

На правах рукописи



Коннова Наталья Сергеевна

МЕТОДЫ И АЛГОРИТМЫ ОБРАБОТКИ, АНАЛИЗА И ВИЗУАЛИЗАЦИИ  
ДАННЫХ УЛЬТРАЗВУКОВОГО ДОПЛЕРОВСКОГО ИЗМЕРИТЕЛЯ  
СКОРОСТИ КРОВОТОКА

Специальность

05.13.01 – Системный анализ, управление и обработка информации  
(в технических системах)

05.11.17 – Приборы, системы и изделия медицинского назначения

**АВТОРЕФЕРАТ**

диссертации на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Москва – 2017

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего образования «Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (национальный исследовательский университет)» – МГТУ им. Н.Э. Баумана.

**Научный руководитель:** **Басараб Михаил Алексеевич**, д.ф.-м.н., профессор МГТУ им. Н.Э. Баумана

**Официальные оппоненты:** **Большаков Александр Афанасьевич**, д.т.н., профессор, профессор кафедры «Телематика», Санкт-Петербургский политехнический университет Петра Великого

**Балякин Артем Александрович**, к.ф.-м.н., начальник отдела научно-технических программ и проектов управления научно-аналитической информации, НИЦ «Курчатовский институт»

**Ведущая организация:** АО НПФ «БИОСС», г. Москва, Зеленоград

Защита диссертации состоится «20» июня 2017 г. в 14<sup>30</sup> часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.02 при «Московском государственном техническом университете им. Н.Э. Баумана» в ауд. 613м по адресу: 105005, г. Москва, Госпитальный переулок, д. 10.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте: <http://bmstu.ru/>.

Отзывы и замечания по автореферату в двух экземплярах, заверенные печатью, просьба высылать по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, на имя ученого секретаря диссертационного совета.

Автореферат разослан « \_\_\_\_\_ » 2017 г.

Ученый секретарь диссертационного совета,

к.т.н., доц.

Муратов И.В.

## **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

### **Актуальность темы исследования**

Проблема исследования кровообращения человека как сложной биомеханической системы до конца не решена. В первую очередь, это связано с отсутствием качественных моделей для прогнозирования заболеваний сердечно-сосудистой системы (ССС) и наличием ряда сложностей и ограничений при диагностике болезней сердца и сосудов. Кроме того, специфика соответствующей аппаратуры не позволяет адекватно оценить особенности кровообращения в хирургии открытого сердца. Создание миниатюрных ультразвуковых (УЗ) измерителей скорости кровотока (СК), а также оптимизация электронных систем детектирования, расшифровки и обработки сигнала прибора обеспечивают возможность выявить особенности центральной и регионарной гемодинамики, в т. ч. интраоперационно осуществлять поддержку принятия решений в кардиохирургии. Исследование и применение новых математических методов и алгоритмов оценки основных количественных и качественных показателей таких физиологических сигналов (флюметрия), анализ их внутренней организации и структуры имеют большой практический и теоретический интерес. В связи с этим становятся актуальными задачи анализа рассматриваемых сложных биологических систем с учетом особенностей, обусловленных, в т. ч., наличием нелинейных компонент и множества циклов в динамике их флюктуаций.

### **Степень разработанности темы**

Фундаментальные исследования коронарного кровообращения привели к созданию ультразвуковой аппаратуры для регистрации кровотока в сосудах сердца, а также линейной и объемной СК по коронарным шунтам и триплексного сканирования поверхностных артерий сердца (фирмы Transonic, США; Medistim, Норвегия, и др.). В РФ с целью создания аппаратуры такого уровня ведутся активные разработки фирмами Минимакс (г. Санкт-Петербург) и НПФ БИОСС (г. Москва, Зеленоград). Несмотря на решение ряда вопросов исследования коронарного кровотока в эксперименте и первые успешные шаги в клинике, проблема теоретического исследования патофизиологии коронарного кровообращения остается открытой: требуется построение моделей болезней ССС, выявление закономерностей влияния заболеваний на различные показатели кровотока и последующее существенное развитие доступной аппаратуры. В связи с этим необходим системный подход при исследовании сигнала СК человека, основанный на применении как традиционных для данной сферы методов и средств цифровой обработки сигнала (ЦОС), так и новых методов нелинейной динамики, фрактального анализа, вейвлет-анализа и др. Все это даст возможность количественно выразить системные свойства физиологических систем, визуализировать эти данные, оценить их соответствие теоретическим положениям о нормальном кровообращении и найти общие закономерности. Это позволит предложить более широкие возможности для специалистов при диагностике патологий у пациентов, а также выработать рекомендации по оптимизации элементов конструкции приборов, используемых в ультразвуковой доп-

леровской флюметрии. Изложенное образует идеи, составляющие основу предмета и цели настоящего исследования.

### **Постановка задачи**

**Объект исследования** – сердечно-сосудистая система, состоящая из сердца – бионасоса и кровеносных сосудов – полых трубок различного калибра. Регулирование кровообращения в ССС имеет сложный характер, а поведение данной системы плохо поддается формализации. Тем не менее, требуется осуществлять идентификацию состояний ССС по доступным исследователю параметрам системы. С этой целью в настоящей работе предлагается использование для представления ССС модели временных рядов (ВР), построенных по данным УЗ доплеровских датчиков скорости кровотока различной природы (периферического кровотока, коронарного кровотока и т.д.).

В настоящее время признанным является наличие нелинейной компоненты и множества циклов в динамике исследуемой сложной системы, вызванных изгибами и ветвлением сосудов, колебаниями кровяного давления, флюктуациями диаметров сосудов, набеганием потока крови на вогнутые части сосудов с возникновением тенденций к винтообразному течению массы крови, а также др. факторами.

**Предмет исследования** – выявление целесообразности применения цифровой обработки сигналов кровотока, включая методы нелинейной динамики и вейвлет-анализа, при диагностике состояния ССС.

