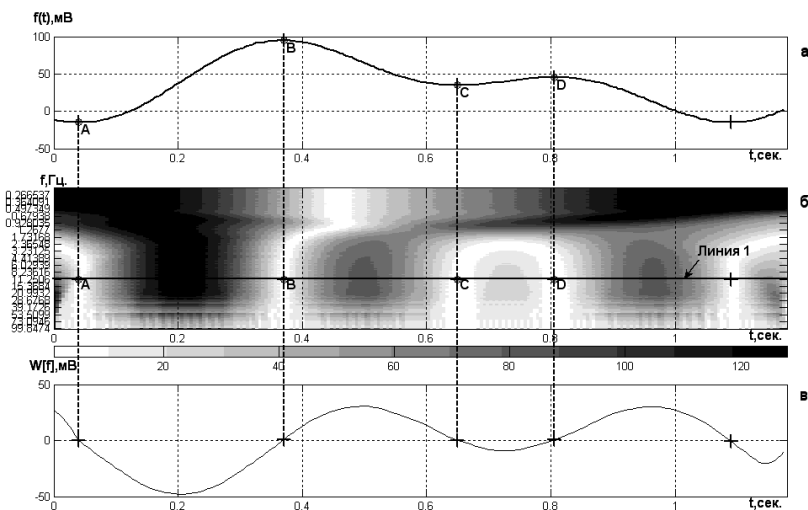


Рис. 1. Пример анализа в методе определения информативных точек на модельной пульсовой волне на основе непрерывного вейвлет-преобразования.

Далее в работе рассматривается оценка погрешностей разрабатываемого метода выделения информативных точек пульсового сигнала на основе непрерывного вейвлет-преобразования. В результате оценки установлено, что определение информативных точек модельного сигнала, проведенное с помощью вейвлет-преобразования, при отсутствии шума возможно до величины амплитуды локальных экстремумов, равной одному шагу дискретизации по амплитуде.

Критерием выбора масштаба на вейвлет-спектре является оценка уровня шумов в сигнале. Для оценки влияния уровня аддитивного белого шума на точность определения информативных точек рассматривалась модельная пульсовая волна с шумом (рис.2а). С помощью вейвлет-коэффициентов определяется комплекс информативных точек A-D, соответствующих наиболее выраженным особенностям контура модельной пульсограммы с аддитивным шумом, имеющим нормальный закон распределения (белый шум), полученный с помощью генератора случайных

чисел; его максимальная амплитуда δ задавалась в процентах от максимальной амплитуды модельной пульсовой волны.

Как видно из рисунка 2б, выбранный масштаб (частота) находится выше масштабов, где влияние шумов значительно. С целью достижения высокой достоверности результатов для каждого уровня шума проводилось 100 независимых измерений, по результатам которых определялось среднее значение.

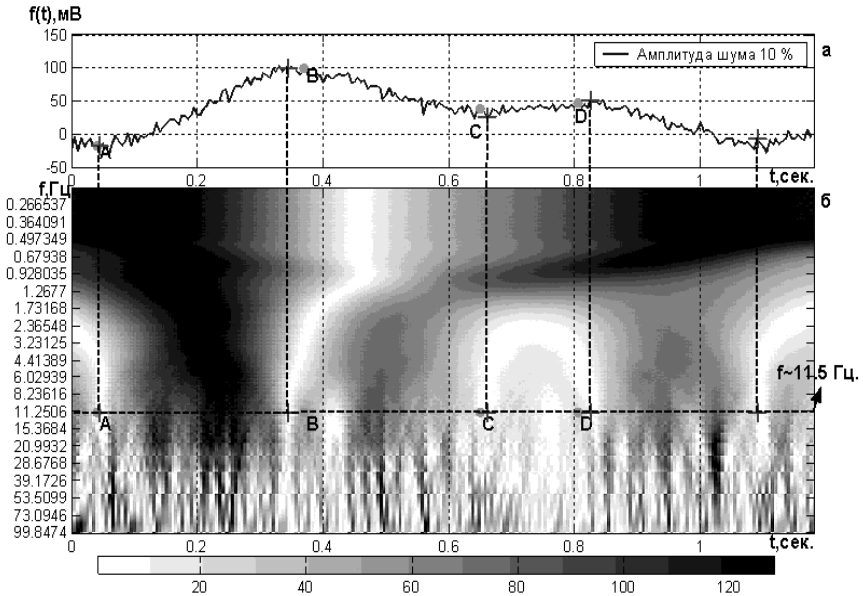


Рис. 2. Пример выбора масштаба на вейвлет-спектре для уменьшения влияния шума на точность определения информативных точек на модельном пульсовом сигнале.

