

*На правах рукописи*



Омпоков Вячеслав Дамдинович

**ЧАСТОТНО-ВРЕМЕННОЙ АНАЛИЗ ПУЛЬСОВЫХ СИГНАЛОВ С  
ПОМОЩЬЮ ПРЕОБРАЗОВАНИЯ ГИЛЬБЕРТА-ХУАНГА**

01.04.03 - Радиофизика

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата физико-математических наук

Улан-Удэ – 2019

Работа выполнена в Федеральном государственном бюджетном учреждении науки Институт физического материаловедения Сибирского отделения Российской академии наук

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

**Официальные оппоненты:** **Банах Виктор Арсентьевич**,  
доктор физико-математических наук, старший научный сотрудник, Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Институт оптики атмосферы им. В.Е. Зуева Сибирского отделения Российской академии наук, главный научный сотрудник

**Бардаков Владимир Михайлович**,  
доктор физико-математических наук, профессор, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Иркутский государственный университет путей сообщения", профессор

**Ведущая организация:** Федеральное государственное бюджетное учреждение науки Ордена Трудового Красного Знамени Институт солнечно-земной физики Сибирского отделения Российской академии наук

Защита состоится 26 декабря 2019 г. в 16:00 на заседании диссертационного совета Д 212.074.04 при Иркутском государственном университете по адресу: 664003, г. Иркутск, бульвар Гагарина, 20.

С диссертацией можно ознакомиться в научной библиотеке Иркутского государственного университета и на сайте <https://isu.ru>.

Автореферат разослан " \_\_\_\_ " \_\_\_\_\_ 2019 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета,  
доктор физико-математических наук,  
профессор



Ю.В. Аграфонов

## Общая характеристика работы

### Актуальность темы

Анализ динамики систем различной природы с меняющимися во времени характеристиками является одной из актуальных задач цифровой обработки сигналов. Это связано с тем, что большинство естественных материальных процессов, реальных физических систем и соответствующие этим процессам и системам данные в той или иной мере являются нестационарными. Примерами таких процессов являются данные радио- и гидролокации, сейсмической активности, турбулентные поля, речевые сигналы и музыка, биомедицинские сигналы и т.д.

Классический подход к проведению исследований таких процессов состоит в предположении квазистационарности – медленного изменения параметров во времени. В этом случае небольшие фрагменты регистрируемых процессов можно рассматривать как почти стационарные, применяя к ним классические радиофизические методы обработки и анализа сигналов: фильтрацию сигналов, повышение отношения сигнал/шум, статистический и спектральный анализ и т.д. Однако использование этих методов является эффективным при решении ограниченного круга задач. Необходимость создания новых инструментов анализа структуры сигналов, которые могли бы эффективно применяться для обработки нестационарных процессов в динамике, привело к появлению ряда оригинальных подходов (Гуляев Ю.В., Годик Э.Э. и др.).

Среди известных методов анализа нестационарных процессов следует отметить: оконное преобразование Фурье, преобразование Вигнера-Вилле (Дж. Вилль, Е. Вигнер, Коэн Л., Лазоренко О. В.), метод сингулярного спектрального анализа (Broomhead, D.S., Elsner, J.B., Данилов Д.Л.), вейвлет-преобразование (А. Гроссман, Ж. Морле, И. Мейер, И. Добеши). Однако, как показывает анализ опыта их использования, у данных методов есть определенные ограничения и недостатки. Так, функция спектральной плотности, полученная с помощью преобразования Вигнера-Вилле, в некоторых областях может оказаться отрицательной, что не может быть интерпретировано корректно из физических соображений. Практическое использование вейвлет-преобразований при анализе биомедицинских сигналов ограничивается сложностью получения количественных оценок.

В 1998 г. Н. Хуангом был предложен новый метод анализа нестационарных процессов на основе разложения наблюдаемого процесса на эмпирические моды и преобразовании Гильберта, получивший название преобразования Гильберта-Хуанга (Norden E. Huang, Samuel S.P. Shen, Zhaohua Wu). Главное преимущество предложенного метода заключается в том, что не требуется проводить предварительные исследования, направленные на выбор оптимального материнского базиса. Поэтому преобразование Гильберта-Хуанга проще использовать на практике при проведении вычислений. Данный подход положительно зарекомендовал себя при решении широкого круга задач, в особенности за рубежом. Так,

преобразование Гильберта-Хуанга используется для исследования метеорологических наборов данных (*D.G.Duffy*), изменений климата (*K.Coughlin, Ka Kit Tung*), спутниковых данных (*J.E.Pinzon, M.E.Brown, C.J.Tucker*), температурных циклов Земли (*S.P. Shen, Tingting Shu u m.д.*), приземного слоя озона (*Wanyun Xu, Weili Lin, Jianqing Huang*), океанических волн (*P.A.Hwang, D.W.Wang*), структурных повреждений, в т.ч. мостовых конструкций (*L.W.Salvino, D.J.Pine, M.Todd, W.L.Chiang*), биомедицинских данных (*Chin-Feng Lin, Yu-Yi Chien, Rui Fonseca-Pinto, Siyi Deng, A. Stankus, O. G. Kyselova, G. Varoneckasa*), анализе и визуализации изображений (*S.R.Long*) и т.д. Российские исследователи также начали активно использовать преобразование Гильберта-Хуанга для решения различного рода задач: для фильтрации геофизических данных от шумов (*Давыдов В.А., Давыдов А.В., Суханова Л.*), исследования время-частотных характеристик сигналов магнитных зондов (*Орловский И.И., Какурин А.М.*), сейсмических сигналов (*А.Н. Павлов, А.Е. Филатова, А.Е. Храмов*), кардиографической информации (*Тычков А.Ю., Чураков П.П.*), обработки данных биорадиолокации (*Анищенко Л.Н.*) и др. Выполненные ими теоретические и экспериментальные исследования показали, что преобразование Гильберта-Хуанга позволяет детализировать частотно-временную структуру исследуемых сигналов и выявлять временные и пространственные закономерности. Однако, вследствие недостаточной научно-теоретической проработанности метода, отсутствуют обоснованные рекомендации выбора параметров преобразования для анализа различного рода сигналов, в том числе биомедицинских. Поэтому необходимо выполнить ряд предварительных расчетов для уточнения параметров преобразования применительно к анализируемому процессу.