### **Цель и задачи диссертации**

Целью диссертационной работы является создание методики и алгоритмов для идентификации состояний сложной физиологической системы с нелинейной динамикой на примере обработки данных УЗ доплеровских измерителей СК с использованием методов нелинейной ЦОС и вейвлет-анализа. Осуществлять идентификацию состояний системы для диагностики патологий предполагается по количественным показателям (скоростных характеристик потока, уровней периферического сопротивления и кинематики и др.), для которых существуют экспертные оценки референсных интервалов и качественным показателям (waveform analysis – анализ формы волны результатов обработки ВР, представляющих исследуемую систему).

Для достижения поставленной цели в диссертации решаются следующие задачи:

- 1) Разработка, модификация и сравнительный анализ методов первичной и вторичной обработки сигналов СК с учетом их особенностей и физической природы: фильтрация, сглаживание, определение шумовых компонент и параметров нелинейной динамики, спектральный анализ, анализ квазипериодической природы сигналов, пространственно-временной (вейвлет-) анализ и др.
- 2) Разработка методики и алгоритмов фазового анализа, качественного анализа формы кривой СК и определения количественных параметров кровотока по данным УЗ (8 и 16 МГц) доплеровских датчиков линейной СК в условиях отсутствия дополнительных синхронизирующих данных.
- 3) Разработка алгоритмов визуализации кривой СК и поля скоростей внутри со-

суда по данным одноэлементных УЗ датчиков скорости кровотока с узким лучом.

- 4) Полунатурное моделирование и реализация разработанных алгоритмов для установления возможности их использования в процессе работы прибора в режиме реального времени. Разработка программно-математического обеспечения для расчета диагностических показателей и параметров кровотока.

**Работа соответствует паспортам научных специальностей:**

05.13.01 «Системный анализ, управление и обработка информации (в технических системах)»: пункт 4 «Разработка методов и алгоритмов решения задач системного анализа, оптимизации, управления, принятия решений и обработки информации»; пункт 5 «Разработка специального математического и алгоритмического обеспечения систем анализа, оптимизации, управления, принятия решений и обработки информации»; пункт 12 «Визуализация, трансформация и анализ информации на основе компьютерных методов обработки информации».

05.11.17 «Приборы, системы и изделия медицинского назначения»: пункты 1 и 2 (см. паспорт).

**Методология и методы исследования**

В работе использованы теоретические и экспериментальные методы математического моделирования, нелинейной (хаотической) динамики, фрактально-го анализа, вейвлет-анализа, математического анализа, вычислительной томографии, математической статистики и вычислительной математики.

**Достоверность и обоснованность результатов** обусловлены корректным использованием существующего и разработанного математического аппарата, обеспечиваются апробацией результатов исследований на российских и международных научных конференциях, публикацией в печати и подтверждаются со-ответствием полученных в диссертационной работе результатов эксперимен-тальных исследований теоретическим положениям.

**Научная новизна результатов**

- 1) Предложена новая методика обобщения информации о результатах, полу-ченных при помощи разработанных и модифицированных алгоритмов циф-ровой обработки ВР, представляющих сигналы СК (первичная обработка, ис-следование внутренней организации рядов, спектральных и частотно-временных характеристик сигналов, фазовые портреты по Паккарду–Такенсу), расчета скоростных характеристик потока, уровней перифериче-ского сопротивления и показателей кинематики, для идентификации состоя-ний системы и выявления направления формирования системы поддержки принятия решений в диагностике патологий ССС и кардиохирургии.
- 2) Для идентификации шумовой и хаотической составляющих системы пред-ложена комплексная методика исследования флюктуирующего кровотока ме-тодами нелинейной динамики, включающая модификацию и адаптацию ал-горитма вычисления показателя Ляпунова для исследуемых данных. Впервые предложено использование метода вариации Аллана (ADEV) при определе-

нии шумовых характеристик сигнала УЗ доплеровского измерителя СК. Выявлена корреляция показателей нелинейной динамики (показатель Хёрста) и ADEV.

- 3) Разработана модификация вейвлетов Котельникова-Шеннона на основе атомарных функций (АФ), позволяющая сократить вычислительную ресурсоемкость вейвлет-анализа сигналов биомедицинских приборов.
- 4) Разработан алгоритм фазового анализа кривых кровотока с использованием кластерного анализа и автокорреляционного метода, позволяющий разбить кривую СК на фазы (систола/диастола) при отсутствии синхронизирующих данных электрокардиограммы (ЭКГ), фонокардиограммы (ФКГ) и артериального давления (АД).
- 5) Разработан алгоритм восстановления двумерной картины поля СК в сечении сосуда по измеренным профилям максимального кровотока в направлении УЗ сигнала, излучаемого одноэлементным доплеровским измерителем с узким лучом.

### **Апробация работы**

Основные положения и результаты диссертационной работы докладывались и обсуждались на V и VI Всероссийской школе-конференции по физиологии кровообращения (Москва, 2012, 2016); XII Международной научно-практической конференции «Фундаментальные и прикладные исследования, разработка и применение высоких технологий в промышленности» (Санкт-Петербург, 2011); VIII, IX и X Международной конференции «Системное кровообращение, микроциркуляция и гемореология» (Ярославль, 2011, 2013, 2015); Всероссийском конкурсе научно-исследовательских работ студентов и аспирантов в области информатики и информационных технологий (Белгород, 2012); 10<sup>th</sup> International Conference «Computer data analysis and modeling: theoretical and applied stochastics» (Minsk, Belarus, 2013); семинаре «Обсуждение проблем создания в России биосенсорных систем, используемых для лечения и непрерывной диагностики социально-значимых заболеваний» (Москва, 2013); Международной научно-практической конференции «Биотехнология и качество жизни» (Москва, 2014); II Международной заочной научно-практической конференции «Теоретические и прикладные аспекты современной науки» (Белгород, 2014); Всероссийской научной школе-семинаре «Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине» (Саратов, 2014, 2015); 18<sup>th</sup> Conference of the European Society for Clinical Hemorheology and Microcirculation (Lisbon, Portugal, 2016), междисциплинарном семинаре «Экобионика» (Москва, 2017).