Сравнение оценки точности определения координат точек экстремумов исследуемого сигнала с опубликованными результатами других методов [17, 18] показало (рис. 3), что разработанный алгоритм обеспечивает более высокую точность определения информативных точек на локальных малоамплитудных сегментах модельного сигнала (точка А), чем методы сплайн-аппроксимации, требующие в ряде случаев дополнительные методы обработки сигнала и введения эвристик, и метод, основанный на регуляризирующем алгоритме А.Н. Тихонова. В остальных точках погрешность сравнима с другими методами.

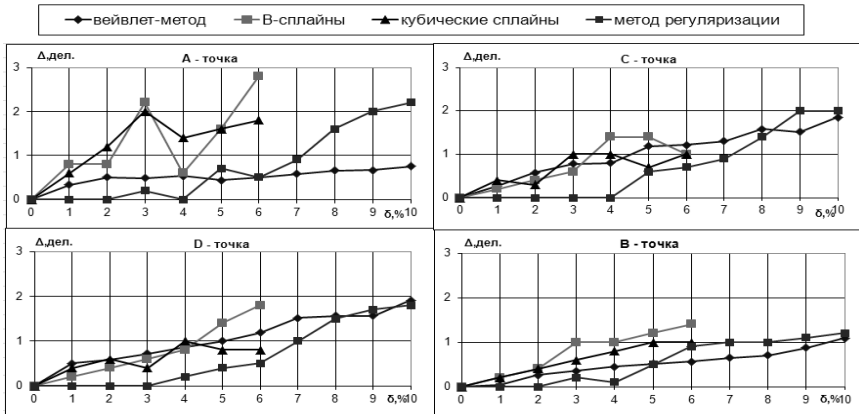


Рис.3 Зависимости средних значений погрешностей определения информативных точек Δ от уровня шума δ для разных методов.

Это показало, что вейвлет-метод нахождения информативных точек (также называемыми характерными) пульсового сигнала имеет ряд преимуществ перед применяемыми ранее методами, которое заключается в том, что погрешность метода при шумах меньше на малоамплитудных сегментах по сравнению с известными. Значительное время расчета непрерывного вейвлет-преобразования при первоначальном анализе сигнала убирается выбором одного или нескольких масштабов для работы алгоритма, что уменьшает расчеты и время их выполнения.

В третьей главе проведены исследования влияния шума на вейвлет-коэффициенты на разных масштабах.

В § 3.1 установлено, что точки экстремумов определяются точнее на нечетных масштабах вейвлет-спектра. Было установлено, что увеличение масштаба ведет к расхождению положения нулевых значений вейвлет-коэффициентов с расположением точек экстремума сигнала. Это связано с влиянием более низких частот на структуру вейвлет-коэффициентов. Тем самым показано, что критерием выбора масштаба является компромисс между влиянием шума и влиянием более низких частот сигнала.

В § 3.2 на основе вейвлет-метода нахождения информативных точек предложена модификация метода вейвлет-регуляризации операции дифференцирования сигналов с шумом. Это связано с тем, что вейвлет-метод позволяет находить точки экстремумов и точки перегиба на кривой при помощи вейвлет-коэффициентов на определенных масштабах способом, схожим со способом нахождения этих точек при помощи дифференциальной кривой. Для этого вейвлет-коэффициенты приведены к виду:

$$d(a) = -\frac{\alpha(a) \times W(a,b)}{\Delta t}, \quad (3)$$

где $d(a)$ – приведенные вейвлет-коэффициенты; $W(a,b)$ – вейвлет-коэффициенты; Δt – шаг дискретизации; $\alpha(a)$ – множитель, зависящий от масштаба a .