Преобразование Гильберта-Хуанга существенно расширяет и дополняет возможности радиофизических методов обработки и анализа биомедицинских сигналов, в том числе сфигмографических (пульсовых), отражающих основные системные закономерности в структуре и функционировании организма человека. Появляется возможность анализировать свойства сигнала одновременно во временном и в частотном пространствах. Это дает возможность выявления новых диагностических признаков, существенно повышающих качество расшифровки биомедицинских данных в дополнение к используемым параметрам пульсовых сигналов для задач медицинской диагностики (*Десова А.А., Гучук В.В., Дорофеюк А.А., Анохин А.М., Муха Ю.П.*), к результатам математического моделирования движения кровотока, разработке компьютерных методов диагностики сердечно-сосудистой системы и создания на их основе диагностических комплексов (*Поединцев Г.М., Воронова О.К., Руденко М.Ю., Зернов В.А.*), к параметрам математических моделей пульсовой волны (*Михайлов Н.Ю., Толмачев Г.Н.*) и др.

Однако к моменту начала наших исследований многие аспекты, касающиеся особенностей применения эмпирической модовой декомпозиции

и преобразования Гильберта к анализу биомедицинских данных, включая пульсовые сигналы, не были рассмотрены. Метод недостаточно апробирован на модельных сигналах, близких по структуре к анализируемому процессу, не исследована область применимости и оценка точности различных модификаций метода. Поэтому исследования особенностей использования преобразования Гильберта-Хуанга в качестве инструмента декомпозиции биомедицинских сигналов в целях выделения физиологически значимых частотно-временных характеристик пульсовых сигналов для последующего анализа является актуальным. Таким образом, новые методологии и подходы радиофизики могут существенно дополнить наши представления об организме человека и открыть широкие возможности в медицине.

**Целью** работы является анализ частотно-временной структуры пульсовых сигналов с помощью преобразования Гильберта-Хуанга.

Для достижения поставленной цели решаются следующие **задачи**:

1. Разработать метод частотно-временного анализа пульсовых сигналов на основе метода эмпирических мод и преобразования Гильберта.
2. Оценить влияние аддитивного шума на точность декомпозиции модовых функций.
3. Изучить динамику изменения спектральных компонент пульсовых сигналов во времени с помощью преобразования Гильберта-Хуанга и произвести ее количественную оценку.
4. Исследовать возможность использования разработанного метода для классификации пульсовых сигналов на группы.

**Методы исследования.** При решении поставленных в работе задач использовались преобразование Фурье, вейвлет-преобразование, метод эмпирической модовой декомпозиции и преобразование Гильберта, а также методы математической статистики. Экспериментальные исследования включали в себя регистрацию пульсовых сигналов с помощью датчиков, их обработку и анализ у людей с разным функциональным состоянием организма.

**Научная новизна** заключается в следующем:

- Впервые предложено и обосновано использование преобразования Гильберта-Хуанга в задаче обработки и анализа пульсовых сигналов.
- Предложен модифицированный метод преобразования Гильберта-Хуанга с использованием данных о Фурье-спектре для частотно-временного анализа квазипериодических сигналов.
- Определены информативные параметры преобразования Гильберта-Хуанга пульсовых сигналов.
- Выявлены особенности в частотно-временной структуре пульсовых сигналов, позволяющие производить их классификацию.

**Практическая значимость** заключается в том, что разработанный алгоритм и критерии оценки результатов исследования пульсовых волн с помощью преобразования Гильберта-Хуанга могут быть расширены и использованы для исследования квазипериодических сигналов любой

природы. Разработанные алгоритмы значительно расширили функциональные возможности существующего автоматизированного пульсодиагностического комплекса. Появилась возможность определения девиации частоты сигнала. Полученные результаты могут быть рекомендованы для применения в медицинской практике в качестве показателей состояния функциональных систем и человека в целом.

**Положения**, выносимые на защиту:

1. Предложенный и обоснованный метод частотно-временного анализа сигналов на основе эмпирической модовой декомпозиции и преобразования Гильберта позволяет провести детальное изучение динамики изменения спектральных компонент пульсовых сигналов во времени.

2. Предложен и реализован метод разложения пульсовых сигналов на модовые компоненты на основе преобразования Фурье и эмпирической модовой декомпозиции, который существенно повышает эффективность частотно-временного анализа пульсовых сигналов.

3. Количественные характеристики спектральных компонент пульсовых сигналов, полученные с помощью модифицированного преобразования Гильберта-Хуанга, позволяют производить классификацию анализируемых данных на группы.

**Достоверность** результатов работы обеспечивается: корректным использованием математического аппарата, устойчивостью разработанных методов анализа структуры сигналов к шумам, соответствием и согласованностью результатов численных расчетов с результатами, полученными другими методами, 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 мероприятиях: XXVI Всероссийская открытая научная конференция "Распространение радиоволн" (Казань, 2019); XIV и XVI Международные конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение» (Москва, 2012, 2014); XIV и XXIV международные симпозиумы «Оптика атмосферы и океана. Физика атмосферы» (Улан-Удэ, 2007, Томск, 2018); Международная конференция по компьютерным технологиям в физических и инженерных приложениях - ICSTREA-2014 (Санкт-Петербург, 2014); Международная научная конференция «Зондирование земных покровов радарными и радиометрами с синтезированной апертурой» (Энхалук, 2013); Всероссийская конференция «Математическое моделирование и вычислительно-информационные технологии в междисциплинарных научных исследованиях» (Иркутск, 2009); XI и XII конференции по фундаментальным и прикладным проблемам физики (Улан-Удэ, 2014, 2015); Научно-практическая конференция преподавателей, научных работников и аспирантов (Улан-Удэ, 2016, 2018).

**Публикации.** По материалам диссертации опубликовано 16 работ. Из них 8 работ опубликовано в изданиях, представленных в “Перечне рецензируемых научных изданий, в которых должны быть опубликованы основные научные результаты диссертаций на соискание ученой степени кандидата наук, на соискание ученой степени доктора наук”. 4 публикации на английском языке, проиндексированные в международных научных базах Web of Science и Scopus. В Государственном реестре программ и баз данных зарегистрирована 1 программа для ЭВМ.