### **Теоретическая и практическая значимость полученных результатов**

Использование разработанных и модифицированных методов, алгоритмов и методик ЦОС в ультразвуковой доплеровской флюметрии представляет большой теоретический и практический интерес при анализе данных после оперирования пациента для подтверждения положительной динамики лечения, интраоперационно и дооперационно для поддержки принятия решения о необходимости оперирования. Результаты работы внедрены в экспериментальные

клинические исследования в НИИ общей патологии и патофизиологии (г. Москва), в Центре сердечно-сосудистой хирургии ГУЗ «Белгородская областная клиническая больница Св. Иоасафа», НПФ «БИОСС» (г. Москва, Зеленоград). Положенные в основу диссертации разработки отмечены стипендией Правительства РФ (2012). Теоретические и практические результаты работы использованы при выполнении:

- НИР «Моделирование и цифровая обработка сигнала ультразвукового датчика кровотока с использованием методов нелинейной динамики и вейвлет-анализа» (РФФИ, № 13-08-12023).
- НИР по созданию экспериментального программно-аппаратного обеспечения в НПФ «БИОСС».

### **Основные положения, выносимые на защиту**

- 1) Модифицированный алгоритм расчета старшего показателя Ляпунова для ВР на основе алгоритма Бенеттина и новый метод идентификации шумовых характеристик сигналов на основе вариации Аллана, применительно к сигналу скорости кровотока, измеренного УЗ доплеровским измерителем СК.
- 2) Алгоритмы дискретного и непрерывного вейвлет-анализа с применением модифицированных вейвлетов Котельникова-Шеннона на основе АФ.
- 3) Алгоритм визуализации сигнала доплеровского датчика СК с восстановлением двумерной картины поля СК в сечении сосуда по измеренным профилям максимального кровотока в направлении УЗ сигнала, излучаемого прибором.
- 4) Методика экспериментального исследования периферического и коронарного кровотока по данным только доплеровского измерителя, использующая кластерный алгоритм автоматизированного фазового анализа кривых СК и автокорреляционный метод; программно-математическое обеспечение с человеко-машинным интерфейсом, реализующее разработанные и модифицированные алгоритмы цифровой обработки сигнала и обеспечивающее накопление базы данных и базы знаний, выявление направления формирования системы поддержки принятия решений в диагностике состояния ССС и кардиохирургии.

### **Публикации**

Основные научные и практические результаты диссертационной работы опубликованы в 24 печатных работах, в т. ч. 4 статьи (из них 3 – в ведущих рецензируемых научных журналах и изданиях, рекомендованных ВАК при Министерстве образования и науки РФ, 1 – в зарубежном издании, входящем в базы данных Scopus и Web of Science), 20 тезисов докладов в материалах и трудах научных конференций международного и российского уровня. Получено свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ «Программный комплекс обработки временных рядов при помощи методов нелинейной динамики и вейвлет-анализа» (№ 2014661986). Принято участие в создании научного фильма «Коронарный кровоток» (ФГБУ «Мединформфильм», 2015г.).

**Личный вклад соискателя** состоит в проведении теоретического анализа,

сборе и анализе исходных данных, разработке методики и алгоритмов обработки и визуализации данных УЗ доплеровского измерителя СК, непосредственном планировании и проведении экспериментов, обработке и интерпретации результатов, апробации результатов исследования, подготовке основных публикаций по выполненной работе.

## **Структура работы**

Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, основных выводов и результатов, списка сокращений и условных обозначений, словаря терминов и списка использованной литературы. Работа изложена на 203 страницах и содержит 61 рисунок. Список литературы включает 120 наименований.

## **КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

**Во введении** дана общая характеристика диссертационной работы. Обоснована актуальность темы, раскрыты научная новизна и практическая значимость работы, приведены основные положения, выносимые на защиту. Описана структура диссертации, приведено ее краткое содержание.

**В первой главе** обсуждается актуальность исследований, рассмотрено современное состояние отечественных и зарубежных разработок в данном направлении. Приведен подробный обзор литературы, посвященной исследованием кровотока. Описаны достижения в области разработки оборудования и методик снятия показаний для исследований, а также обработки данных и анализа полученных результатов. В заключительной части главы сформулированы основные цели и определены дальнейшие задачи исследования.

**Во второй главе** приводится описание прибора, исследуемых исходных данных, а также обсуждается принципиальная схема проведения эксперимента по снятию, оцифровке и сохранению показаний СК для дальнейшей обработки (Рис. 1). Контактный ультразвуковой измеритель устанавливается под углом 70° к сосуду. Один из пьезоэлементов прибора «посыпает» УЗ излучение, создаваемое генератором (8 или 16 МГц), в направлении исследуемого объекта, а другой – принимает излучение, отраженное от форменных элементов крови. По экранированному высокочастотному кабелю сигнал поступает в прибор, где через усилитель попадает на вход компаратора, в который также подается исходный сигнал от генератора. Оба эти сигнала сравниваются, обнаруженная разница этих сигналов, обеспечиваемая эффектом Доплера:  $F' = \left(\frac{\nu + \nu_r}{\nu + \nu_s}\right) F_0$  ( $F'$  – наблюдаемая частота;  $F_0$  – излучаемая частота;  $\nu$  – скорость волн в среде;  $\nu_r$  – скорость отражателя относительно среды;  $\nu_s$  – скорость источника излучения относительно среды), вновь проходит через усилитель и подается на динамик. Озвучивание сигнала возможно благодаря попаданию в звуковой спектр доплеровской разницы между исходным и отраженным излучением. Далее сигнал подается на вход фильтров высоких (ВЧ) и низких частот (НЧ), затем поступает в частотомер, из которого попадает на монитор (осциллограф) и на регистратор, где происходит запись на информационный носитель.