Коэффициент $\alpha(a)$ подбирался по наименьшему значению величины дисперсии D между вейвлет-коэффициентами и производной

$$D = \frac{\sum_n (d(a)_n - d_n)^2}{\sum_n d_n^2}, \quad (4)$$

где d_n – истинная производная, $d(a)_n$ – приведенные вейвлет-коэффициенты.

Полученные зависимости приведенных вейвлет-коэффициентов $d(a)$ представляют собой приближенную производную. На рис. 4а показан модельный сигнал с аддитивным шумом (кривая 1) и без шума (кривая 2), на рис. 4б показаны производная (кривая 1) и приведенные вейвлет-коэффициенты (кривая 2). Видно, что приведенные вейвлет-коэффициенты близки по виду к истинной производной (кривая 3).

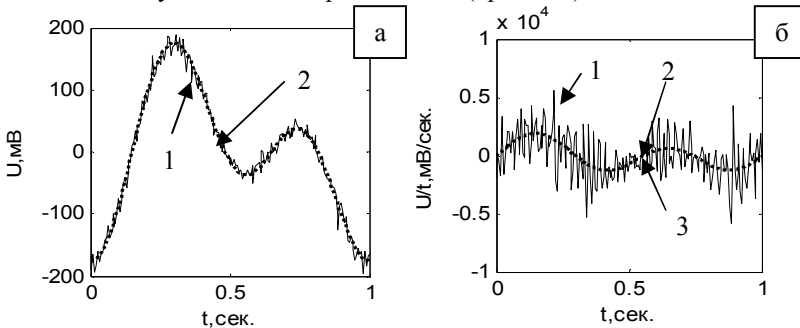


Рис. 4. а) Сумма синусоид с аддитивным белым шумом (сплошная) и без шума (пунктирная), б) приведенные вейвлет-коэффициенты на масштабе 85 миллисекунд $d(85)$ (пунктирная) и производная d (сплошная).

На рис. 5 показано отличие (разница) между значениями истинной производной от сигнала без шума и численной производной d сигнала с шумом (сплошная кривая 1), а также аналогичная кривая отличий для приведенных вейвлет-коэффициентов $d(a)$ (пунктирная линия 2). Из представленного графика видно, что разница между истинной производной и приведенными вейвлет-коэффициентами меньше, чем в случае численного дифференцирования исходного сигнала с шумом.

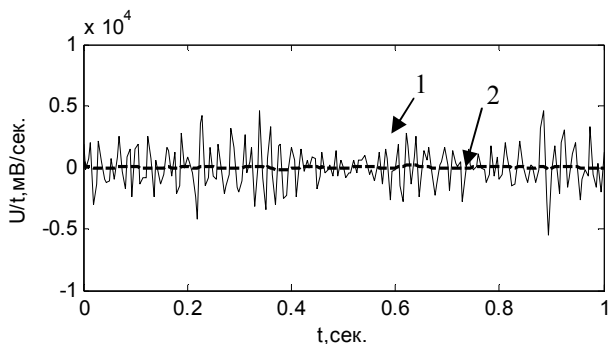


Рис. 5. Разница между истинной производной и приведенными вейвлет-коэффициентами (пунктирная линия 2) и численной производной d (сплошная 1).

Масштаб на вейвлет-образе, минимизирующий ошибку дифференцирования, определяется вариацией масштаба, на котором выбирались вейвлет-коэффициенты для вычисления минимума функции

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_n (d(a)_n - d_n)^2}{\sum_n d_n^2}}, \quad (5)$$

называемой среднеквадратичным отклонением операции дифференцирования [3], зависимость которой от масштаба a показана на рис. 6.