**Личный вклад автора** заключается в проведении аналитических и численных расчетов при решении поставленных задач с целью обоснования предложенных методов, участием в проведении экспериментов, в разработке алгоритмов, компьютерной обработке массивов экспериментальных данных, интерпретации результатов и сопоставлении с данными других исследований, подготовке публикаций.

Все представленные в данной работе результаты исследований были получены и опубликованы при непосредственном личном участии автора.

Постановка задач и конкретизация направлений исследований осуществлялись научным руководителем работы д.т.н., проф. В.В. Бороновым.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация изложена на 106 страницах, иллюстрируется 58 рисунками и графиками, состоит из введения, трех глав, заключения и списка литературы из 132 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.

**В первой главе** в §1.1 проведен обзор работ по радиофизическим методам исследования биомедицинских сигналов, проанализированы их преимущества и недостатки. В §1.2 рассматриваются работы по спектральному анализу сигналов различной природы. В §1.3 проанализированы следующие методы частотно-временного анализа сигналов: оконное преобразование Фурье, преобразование Вигнера-Вилле, вейвлет-преобразование. В §1.4 представлено преобразование Гильберта-Хуанга. Сделан вывод, что из перечисленных выше методов интерес, как с научной, так и практической точек зрения, представляет преобразование Гильберта-Хуанга, для которого известно большое число примеров успешного его применения при анализе временных рядов, полученных в различных областях человеческой деятельности.

На основе проведенного обзора поставлены цель и задачи диссертационной работы.

**Во второй главе** подробно рассмотрено преобразование Гильберта-Хуанга, состоящее из двух этапов. На первом этапе при помощи метода

эмпирической модовой декомпозиции происходит разложение наблюдаемого процесса на эмпирические моды. На втором этапе при помощи преобразования Гильберта полученных компонент разложения определяется мгновенный спектр наблюдаемого процесса.

В § 2.1 представлен алгоритм эмпирической модовой декомпозиции сигналов. В основе алгоритма лежит построение двух гладких огибающих (рис. 1): одна - по максимумам (кривая 2) и вторая - по минимумам (кривая 3) последовательности и дальнейшее вычитание среднего этих огибающих (кривая 4) из исходной последовательности (кривая 1). Для этого производится поиск локальных экстремумов и методом сплайн аппроксимации этих точек определяются верхняя и нижняя огибающие. Далее, к полученной после вычитания кривой повторяется вышеописанная процедура. Процесс повторяется до тех пор, пока не будет выполнен критерий останова итераций - достижение предела по нормализованной квадратичной разности между двумя последовательными операциями приближения.

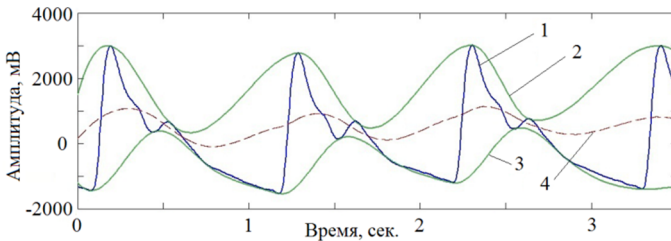


Рис. 1. Построение огибающих и средней линии пульсового сигнала

В результате итерационного процесса декомпозиции получается семейство модовых функций  $imf_i$ , упорядоченных по частоте. Каждая последующая модовая функция имеет более низкую частоту, чем предыдущая. К выделенным таким образом модовым функциям применимо преобразование Гильберта, рассмотренное в § 2.2.

Преобразование Гильберта действительной функции  $x(t)$  есть действительная функция  $\tilde{x}(t)$ , определенная как

$$\tilde{x}(t) = \frac{1}{\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \frac{x(\tau)}{t-\tau} d\tau,$$

позволяющая определить мгновенные амплитуду  $a(t)$ , частоту  $\omega(t)$  и фазу  $\varphi(t)$  по следующим формулам:

$$a(t) = \sqrt{x^2(t) + \tilde{x}^2(t)}, \quad \omega(t) = \frac{\tilde{x}'(t)x(t) - x'(t)\tilde{x}(t)}{\tilde{x}^2(t) + x^2(t)}, \quad \varphi(t) = \arctg \frac{\tilde{x}(t)}{x(t)},$$

где  $x(t)$  - исходный сигнал,  $\tilde{x}(t)$  - сопряженный сигнал,  $x'(t)$  - производная.

Например, в результате эмпирической модовой декомпозиции модельного сигнала  $x(t)$ , представляющего собой сумму трех синусоид с частотами  $f_1 = 2 \text{ Гц}$ ,  $f_2 = 5 \text{ Гц}$  и  $f_3 = 10 \text{ Гц}$ :

$$x(t) = \sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t) + \sin(2\pi \cdot f_2 \cdot t) + \sin(2\pi \cdot f_3 \cdot t),$$

получаются 3 модовые функции  $imf_1 - imf_3$  (рис. 2а). С помощью преобразования Гильберта данных модовых функций получаем график мгновенных спектров, представленный на рис. 2б. Здесь видны 3 линии вдоль оси времени на частотах, соответствующих изначально заданным.

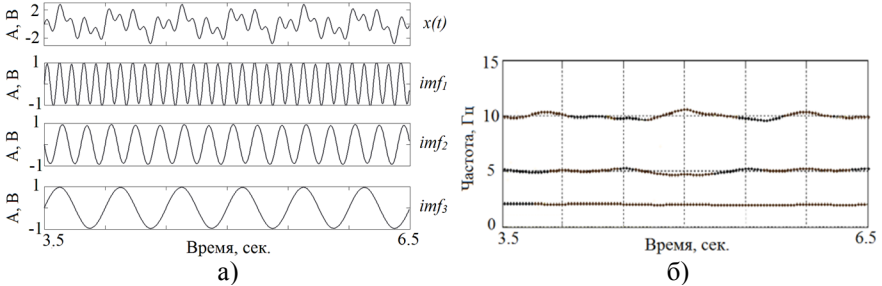


Рис.2. а) Модельный сигнал  $x(t)$  и модовые функции  $imf_1 - imf_3$ .  
б) График мгновенных спектров

В §2.3 с помощью преобразования Гильберта-Хуанга проанализированы модельные гармонические функции, соответствующие предметной области. На отдельных видах модельных сигналов показано, что данный метод позволяет определить момент переключения частоты сигнала (рис. 3а) и оценить изменение частоты частотно-модулированного сигнала (рис. 3б). На рис. 3 представлены модельные сигналы и спектры их мгновенных частот, полученные с помощью преобразования Гильберта-Хуанга.