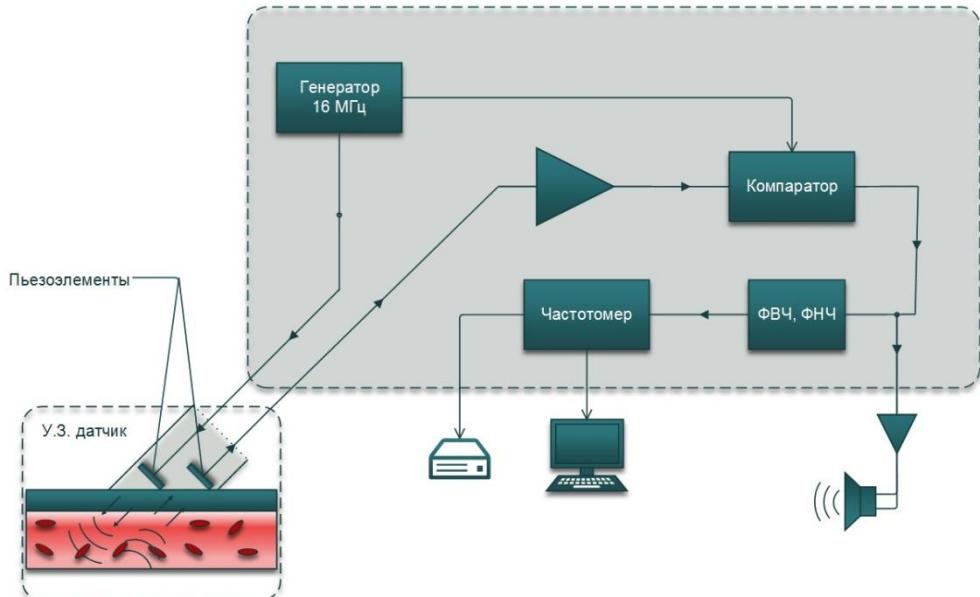


Рис. 1. Принципиальная схема проведения эксперимента

Для ЦОС программным комплексом производится процедура оцифровки сигнала. При этом сигнал поступает на аналогово-цифровой преобразователь (АЦП) с использованием однополюсного подключения. С АЦП оцифрованный сигнал поступает на подключенный компьютер, где возможно сохранение полученных кривых кровотока. При оцифровке сигнал записывается в виде числового ВР (в мВ). Далее выполняется цифровая обработка и анализ сигналов (гл. 3). Предлагаемая методика экспериментального исследования данных при помощи разработанных и модифицированных алгоритмов ЦОС СК показана на Рис. 2.

В главе обсуждаются методы анализа исследуемых квазипериодических процессов и их специфические особенности, в том числе основные рассчитываемые количественные показатели кровотока, отличия коронарного кровотока от периферического и микроциркуляторного. Приводится обзор методов регистрации сердечной деятельности и их место в исследованиях кровотока, в первую очередь, при фазовом анализе.

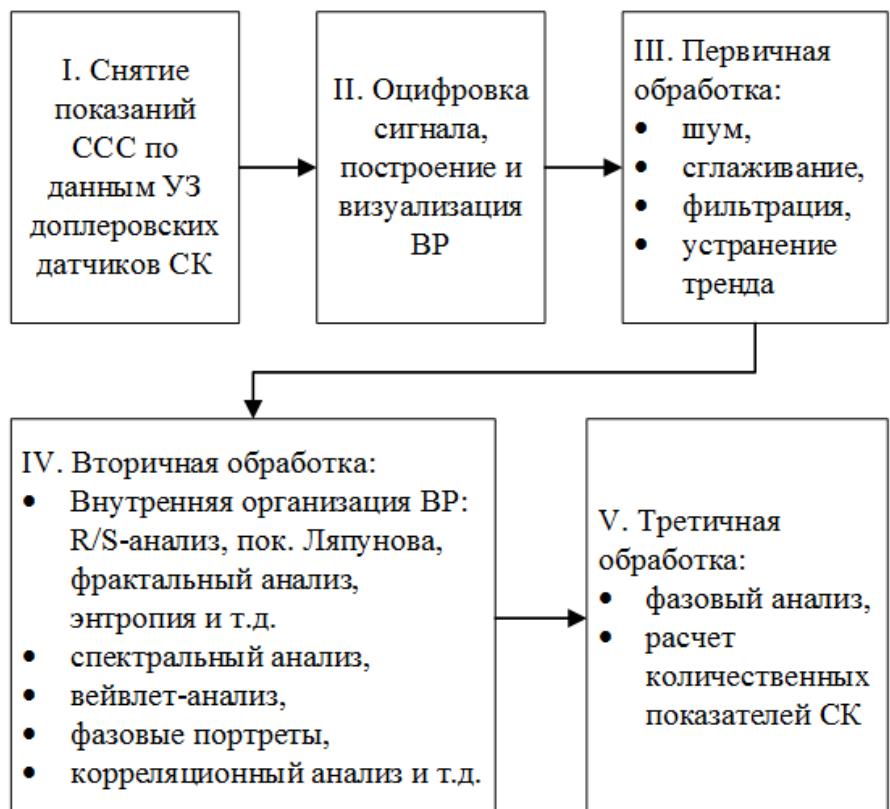


Рис. 2. Методика экспериментального исследования

При этом методика исследования включает в себя следующие этапы:

Описаны основные элементы формы кривых ЭКГ, ФКГ, данных АД и др. Рассматриваются вопросы фазового анализа кривых и расчета показателей сердечной активности, используемых в исследованиях ССС. Сформулированы основные проблемы исследований с использованием существующих методик регистрации сердечной деятельности.

**В третьей главе** приведен подробный обзор используемых в исследовании методов ЦОС, применяемых как для первичной обработки сигнала, так и для последующего анализа. Приведено описание модификаций используемых в исследовании алгоритмов и их адаптации с учетом особенностей изучаемых данных. Обсуждаются возможности использования вычислительно наиболее эффективных алгоритмов и применения программных средств для их высокопроизводительной реализации. Описываются особенности реализации методов в рамках разработанного программного комплекса с обсуждением основных функциональных модулей приложения.