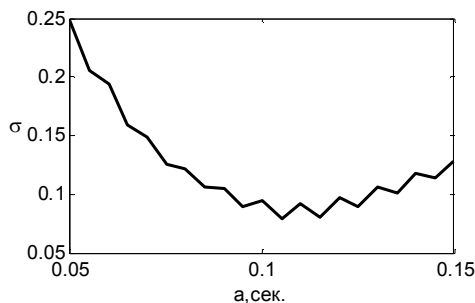


Рис. 6. Зависимость среднеквадратичного отклонения дифференцирования σ от масштаба a .

В § 3.2 проведена оценка погрешностей модифицированного метода вейвлет-регуляризации с помощью методики, предложенной в работе [19], в которой предлагается регуляризация операции дифференцирования сигналов с шумом при помощи преобразования с одним вейвлетом и обратного преобразования вейвлет-образа с помощью дифференциала этого

вейвлет, исключив масштабы с шумами. Этот метод отличается от разработанного нами алгоритма дифференцирования, в котором предлагается использовать сам вейвлет-образ без обратного вейвлет-преобразования, выбирая масштабы для регуляризации дифференцирования.

Оценка метода проводилась на двух характерных примерах. Модифицированный метод сравнивался с другими методами при помощи минимальной ошибки дифференцирования, значения которых даны в таблице 1.

Таблица 1

Метод	Минимальное значение σ	
	Пример 1	Пример 2
Прямоугольное окно [19]	0.42	0.31
Гауссово окно [19]	0.31	0.25
Фурье (ФНЧ) [19]	0.16	0.8
Фурье гаусс [19]	0.16	0.7
Дифференцирующий фильтр [19]	0.18	0.27
Диф. Гауссов фильтр [19]	0.3	0.32
Вейвлет-регуляризация (Морле) [19]	0.15	0.2
Вейвлет $a_{\text{мин}}=(20*x+c)^{-1}$ [19]	0.12	-
Вейвлет-регуляризация (Хаар)	0.07	0.03

Из таблицы видно, что минимальные значения σ у предложенного нами метода вейвлет-регуляризации в 2 раза меньше для первого сигнала и на порядок меньше для второго сигнала по сравнению с лучшими алгоритмами из работы [19].

В результате можно говорить о качественном совпадении амплитуд и количественном совпадении временных параметров дифференциальной кривой и вейвлет-коэффициентов на разных масштабах. Это позволяет обосновано использовать нулевые точки вейвлет-коэффициентов для определения временных параметров максимумов и минимумов сигнала, а точки максимумов и минимумов вейвлет-коэффициентов для определения расположения точек перегиба сигнала. Минимальное значение средне-квадратичного отклонения ошибки дифференцирования подтверждает достоверность полученных вейвлет-методом временных параметров анализируемых пульсовых сигналов.

В четвертой главе представлены методики и радиофизические методы анализа пульсовых сигналов для дальнейшего выделения из них информации о физиологических процессах, протекающих в сердечно-сосудистой системе. В пульсовом сигнале лучевой артерии находят своё отражение многие гемодинамические показатели сердечно-сосудистой системы, в том числе внутрисосудистое давление, напряжение артериальной стенки, волновые процессы в артериальной системе и т.п. Все эти процессы в той или

иной степени влияют на форму пульсовой волны и её ритмическую структуру. Для временного анализа сердечной деятельности, основанного на вычислении длительностей временных интервалов сердечного цикла и анализе их временных соотношений, требуется корректное определение информативных (характерных) точек пульсового сигнала.

В § 4.1 представлена разработанная статистическая модель пульсовых сигналов [4], используемая для решения проблемы выделения границ и алгоритма поиска информативных точек единичной пульсовой волны на основе эвристических правил, широко использующая эмпирические данные, введенные в метод в качестве априорных констант без учета их вариабельности у реальных сигналов. За основу статистической модели информативных точек пульсовой волны взят модифицированный вариант Валтнериса для центральных пульсограмм, длительности временных интервалов сердечного цикла для здорового человека и, соответственно, координаты информативных точек взяты из верифицированных медицинских данных (таблица 2, 2-ой столбец). Далее после нормировки временных интервалов на длину пульсовой волны получается статистическая модель пульсовой волны, независимая от RR-интервала. Пример нормировки RR-интервала на период 1 сек. показан в таблице в 3-ем столбце. Этот набор информативных точек с высокой точностью описывает контур (форму) пульсовой волны, пример которой показан на рис.7.