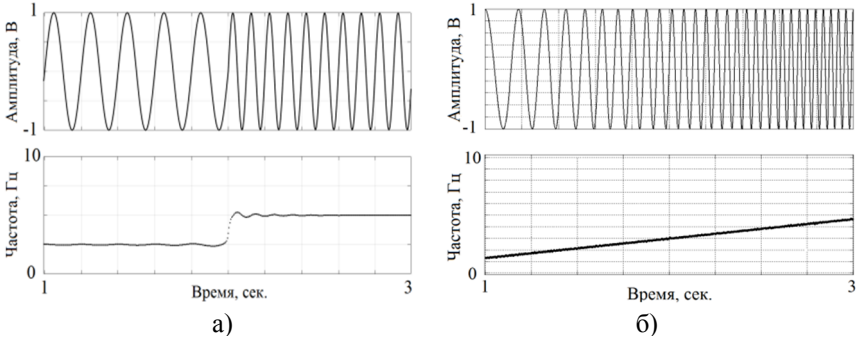


Рис. 3. Модельные сигналы и их мгновенные спектры

На рис. 4а представлен более сложный модельный сигнал: сумма частотно-модулированной кривой и двух синусоид с частотами  $f_1 = 1 \text{ Гц}$  и  $f_2 = 2 \text{ Гц}$ . На графике спектра мгновенных частот, полученном с помощью преобразования Гильберта-Хуанга (рис. 4б), видны 2 линии вдоль оси времени на частотах  $f_1 = 1 \text{ Гц}$  и  $f_2 = 2 \text{ Гц}$  и кривая частотно-модулированной компоненты, соответствующие заданным частотам. Видно, что метод позволяет оценить динамику изменения во времени спектральных компонент сложных многочастотных сигналов.

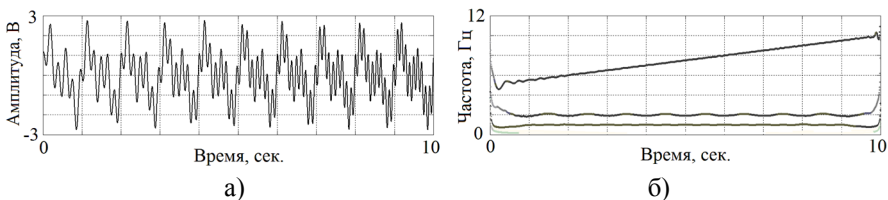


Рис.4. а) Модельный сигнал, состоящий из суммы частотно-модулированной кривой и двух синусоид. б) График мгновенных спектров

Таким образом, на основе анализа различного рода модельных сигналов показано, что преобразование Гильберта-Хуанга позволяет провести оценку изменения спектральных компонент сигналов во времени. На основании полученных результатов сформулировано первое защищаемое положение.

Но в отличие от модельных сигналов, в реальных сигналах содержатся различного рода шумы. Поэтому в §2.4 проведена оценка точности декомпозиции спектральных компонент в зависимости от уровня шума. Для этого проведен вычислительный эксперимент, в ходе которого модельный сигнал  $x(t)$  суммировался с аддитивным белым гауссовским шумом  $\xi$ . Амплитуда шума  $\delta$  задавалась в процентах от максимальной амплитуды модельного сигнала и варьировалась в пределах от 5% до 20% с шагом 5%.

В качестве оценочного параметра использовалась среднеквадратическая погрешность декомпозиции, рассчитываемая отдельно для каждой компоненты, входящей в состав анализируемой кривой:

$$\varepsilon = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (x_i - imf_i)^2}{N}}$$

где  $x_i = \sin(2\pi \cdot f \cdot t_i)$  – значения выбранной компоненты (синусоиды) с частотой  $f$  в точках отсчета  $t_i$ ,  $imf_i = imf(t_i)$  – значения соответствующих модовых функций.

На рис. 5 представлена зависимость погрешности декомпозиции  $\varepsilon$  от уровня добавляемого шума  $\delta$  для модельной кривой  $x(t)$  при  $f_1 = 1 \text{ Гц}$  и  $f_2 = 2 \text{ Гц}$ :

$$x(t) = \sin(2\pi \cdot f_1 \cdot t) + \sin(2\pi \cdot f_2 \cdot t) + \xi$$

где  $\xi$  – аддитивный белый гауссовский шум.

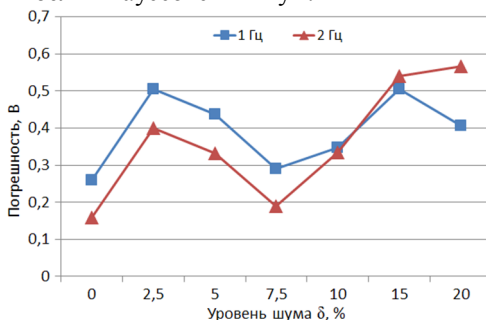


Рис. 5. Погрешность декомпозиции суммы двух синусоид

Видно, что погрешность декомпозиции имеет нелинейную зависимость от уровня шума. Вначале с ростом уровня шума  $\delta$  погрешность декомпозиции снижается, достигая минимального уровня при  $\delta = 7.5\%$ . Далее погрешность декомпозиции растет.

Нелинейный рост погрешности объясняется эффектом “смешивания мод”, когда в одной конкретной моде оказывается сумма нескольких отрезков других мод, и из-за итерационного процесса эмпирической модовой декомпозиции этих же отрезков потом не хватает в последующих выделенных модах (рис. 6б). Наличие эффекта смешивания мод хотя бы в одной из компонент ведет к искажению всех следующих за ней компонент.