Определение наличия и категории шума (белый, фликкер, броуновский и др.) проводилось расчетом спектральной плотности мощности (СПМ) и вариации Аллана (ADEV) и ее модификаций. Вариация Аллана  $\sigma_y^2(\tau)$  зависит от временного шага  $\tau$  и выражает среднеквадратичное значение всех разностей отсчетов, разделенных интервалом  $\tau$  за весь период измерений  $T$ :

$$\sigma_y(\tau) = \left( 1/(2M) \sum_{i=0}^{M-1} (Y_{i+1} - Y_i)^2 \right)^{1/2},$$

где  $M = \left\lceil \frac{T}{\tau} \right\rceil - 1$ , а  $Y_i = \frac{1}{M} \sum_{k=i}^{i+M-1} y_k$ ,  $y_k = \frac{x_{k+1} - x_k}{\tau_0}$ ,  $x_k$  – отсчеты сигнала СК.

Построив график зависимости  $\sigma(\tau)$  от разных временных масштабов  $\tau$ , можно выполнить линейную регрессию полученных точек и по наклону аппроксимирующей кривой выдвинуть предположение о типе шума в сигнале.

При рассмотрении флюктуирующих физиологических процессов выделяются два типа нерегулярностей: шумовые или стохастические флюктуации и хаотические флюктуации. Наличие хаотичности колебаний оценивалось по старшему показателю (экспоненте) Ляпунова  $\lambda$ , рассчитываемой модифицированным алгоритмом Бенеттина. Суть метода заключается в рассмотрении некоторой точки динамической системы  $x(t_0)$  и некоторого возмущения этой точки  $\tilde{x}(t_0)$ ,  $\|\tilde{x}(t_0) - x(t_0)\| = \varepsilon(t_0)$ , а также траекторий эволюции этих точек с течением времени  $t = t_0 + \Delta t$ :  $\|\tilde{x}(t) - x(t)\| = \varepsilon(t)$ ,  $\varepsilon(t) = \varepsilon(t_0)e^{\lambda\Delta t}$ , где  $\lambda$  – показатель Ляпунова. Повторив процедуру  $M$  раз, можно оценить  $\lambda$  как среднее по ВР величин  $\lambda_i$ , полученных на каждом шаге вычислений. Для численного расчета  $\lambda$  используется обобщенный подход, подразумевающий отслеживание эволюций нескольких возмущенных точек. Основная сложность заключается в поиске достаточно близкой к опорной траектории точки возмущения, например, если единственная имеющаяся в распоряжении исследователя траектория не возвращается в малую окрестность своих точек. В работе предложена модификация алгоритма, направленная на решение этой задачи.

Наличие причинно-следственной зависимости (персистентность) данных

ВР исследовалась расчетом показателя Хёрста  $H$  (R/S-анализ) и оценки Хилла (с вычислением параметра формы для распределения с «тяжелым хвостом»).  $H$  может быть определен по углу наклона зависимости  $\log(R/S_n)$  от  $\log n$ , где  $R/S_n$  – отношение скорректированного размаха данных к стандартному отклонению, а  $n$  – масштаб разбиения ВР, с использованием линейной регрессии. Рабочим является уравнение:  $\log(R/S_n) = \log \text{const} + H * \log n$ . Вычислялась фрактальная размерность  $D$  физиологических систем, а также исследовалась применимость фрактальной модели к описанию биомедицинских сигналов. Выявлено, что при анализе шумовых и хаотических процессов внутри группы исследуемых данных, например, переходных состояний микроциркуляторного русла определенного органа, прослеживается устойчивая взаимная зависимость показателя Хёрста и вариации Аллана, и, соответственно, характера детектируемых шумовых процессов. С ростом показателя  $H$  возрастает ADEV, и плавно сменяются определяемые типы шумов, присутствующие в сигнале кровотока. Для исследованных данных присутствие белого шума в сигналах с наименьшими значениями показателя Хёрста, фликкер-шума – для больших значений  $H$ , и броуновского шума – в сигналах с наибольшими значениями  $H$  являлось устойчивой и общей тенденцией. Проведено исследование вычислительной сложности, требований к объему исходной выборки и устойчивости обеих методик. Алгоритм вычисления показателя Хёрста продемонстрировал большую устойчивость в эксперименте с прореживанием и усечением исходных временных рядов по сравнению с расчетом вариации Аллана, однако оказался более вычислительно затратным: количество операций с плавающей точкой с ростом длины анализируемого ВР росло быстрее.

Изучаемые ВР можно отнести к квазипериодическим сигналам, для обработки и анализа которых необходим комплексный подход на основе классического спектрального анализа и методов нелинейной ЦОС. Рассмотрены методы, которые условно можно разделить на следующие классы: исследование общей спектральной картины (Фурье-анализ, анализ СПМ, корреляционный анализ); исследование частотно-временных характеристик сигнала (вейвлет-анализ); фазовый анализ кривой кровотока с расчетом различных количественных показателей. Сравнение спектрального анализа (БПФ, СПМ) с вейвлет-анализом (ДВП Хаара, Добеши, Котельникова–Шеннона, скалограмма, скелетон и выделение сигнала из шума на их основе) показало для исследуемых систем большую информативность последнего. Предложена модификация вейвлетов Котельникова–Шеннона с использованием атомарных функций (АФ)  $h_a(t)$  вместо функции  $\text{sinc}(t)$ . На основе масштабирующей функции

$$\varphi(t) = \frac{1}{2\pi} \int_{-\infty}^{\infty} \hat{\varphi}(\omega) e^{i\omega t} d\omega = \prod_{k=1}^{\infty} \text{sinc} \frac{t}{2^k},$$

(ее частотный образ имеет вид АФ  $\hat{\varphi}(\omega) = \text{up}(\omega)$ ) произведено обобщение на случай АФ  $h_a(t)$  и получены коэффициенты фильтров. Применение модифицированных вейвлетов позволило обойтись меньшим количеством коэффициентов фильтра вейвлет-разложения благодаря более сильному затуханию спек-