Таблица 2. Временные интервалы сердечного цикла из литературы и нормированные на длину RR-интервала 1 сек.

Временные интервалы сердечного цикла	t, сек	t_н, сек.
Фаза асинхронного напряжения (AC)	0,054	0,06
Фаза изометрического сокращения (IC)	0,032	0,035
Период максимального изгнания (Em)	0,116	0,129
Период редуцированного изгнания (Er)	0,137	0,152
Протодиастолический интервал (P)	0,034	0,038
Изоволюмическое расслабление (IR)	0,076	0,084
Период быстрого наполнения (Fr)	0,091	0,101
Диастазис (Du)	0,259	0,287
Систола предсердия (Sa)	0,103	0,114
Итого:	0,902	1

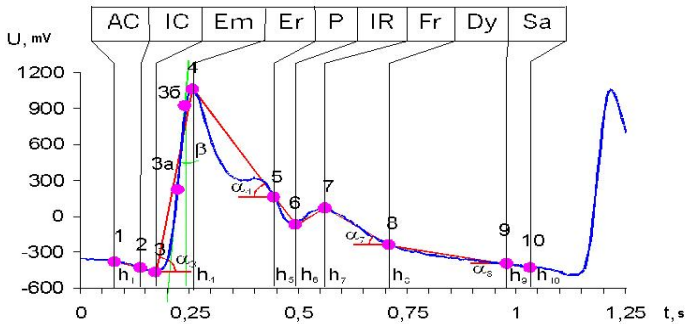


Рис.7. Пример пульсовой волны с найденными информативными точками и обозначенными временными интервалами сердечного цикла.

Амплитудные параметры реальных пульсовых волн определяются методикой съема экспериментальных данных, характеристиками датчиков и давлением датчиков на артерию. Это не позволяет достоверно задать амплитуду пульсовых сигналов в статистической модели из-за ее высокой вариабельности, и поэтому в статистической модели задается алгоритм поиска информативных точек, независящий от амплитуды сигнала. Таким образом, в модель включается стохастическая компонента (диапазоны поиска реальных информативных точек вокруг заданной в модели), которая учитывает вариабельность временных и амплитудных параметров реального пульсового сигнала.

Вариабельность временных параметров пульсовых волн даже в одной реализации (содержащей множество пульсовых волн) очень большая, что ставит задачу выделения среди них пульсовой волны с временными характеристиками, соответствующими реальному состоянию сердечно-сосудистой системы. Предложен алгоритм [5] для выделения информативных точек с использованием вейвлет – методов и при помощи статистической модели выбирать конкретную пульсовую волну для последующего временного анализа сердечного цикла. Использование гибридных алгоритмов позволило объединить преимущества эвристических методов с преимуществами вейвлет – методов и классифицировать пульсовые волны по форме в соответствии с выбранной моделью. Например, на рис. 8 классификация построена на схожести временных параметров пульсовых волн со статистической моделью. В примере пульсовые волны классифицированы (n-количество пульсовых волн) в зависимости от максимального размера расхождения положений информационных точек Δt модели и найденных вейвлет - методом. Во второй группе ($\Delta t=0.05$ сек.) пульсовые

волны наиболее соответствуют реальному состоянию сердечно-сосудистой системы, так как количество пульсовых волн в этой группе наибольшее по сравнению с другими группами.

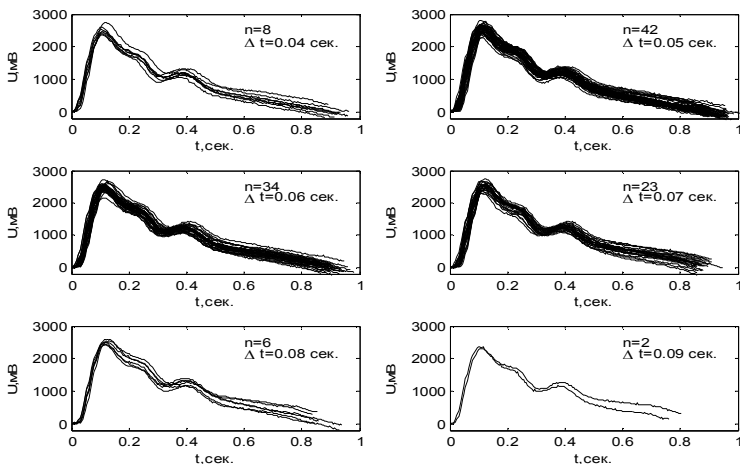


Рис. 8. Пример классификации пульсовых волн с помощью статистической модели.