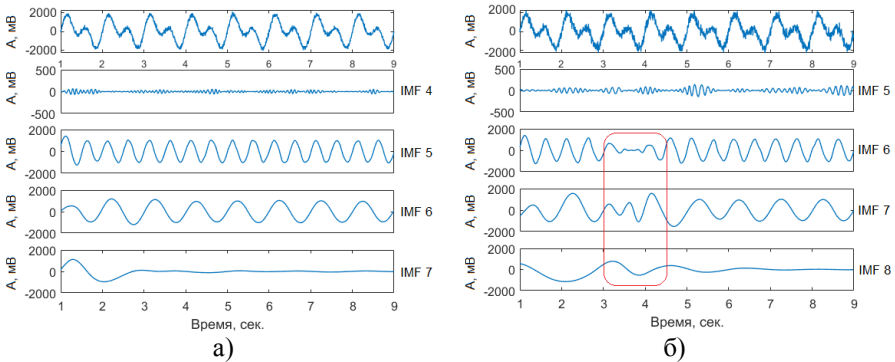


Рис. 6. Декомпозиция суммы двух синусоид при: а)  $\delta = 7.5\%$  и б)  $\delta = 15\%$

Из рис. 6б видно, что на временном отрезке от 3 сек. до 4.5 сек. наблюдаются колебания с частотами, не характерными для текущей модовой функции. Из-за этого происходит увеличение погрешности выделения модовых функций.

Указанный эффект “смешивания мод”, согласно литературным данным, актуален при анализе различного рода реальных зашумленных процессов. Для снижения данного эффекта разработан метод множественной эмпирической модовой декомпозиции (*M.E. Torres, M.A. Colominas, G. Schlotthauer, P. Flandrin, 2011*). Суть предложенного им метода заключается в вычислении усредненных значений модовых функций по множеству реализаций после многократной независимой эмпирической модовой декомпозиции. Для получения этого множества реализаций к сигналу каждый раз добавляется заново сгенерированный шум с известными характеристиками и производится эмпирическая модовая декомпозиция. Поскольку преобразование Гильберта-Хуанга предполагает определение точек экстремумов сигнала и построение гладких огибающих по этим точкам, то при добавлении белого шума появляются дополнительные узлы, которые позволяют построить огибающие сигналов таким образом, чтобы они более четко описывали контур анализируемой кривой.

Оценка погрешности показывает, что данный метод является более точным в сравнении с классическим методом эмпирической модовой

декомпозиции (рис. 9). Но при использовании данного метода для декомпозиции модельных сигналов, наиболее близких по структуре к импульсным сигналам, обнаружен эффект “интерференции”, когда появляется дополнительная промежуточная модовая функция, которая содержит частоты близлежащих мод (кривая  $IMF_{II}$  на рис. 7). Поэтому, при использовании данного метода для обработки и анализа импульсных сигналов погрешность метода остается достаточно высокой.

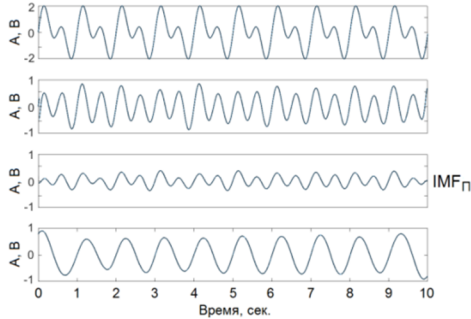


Рис. 7. Эффект “интерференции” при декомпозиции суммы двух синусоид

Для минимизации влияния эффекта “смешивания мод” и явления “интерференции” на точность декомпозиции нами предлагается модифицированный метод с использованием Фурье-спектра. Поскольку импульсный сигнал имеет квазипериодический характер, то Фурье-спектр импульсного сигнала (рис. 8а) представляет собой набор гармоник  $f_i$ , кратных основной частоте  $f_1$ , задаваемой ритмом сердца, и практически равноотстоящих друг от друга:

$$f_i = i * f_1, \quad i=2..N.$$

На первую гармонику  $f_1$  приходится более 50% мощности сигнала, на вторую и третью - в 3-4 раза меньше, на четвертую и последующие гармоники – не более 10%.

В целях повышения точности модовой декомпозиции предлагается предварительно разделять Фурье-спектр импульсного сигнала на части с использованием полосовых частотных фильтров по границам среза  $f_{ci}$ ,  $i=1..N$  (рис.8а). Граничные частоты среза определяются следующим образом:

$$f_{ci} = \frac{f_i + f_{i-1}}{2}, \quad i=2..N-1, \quad f_0=0.$$

Поскольку форма импульсного сигнала и его спектральный состав индивидуальны для каждого человека и меняются в зависимости от различных факторов, то параметры фильтра для каждого сигнала различны.

Далее, с помощью обратного преобразования Фурье, полученные спектральные полосы переводятся во временную область. При анализе импульсных сигналов людей с различными заболеваниями и при больших шумах в одной спектральной полосе может оказаться несколько пиков. Поэтому следующим шагом является эмпирическая модовая декомпозиция

полученных на данном этапе составляющих сигнала. В результате получаем набор модовых компонент (рис. 8б), преобразование Гильберта которых дает спектр мгновенных частот (рис. 10б).

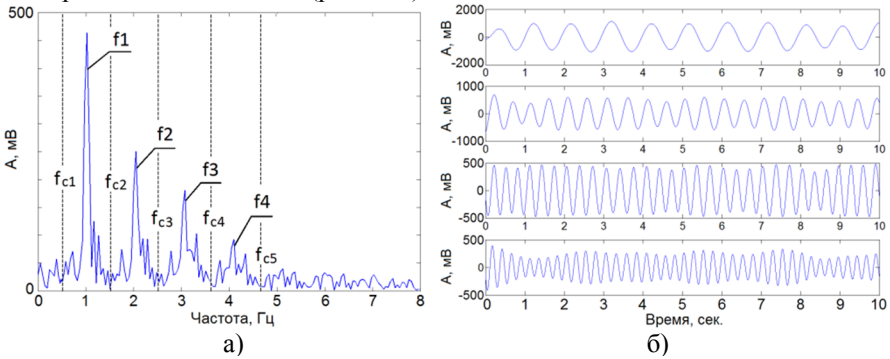


Рис. 8. Фурье-спектр (а) и модовые компоненты (б) импульсного сигнала

Проведем сравнительную оценку точности рассмотренных методов декомпозиции. Для этого сформируем модельный сигнал, состоящий из суммы трех синусоид с частотами  $f_1 = 1 \text{ Гц}$ ,  $f_2 = 2 \text{ Гц}$  и  $f_3 = 3 \text{ Гц}$ , наиболее близкими к частотам анализируемого процесса:

$$x(t) = \sin(2\pi f_1 t) + \sin(2\pi f_2 t) + \sin(2\pi f_3 t) + \zeta \quad (2)$$

На рис. 9 представлен результат оценки погрешности рассматриваемых методов декомпозиции в зависимости от уровня шума  $\delta$ .