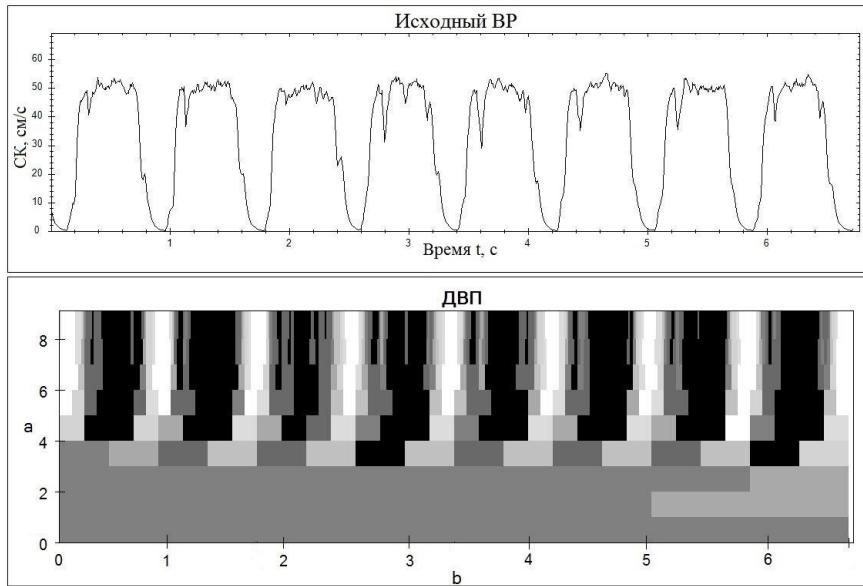


Рис. 3. Визуализация вейвлет-преобразования сигнала СК

пациента с патологией на вейвлет-диаграмме легче определить положение и длительность фаз систолы и диастолы (см. словарь терминов в диссертации). При необходимости приведения частотно-временного представления сигнала, вместо используемого в вейвлет-анализе представления время-масштаб, значения масштабных коэффициентов переводятся в квазичастоты:  $F_a = F_c * dt/a$ , где  $F_c$  – центральная частота вейвлета,  $dt$  – интервал дискретизации,  $a$  – параметр масштабирования.

В главе описано также использование в исследовании и других распространенных статистических показателей ВР: дисперсии, СКО, корреляционного интеграла, энтропии, построение гистограммы и графика изменения дисперсии.

Приведен разработанный алгоритм автоматизации фазового анализа кривой линейной СК для случая отсутствия синхронно зарегистрированных данных ЭКГ, ФКГ и АД по найденным точкам начала зубцов. Алгоритм основан на кластерном анализе и включает следующие основные шаги.

1. Сглаживание исходной кривой (аппроксимация скользящим окном с усреднением, сплайн-аппроксимация и т.п. для повышения вероятности верного определения зубцов, см. раздел 3.1.2 диссертации).
2. Построение ряда значений численно рассчитанной производной (центральная разностная первая производная) для исследуемой кривой. Определение точек перемены знака производной с минуса на плюс; выбор из множества тех точек, которые содержатся в заданной полосе разброса значений ЛСК.

Поскольку подобных точек-кандидатов на границы СЦ избыточное количество, особенно в области реальной границы, где показания достаточно сильно флюктуируют, для дальнейшего выбора точек применяется кластерный анализ.

3. Кластеризация точек-кандидатов (описание алгоритма см. в гл. 3.5 диссертации); перерасчет расстояний между «победителями» алгоритма кластеризации и проверка возможного «пропуска» на анализируемом участке кривой точек – границ СЦ. При наличии потенциальных «пропусков» – изменить

тра АФ  $h_a(t)$  по сравнению с функцией  $\text{sinc}(t)$ .

Визуализация результата вейвлет-преобразования для исследуемых квазипериодических сигналов оказывает дополнительную помощь в определении анализируемых особенностей рядов, в частности – фаз СЦ. Пример

показан на Рис. 3, где в сигнале кровотока

пороговые критерии изначального отбора точек и повторить процедуру поиска и кластеризации точек для конкретного участка.

4. Для каждого из определенных СЦ производится по аналогичному алгоритму поиск точек – границ фаз внутри участка, соответствующего конкретному СЦ с проверкой соотношения длительности систолы к длительности диастолы (с последующей проверкой на «пропуски» точек-границ фаз).

Пример работы алгоритма показан на Рис. 4. Звездочками отмечены указанные пользователем границы участка кривой для разбиения на фазы СЦ (систола/диастола), круглыми маркерами – границы СЦ, квадратными – границы между фазами СЦ.

#### В четвертой главе

рассматривается практическое применение предложенной методики. Разработанные и реализованные в рамках работы методы анализа сигналов кровотока апробированы и представлены не только в фундаментальных и научно-прикладных исследованиях, но и в клинике.