Так как, в пульсовом сигнале лучевой артерии находят свое отражение многие гемодинамические параметры сердечно-сосудистой системы, то это создает предпосылки для выявления корреляций между заболеваниями сердца (артериальная гипертензия, гипертония, ишемическая болезнь (ИБС)) и значениями спектральных и статистических характеристик пульсовой волны лучевой артерии.

В § 4.2 установлено [3, 11-15], что предложенный критерий - коэффициент вариации вейвлет-коэффициентов – позволяет выявить наличие заболеваний сердечно-сосудистой системы (ССС), но не позволяет дифференцировать их. При этом его величина на масштабе 30 миллисекунд в диастолической части пульсового сигнала варьирует в пределах $0.2 \div 0.4$.

Для дифференцирования заболеваний ССС предложено дополнительно использовать энергетический коэффициент спектра (ЭК) равный отношению суммарной спектральной мощности в диапазоне частот от 0.6 до 10 Гц. к соответствующей величине в диапазоне от 10 до 48 Гц. Показано, что значения параметра ЭК при гипертонии статистически достоверно отличаются от аналогичных значений при ишемической болезни сердца, их сред-

ние значения равны 430 и 1060 соответственно. Различие в абсолютных значениях параметра ЭК связано с перераспределением спектральной мощности пульсовой волны из высокочастотной части спектра (10-48 Гц) в низкочастотную (0,6-10 Гц) при ИБС и обратным явлением при гипертонии.

Таким образом, установлена корреляция между значениями энергетического коэффициента ЭК спектра и коэффициента вариации КВ вейвлет - коэффициентов с состоянием сердечно - сосудистой системы человека (здоровое состояние, заболевание гипертонией, заболевание ИБС).

Типичные пульсовые сигналы условно-здорового человека, больных гипертонией и ИБС, а также результаты обработки их различными методами анализа представлены на рис. 6.

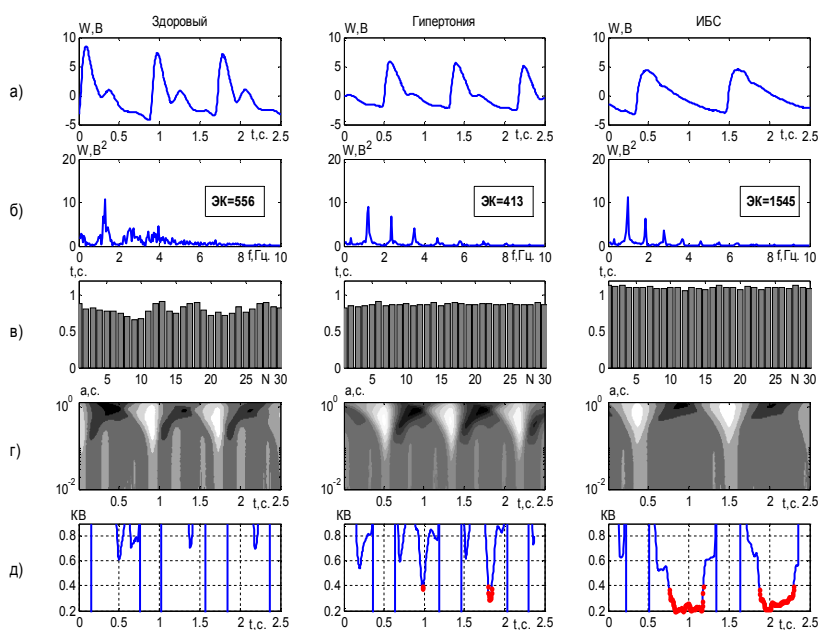


Рис. 6. Пульсовые волны условно-здорового человека и больных гипертонией и ИБС (а); спектральные плотности мощности (б); RR-интервалы (в); вейвлет - образы (г); коэффициенты вариации вейвлет - коэффициентов на масштабе 30 миллисекунд (д).