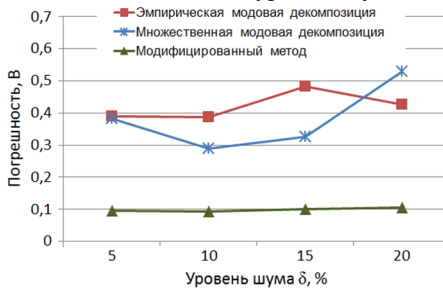


Рис. 9. Оценка погрешности методов декомпозиции

Из рис. 9 видно, что точность декомпозиции сигнала с помощью предложенного модифицированного метода значительно выше, чем при использовании классического метода эмпирической модовой декомпозиции и метода множественной модовой декомпозиции.

Таким образом, для анализа импульсных сигналов необходимо использовать модифицированный метод эмпирической модовой декомпозиции с полосовой частотной фильтрацией Фурье-спектра анализируемого сигнала. На основании полученных результатов сформулировано второе защищаемое положение.

**В третьей главе** проводится частотно-временной анализ реальных пульсовых сигналов с помощью предложенного метода. Для регистрации пульсовых сигналов использовался Автоматизированный пульсодиагностический комплекс, разработанный в Институте физического материаловедения СО РАН. Данное устройство состоит из пьезоэлектрических датчиков с усилителями и аналого-цифрового преобразователя Е-440. Частота дискретизации сигналов составляет 200 Гц, длины реализаций - 100 секунд. На рис. 10а представлен фрагмент записи пульсового сигнала здорового человека, а на рис. 10б его частотно-временное распределение, полученное с помощью предложенного модифицированного преобразования Гильберта-Хуанга:

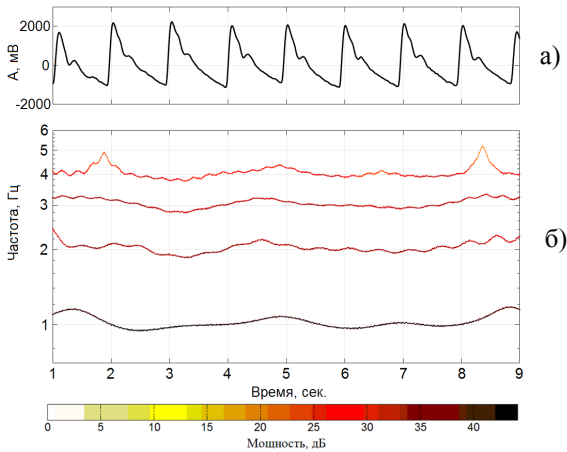


Рис. 10. Пульсовой сигнал (а) и его частотно-временное распределение (б)

На рис. 10б по оси абсцисс указано время в секундах, по оси ординат – частота в логарифмическом масштабе. Амплитуды мгновенных частот в каждой точке представлены оттенками цвета, где более темные цвета соответствуют более высоким амплитудам. На рис. 10б видны 4 кривые вдоль оси времени, характеризующие динамику изменения частот модовых компонент сигнала, что является диагностическим признаком. Для количественной оценки для каждой кривой определялись взвешенная средняя частота  $f_i$  и взвешенное квадратическое отклонение (показатель флуктуации частоты)  $f_V$ , среднее значение амплитуды  $A_i$  и среднеквадратическое отклонение амплитуды  $A_V$  по следующим формулам:

$$f_i = \frac{\sum_{i=1}^N f_i a_i}{\sum_{i=1}^N a_i} \quad f_V = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (f_i - f_i)^2 a_i}{\sum_{i=1}^N a_i}}$$

$$A_i = \frac{\sum_{i=1}^N a_i}{N} \quad A_V = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^N (a_i - A_i)^2}{N}}$$

где  $f_i$  –мгновенные частоты,  $a_i$  - мгновенные амплитуды.

Проведем сравнение частотно-временных характеристик, полученных в разных группах людей. Организм человека является сложной системой, для которой характерна изменчивость физиологического состояния, а вместе с ним и биологических сигналов, характеризующих функциональное состояние организма. Степень изменчивости зависит от работы сердечно-сосудистой системы и организма в целом и различаются у здоровых людей, спортсменов и при заболеваниях, что подтверждается методом математического анализа variability сердечного ритма. Рассмотрим 3 группы людей: группа 1 – контрольная группа – практически здоровые люди в возрасте от 20 до 25 лет в количестве 27 человек; группа 2 – спортсмены (вольная борьба) в возрасте от 18 до 27 лет в количестве 23 человек; группа 3 – люди с артериальной гипертонией в возрасте от 42 до 59 лет - 26 человек. На рис. 11 представлены типичные для 2-й и 3-й групп спектры мгновенных частот, полученные при исследовании пульсовых сигналов спортсмена и человека с гипертонией. Характерное для контрольной группы здоровых людей распределение частотно-временных параметров представлено ранее на рис. 10.

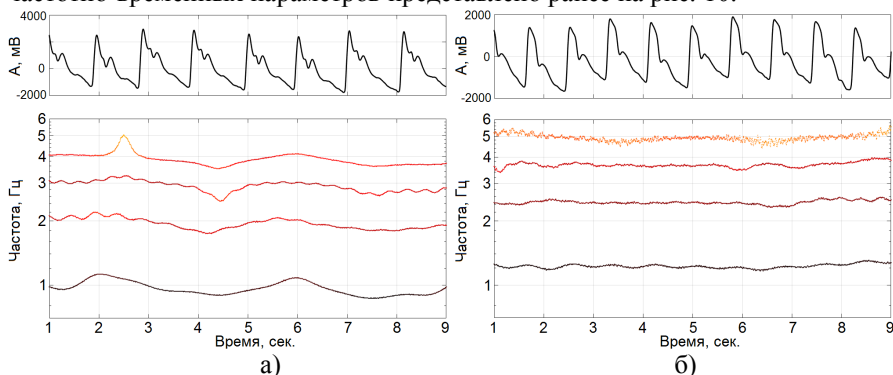


Рис. 11. Частотно-временное распределение пульсовых сигналов в группе 2 (а) и в группе 3 (б)

Из рис. 11а видно, что для группы 2 характерны значительные флуктуации всех спектральных компонент сигнала, а в третьей группе (рис. 11б) флуктуаций частоты значительно меньше.