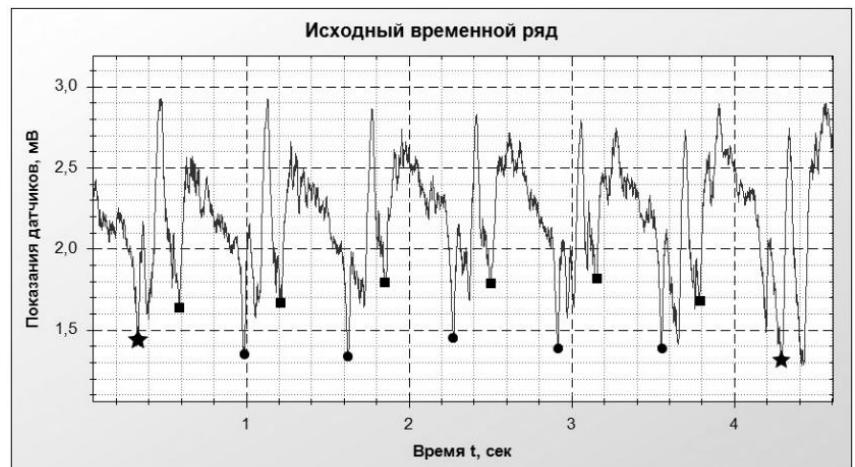


Рис. 4. Пример фазового анализа кривой СК

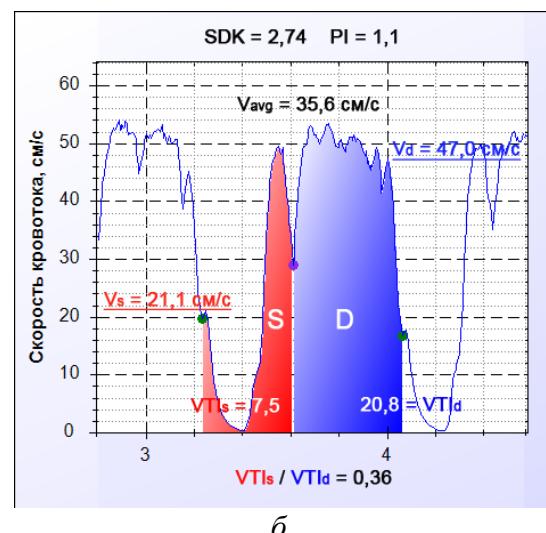
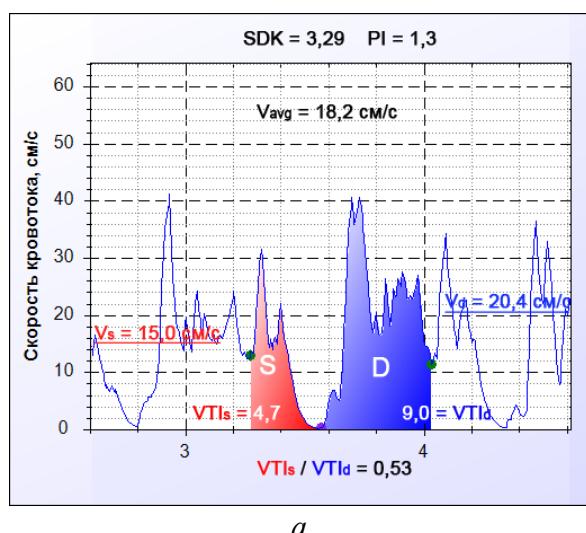


Рис. 5. Аортальная недостаточность, ПМЖА, фазовый анализ до и после протезирования клапана: *а* – до вмешательства, *б* – после вмешательства

На Рис. 5 представлены кривые скорости кровотока и некоторые из рассчитанных параметров и показателей в передней межжелудочковой ветви левой коронарной артерии (ПМЖА) для больного с аортальной недостаточностью до вмешательства (Рис. 5, *а*) и после протезирования клапана (Рис. 5, *б*). Математические расчеты и моделирование позволяют более наглядно сравнить исходные и приобретенные в результате лечения кривые кровотока в коронарных артериях.

ях. Кроме того, приводится исследование изменений фазового портрета системы по Паккарду–Таккенсу до и после лечения (Рис. 6). Метод Н. Паккарда реконструкции состояний системы со скалярного выходного сигнала по ВР основывается на использовании временных задержек  $\tau_1, \tau_2, \dots, \tau_n$ :

$$v(t) = [x(t + \tau_1) \ x(t + \tau_2) \ \dots \ x(t + \tau_n)].$$

Ф. Такенс показал, что для скалярного выходного процесса  $x(t)$ , выбранных временных задержек  $\tau_i$  и размерности  $n$  реконструированного аттрактора идентифицируется отображение  $P: x(t) \rightarrow v(t)$ , которое обеспечивает взаимно-однозначное представление аттрактора. Размер и форма аттрактора связаны с показателями гемодинамики. Анализ этих данных может иметь большое значение при принятии решений о вмешательстве и итогах лечения.

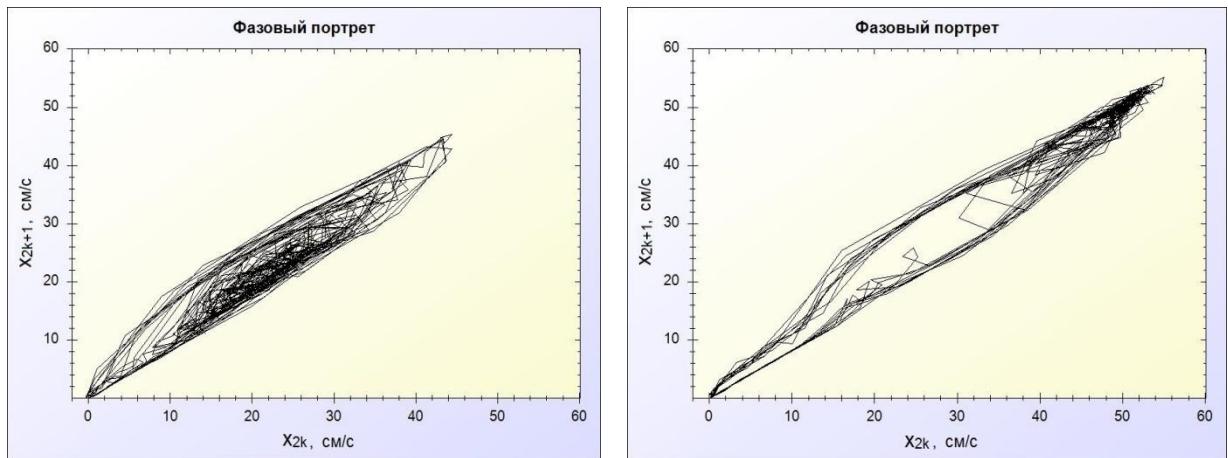


Рис. 6. Фазовый портрет, ПМЖА до (слева) и после (справа) протезирования клапана

**В пятой главе** обсуждается возникающая при измерении линейной и объемной СК актуальная практическая задача визуализации поля его скорости внутри сосуда. Предложен алгоритм визуализации двумерного поля скоростей по исходным дискретным профилям, полученным путем сканирования простым одноэлементным доплеровским датчиком с узким лучом. Датчик располагается на конце рычага сканирующего устройства, которое вырабатывает сигналы с амплитудами, пропорциональными координатам и ориентации прибора. Измерение профиля скорости производится перемещением датчика перпендикулярно оси сосуда. На осциллограмме получается зависимость амплитуды СК от смещения датчика относительно оси сосуда. Поворачивая рычаг сканирующего устройства и перемещая датчик относительно оси, можно получить серию дискретных профилей скорости, по которой необходимо приблизенно восстановить непрерывное поле в сечении.