В заключении приведены основные результаты работы.

1. Выбрана функция Хаара в качестве материнского вейвлета для анализа пульсового сигнала. Показана корректность передачи структуры модельных и реальных сигналов с помощью их вейвлет-спектров, рассчитанных вейвлетом Хаара.

2. Разработан метод определения точек экстремумов пульсовых сигналов с помощью непрерывного вейвлет-преобразования Хаара. Показана точность определения этих точек на малоамплитудных сегментах при уменьшении амплитуды до одного шага квантования при отсутствии шума. Предложенный вейвлет-метод определения точек на зашумленных малоамплитудных сегментах анализируемого сигнала имеет меньшую погрешность в сравнении с ранее используемыми методами.

3. Установлено, что точки экстремумов определяются точнее на нечетных масштабах вейвлет-спектра. Увеличение масштаба ведет к расхождению положения нулевых значений вейвлет-коэффициентов с расположением точек экстремума сигнала, что связано с влиянием более низких частот на структуру вейвлет-коэффициентов. Тем самым, показано, что критерием выбора масштаба является компромисс между влиянием шума и влиянием более низких частот сигнала.

4. Модифицирован метод регуляризации операции дифференцирования сигналов с шумом на основе непрерывного вейвлет-преобразования Хаара. Эффективность предложенного метода вейвлет-регуляризации выше по сравнению с другими методами регуляризации операции дифференцирования сигналов с шумом. Тем самым, показана обоснованность и достоверность использования вейвлет-метода для определения временных параметров сигнала.

5. Разработаны статистическая модель единичной волны пульсового сигнала и алгоритм выделения информативных точек на основе вейвлет-метода. Совместное их использование позволяет проводить классификацию пульсовых сигналов по временным параметрам кардиоцикла. Это позволит выбрать оптимальную единичную волну из пульсового сигнала, которая наиболее соответствует реальному состоянию сердечно-сосудистой системы.

6. Установлена корреляция между значениями энергетического коэффициента ЭК спектра и коэффициента вариации КВ вейвлет-коэффициентов с состоянием сердечно-сосудистой системы человека (здоровое состояние, заболевание гипертонией, заболевание ИБС). Данная корреляция позволит создать систему поддержки принятия решений для автоматизации оценки состояний сердечно-сосудистой системы, пригодной для экспресс-диагностики.

Список основных работ по теме диссертации

Из списка ВАК:

1. Бороноев В.В. Особенности непрерывного вейвлет-преобразования пульсовых сигналов // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.**, Лебединцева И.В. / Оптика атмосферы и океана. 2007. Т. 20. № 12. С. 1142-1146.
2. Бороноев В.В. Метод непрерывного вейвлет преобразования в задаче выделения информативных точек пульсового сигнала // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / Биомедицинские радиоэлектроника. 2009. № 3. С. 44-49.
3. Бороноев В.В. Особенности вейвлет-образов пульсовых сигналов при нарушении гемодинамики // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / Изв. ВУЗов. Физика. 2010. Т. 53. Вып. 9/3. С. 192-193.
4. Бороноев В.В. Исследование статистической модели информативных точек пульсовой волны // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / Вестник Бурятского государственного университета. 2012. Вып. 3. С. 217-219.
5. Бороноев В.В. Нахождение оптимальной пульсовой волны для фазового анализа кардиоцикла с помощью статистической модели // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / Изв. ВУЗов. Физика. 2012. №9/2. с.341-343.