Результаты расчетов статистических характеристик спектральных компонент во всех трех группах представлены в таблицах 1 и 2:

Табл.1. Статистические характеристики частоты

№ моды	1 группа, 27 чел.		2 группа, 23 чел.		3 группа, 26 чел.	
	$f_i, Гц$	$f_V, Гц$	$f_i, Гц$	$f_V, Гц$	$f_i, Гц$	$f_V, Гц$
1 мода	1.07±0.07	0.044±0.014	0.92±0.05	0.062±0.008	1.19±0.06	0.030±0.004
2 мода	2.14±0.14	0.070±0.026	1.84±0.08	0.096±0.016	2.38±0.11	0.054±0.016
3 мода	3.21±0.19	0.097±0.035	2.80±0.13	0.142±0.024	3.57±0.17	0.081±0.017
4 мода	4.27±0.26	0.137±0.040	3.70±0.19	0.192±0.019	4.76±0.24	0.101±0.018

Табл.2. Статистические характеристики амплитуды

№ моды	1 группа, 27 чел.		2 группа, 23 чел.		3 группа, 26 чел.	
	$A_t$ , мВ	$A_V$ , мВ	$A_t$ , мВ	$A_V$ , мВ	$A_t$ , мВ	$A_V$ , мВ
1 мода	773±80	60±13	1081±66	126±26	585±147	34±14
2 мода	421±76	33±9	545±136	80±16	359±79	24±6
3 мода	421±98	26±6	447±95	83±16	244±71	18±5
4 мода	224±54	31±8	286±41	76±11	68±31	11±5

На рис. 12 и 13 наглядно представлены результаты расчетов статистических характеристик для первой основной модовой компоненты:

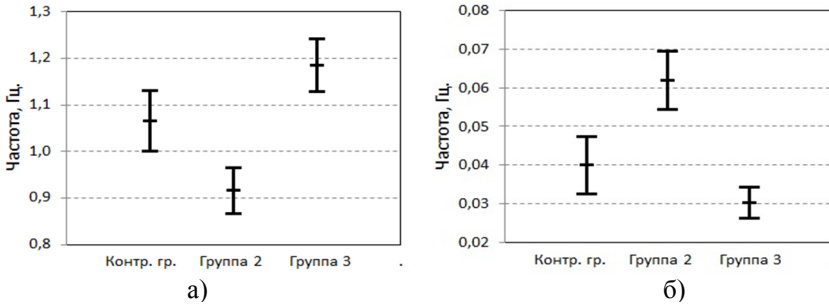


Рис. 12. Показатели частоты  $f_t$  (а) и  $f_V$  (б) для разных групп

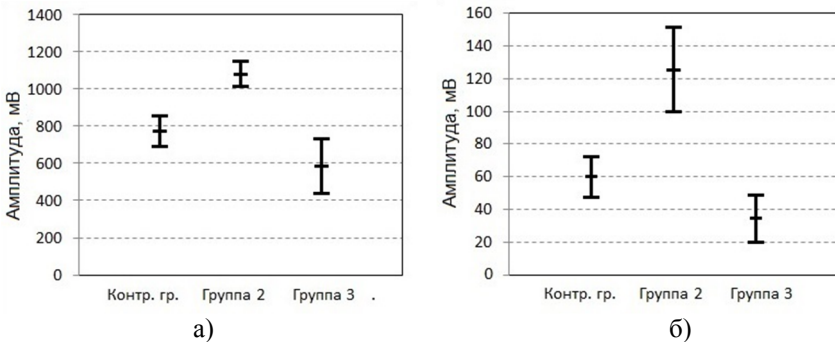


Рис. 13. Показатели амплитуды  $A_t$  (а) и  $A_V$  (б) для разных групп

Сравнение полученных данных показывает значительное различие параметров. Видно, что показатель частоты  $f_t$  в группе 2 ниже, чем в контрольной группе, а в группе 3 - выше. Показатели  $f_V$ ,  $A_t$  и  $A_V$  в группе 2 значительно выше, чем в контрольной группе, а в группе 3 - ниже. Таким образом, рассмотренные показатели можно использовать для классификации пульсовых сигналов по группам, относящимся к различным уровням функционирования организма. На основе полученных результатов сформулировано третье защищаемое положение.

Данные зависимости хорошо согласуются с современными представлениями о деятельности организма человека и подтверждаются методом математического анализа варибельности сердечного ритма (Р.М. Баевский). На рис. 14 представлены средние значения частот, полученные разными методами: с помощью метода математического анализа варибельности сердечного ритма и модифицированного преобразования Гильберта-Хуанга. Видно, что данные хорошо согласуются между собой. Разница составляет 1.9%, 0.8% и 1.2% соответственно. Но, в отличие от анализа варибельности сердечного ритма, использование преобразования Гильберта-Хуанга дает более детальную картину.

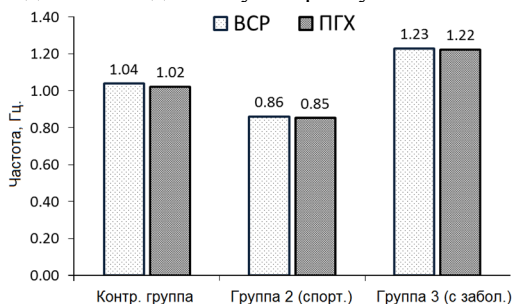


Рис. 14. Средние значения частот, полученные разными методами

Таким образом, из вышесказанного следует, что использование предложенного модифицированного преобразования Гильберта-Хуанга при обработке и анализе биомедицинских сигналов открывает новые возможности в детальном анализе их частотной и временной структуры.

**В заключении** приведены основные научные результаты, полученные в диссертационной работе:

1. Обосновано применение нового метода частотно-временного анализа сигналов, основанного на эмпирической модовой декомпозиции и преобразовании Гильберта, для изучения структуры пульсовых сигналов. Разработана методика оценки динамики изменения спектральных компонент пульсовых сигналов во времени.

2. Произведена оценка погрешности декомпозиции модельных сигналов, близких по структуре к пульсовым сигналам, в зависимости от уровня шума. Выявлено, что эффект “смешивания мод” и явление “интерференции” близлежащих частот при эмпирической модовой декомпозиции снижают точность выделения модовых функций.

3. Разработан модифицированный метод с использованием Фурье-преобразования и эмпирической модовой декомпозиции для минимизации влияния эффекта “смешивания мод” и явления “интерференции” частот. Предложенный метод эффективнее классического метода эмпирической модовой декомпозиции и метода множественной модовой декомпозиции при исследовании квазипериодических сигналов.

4. Исследованы количественные показатели вариации модовых компонент пульсовых сигналов во времени, которые можно использовать для классификации пульсовых сигналов по группам, относящимся к различным уровням функционирования организма. При этом наблюдается высокая степень соответствия данных показателей с функциональным состоянием организма.

5. Установлена высокая корреляция между информативными параметрами, получаемыми с помощью преобразования Гильберта-Хуанга и характеристиками методически обоснованного и клинически используемого метода оценки функционального состояния организма человека - метода математического анализа variability сердечного ритма.

#### **Список основных работ по теме диссертации:**

##### **В изданиях, включенных в перечень ВАК:**

1. Омпоков В. Д. Частотно-временной анализ пульсовых сигналов на основе преобразования Гильберта-Хуанга / В. Д. Омпоков, В. В. Бороноев // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. - 2019. - № 8.
2. Бороноев В.В. Особенности дифференциально-интегральных преобразований пульсовых сигналов / В.В. Бороноев, Б.З. Гармаев, В.Д. Омпоков // Успехи современной радиоэлектроники. - 2018. - № 7. - С. 29-41.
3. Омпоков В.Д. Исследование частотно-временных характеристик пульсовых сигналов с помощью преобразования Гильберта-Хуанга / В.Д. Омпоков, В.В. Бороноев // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. - 2017. - № 5.
4. Омпоков В.Д. Комплементарная множественная декомпозиция на эмпирические моды с адаптивным шумом CEEMDAN как метод решения основных проблем применения преобразования Гильберта-Хуанга / В.Д. Омпоков, В.В. Бороноев // Журнал радиоэлектроники [электронный журнал]. - 2016. - № 9.
5. Бороноев В.В. Дифференциально-интегральные преобразования модельных сигналов / В.В. Бороноев, Б.З. Гармаев, В.Д. Омпоков // Радиотехника. - 2015. - № 3. - С. 122-127.
6. Бороноев В.В. Эмпирическая модовая декомпозиция пульсовых сигналов / В.В. Бороноев, В.Д. Омпоков, В.А. Козин // Вестник ВСГУТУ. - 2015. - № 1. - С. 40-43.
7. Бороноев В.В. Возможности преобразования Гильберта-Хуанга в задаче обработки и анализа биомедицинских сигналов / В.В. Бороноев, В.Д. Омпоков // Биомедицинская радиоэлектроника. - 2014. - № 3. - С. 40-44.
8. Бороноев В.В. Оценка функции когерентности пульсовых сигналов при многоканальной пульсометрии / В.В. Бороноев, В.Д. Омпоков, Б.З. Гармаев // Вестник Бурятского государственного университета. - 2012. - № 3. - С. 219-221.

### **Публикации, индексируемые Web of Science и Scopus:**

9. Ompokov V. D. Mode Decomposition and the Hilbert-Huang Transform / V. D. Ompokov, V. V. Boronoev // 2019 Russian Open Conference on Radio Wave Propagation: Conference Paper. Kazan Federal University. IEEE. – 2019. - Vol. 1. DOI: 10.1109/RWP.2019.8810217.
10. Garmaev B.Z. Classification of pulse waves based on cluster analysis of time parameters / B.Z. Garmaev, V.V. Boronoev, I.V. Naguslaeva, V.D. Ompokov // Journal of Physics: Conference Series. Omsk. – 2018. – Vol. 1210. DOI: 10.1088/1742-6596/1210/1/012048.
11. Boronoev V. V. The estimation of optical radiation influence on human pulse waves / V. V. Boronoev, V. D. Ompokov, N. V. Pupyshva, B. Z. Garmaev // 24th International Symposium on Atmospheric and Ocean Optics: Atmospheric Physics. Proceedings of SPIE. – 2018. - Vol. 10833. DOI: 10.1117/12.2501927.
12. Boronoev V.V. The Hilbert-Huang transform for biomedical signals processing / V.V. Boronoev, V.D. Ompokov // 2014 International Conference on Computer Technologies in Physical and Engineering Applications (ICCTPEA). Saint Petersburg State University. IEEE. - 2014. - p. 21-22.

### **Прочие публикации:**

13. Бороноев В.В. Оценка влияния электромагнитного излучения оптического диапазона на характеристики пульсовой волны человека / В.В. Бороноев, В.Д. Омпоков, Н.В. Пупышева, Б.З. Гармаев // Тезисы докладов XXIV международного симпозиума «Оптика атмосферы и океана. Физика атмосферы». - Томск, 2018. - с. 101.
14. Омпоков В.Д. Частотно-временной анализ пульсовых сигналов / В.Д. Омпоков // В книге: Россия – Монголия. Материалы Международной молодежной научно-практической конференции. – Иркутск, 2016. - С. 171-172.
15. Омпоков В.Д. Преобразование Гильберта-Хуанга в задаче обработки и анализа биомедицинских сигналов / В.Д. Омпоков, В.В. Бороноев // Тезисы докладов 16 международной конференции: «Цифровая обработка сигналов и ее применение - DSPA-2014». Том 1. – Москва, 2014. - С. 183-186.
16. Омпоков В.Д. Информативность частотного спектра пульсовой волны в системе кровообращения человека / В.Д. Омпоков, В.В. Бороноев // Тезисы докладов 14 международной конференции «Цифровая обработка сигналов и ее применение – DSPA-2012». Том 2. – Москва, 2012. - С. 344-346.