Прочие публикации:

6. Boronoyev V.V. Wavelet technologies of the processing and analysis of a pulse signal // Boronoyev V.V., **Garmayev B.Z.** / International Scientific conference "The information approach in natural, humanitarian and engineering science". Taganrog, 2004. P. 20-21.
7. Boronoyev V.V. The method of allocating the characteristic points of a pulse signal with the help of continuous wavelet transform // Boronoyev V.V., **Garmaev B.Z.** / Современная техника и технологии в медицине, биологии и экологии: Материалы V Междунар. науч.-практ. конф. / Юж.-Рос. гос. техн. ун-т (НПИ). – Новочеркасск: ЮРГТУ, 2004. С. 5.
8. Бороноев В.В. Оценка точности выделения информативных точек пульсовой волны с помощью вейвлет Хаара // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / Сборник докладов IV конференции по фундаментальным и прикладным проблемам физики. Улан-Удэ, 2007. С. 45-46.
9. Boronoyev V.V. Methods of continuous wavelet transform in pressure signal component detection // Boronoyev V.V., **Garmaev B.Z.** / XIV International Symposium "Atmospheric and ocean optics. Atmospheric physics" Ulan-Ude, 2007. P. 139-140.
10. Boronoyev V.V. The features of continuous wavelet transform for physiological pressure signal // Boronoyev V.V., **Garmaev B.Z.**, and Lebedintseva I.V. / Proc. SPIE. Vol. 6936. 693611 (2008).
11. Boronoyev V.V. Capabilities of wavelet analysis for arterial hypertension detection // Boronoyev V.V., **Garmayev B.Z.**, Tsydipova E.D. / Materials of

the III International Scientific Conference “Traditional Medicine: a Current Situation and Perspectives of Development”. Ulan-Ude: The Publishing House of the Ministry of Health of Buryatia, 2008. p. 29.

12. Бороноев В.В. Приложение вейвлет анализа в обработке пульсовых сигналов // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.**, Лебединцева И.В. / Всероссийская конференция «Математика и ее приложения». Улан-Удэ, 2008. с.64-65.

13. Бороноев В.В. Алгоритм распознавания гипертонии с помощью вейвлет-анализа пульсовых волн лучевой артерии // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.**, Цыдыпова Е.Д. / Тезисы доклада на Всероссийской конференции «Математическое моделирование и вычислительно-информационные технологии в междисциплинарных научных исследованиях». Иркутск, 2009.

14. Бороноев В.В. Вейвлет-анализ для СППР в диагностике состояний сердечно-сосудистой системы. // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / Сборник материалов молодых ученых: Труды молодых ученых – участников международной конференции “Вычислительная математика, дифференциальные уравнения, информационные технологии”. Улан-Удэ: Изд-во ВСГАКИ, 2009. С. 44-49.

15. Бороноев В.В. Спектральные характеристики пульсового сигнала при нарушении гемодинамики // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.**, Цыдыпова Е.Д. / Журнал радиоэлектроники: электрон. журн. № 4. 2010. URL: http://jre.cplire.ru/jre/library/Ulan-Ude-2010/pdf/s2_34.pdf (дата обращения: 08.11.2010)

16. Бороноев В.В. Метод нахождения информативных точек пульсового сигнала на лучевой артерии при помощи вейвлет-преобразования // Бороноев В.В., **Гармаев Б.З.** / 14 международная конференция «Цифровая обработка сигналов и ее применение – DSPA 2012». Москва: доклады. Том 2. С 341-344.

Список цитируемой литературы

17. Бороноев В.В. Численное дифференцирование сфигмограммы лучевой артерии методом регуляризации А.Н.Тихонова // Бороноев В.В., Шабанова Е.В. / Измерительная техника. 1994. № 11. С. 60-62.

18. Бороноев В.В. Методы сплайн-аппроксимации в задаче амплитудно-временного анализа пульсовой волны // Бороноев В.В., Ринчинов О.С. / Изв. ВУЗов. Радиофизика. 1998. Т. XLI. № 8. с.1043-1057.

19. Патрикеев И.А. Вейвлет-регуляризация операции дифференцирования сигналов с шумом // Патрикеев И.А., Степанов Р.А., Фрик П.Г. / Вычислительные методы и программирование. 2005. Т. 6. С. 35-42.