Рассмотрим модель получения профилей по двумерному полю СК (Рис. 7). При сканировании луч датчика направляется вдоль прямой  $L: x \sin \varphi + y \cos \varphi - p = 0$ , где  $\varphi$  – угол наклона к горизонтальной оси;  $p$  – расстояние от начала координат. Амплитуда сигнала на экране осциллографа есть прямое нелинейное томографическое преобразование поля скоростей  $V(x, y)$ :

$$R_L V = R_{\varphi, p} V = \max_{(x, y) \in \Omega \cap L} V(x, y).$$

При сканировании вдоль прямых  $L_{i,j}$ :  $x \sin \varphi_i + y \cos \varphi_i - p_j = 0$  получаем дискретный набор значений максимального кровотока на отрезках  $\Omega \cap L_{i,j}$ ,

$$R_{i,j}V = \max_{(x,y) \in \Omega \cap L_{i,j}} V(x,y).$$

Обратная задача представляет приближенное восстановление двумерного кровотока  $V(x,y)$  в сечении по полученному дискретному набору значений  $R_{i,j}$ . Работа алгоритма заключается в организации цикла по дискретному набору точек  $(x_m, y_n)$  и всем сечениям  $L_{i,j}$ :

$$\tilde{V}_{m,n} = \min_{(i,j): |L_{i,j}(x_m, y_n)| \leq \varepsilon} R_{i,j}V.$$

На Рис. 8 показана модель параболического кровотока в лучевой артерии. Анализ результатов численного эксперимента позволил сделать вывод о практической эффективности рассмотренного алгоритма, который может быть непосредственно использован на произвольных нерегулярных сетках.

**В заключении** представлены результаты и выводы диссертационной работы.

## ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

В итоге проведенных в диссертационной работе теоретических и экспериментальных исследований получены следующие основные результаты:

- 1) Предложенная модификация обобщенного алгоритма Бенеттина совместно с методом вариации Аллана (ADEV) показали лучшую информативность по сравнению с традиционным методом анализа на основе СПМ и позволили с приемлемой точностью определить старший показатель Ляпунова и провести идентификацию шумовой и хаотической составляющих для всех исследованных ВР физиологических систем, в частности, позволили выделить и проанализировать типы шума, присутствующие в сигнале УЗ измерителя СК, сделать заключение о взаимосвязи вариации Аллана (ADEV) и типа детектируе-

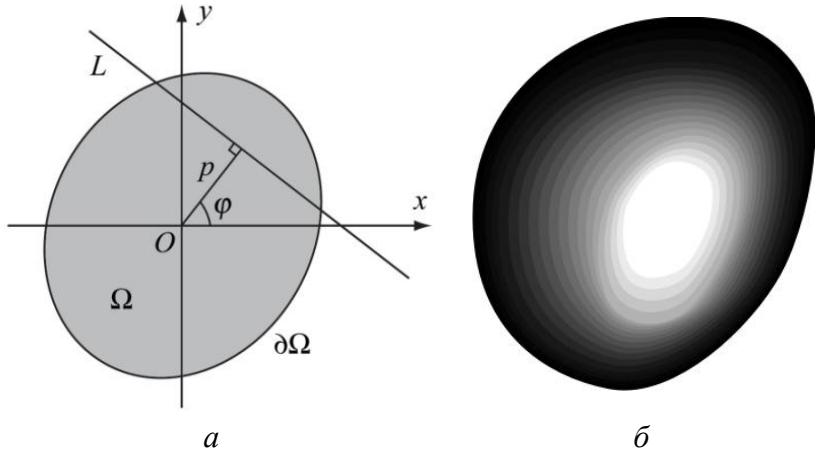


Рис. 7. Геометрия задачи (a) и поле амплитуд СК (б)

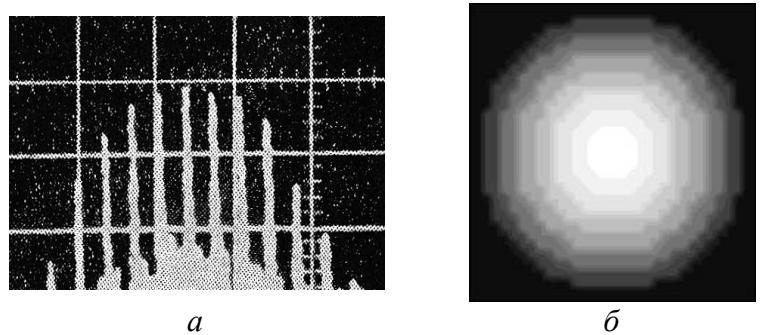


Рис. 8. Доплеровская проекция исходного поля скоростей (a) (цена одного деления по вертикали – 20 см/с), восстановленное по 15 проекциям поле скоростей (б)

мого шума с показателем нелинейной динамики физиологических систем  $H$  (коэффициент Хёрста).

- 2) Анализ применения различных типов вейвлетов, а также разработанная модификация вейвлетов Котельникова-Шеннона на основе атомарных функций позволили сделать выводы о практической эффективности и высокой информативности применения частотно-временного анализа при диагностике патологий ССС на основе данных доплеровского измерителя СК.
- 3) Разработанный алгоритм фазового анализа кривой линейной СК, основанный на кластерном анализе и автокорреляционном методе, позволяет в условиях отсутствия дополнительных данных (ЭКГ, ФКГ и АД) с достаточной точностью разбить кривую на фазы, параллельные фазам СЦ: систоле и диастоле, на основе только данных УЗ доплеровского измерителя СК.
- 4) Разработан томографический алгоритм визуализации сигнала доплеровского датчика скорости кровотока с восстановлением двумерной картины поля скоростей в сечении сосуда по измеренным профилям максимального кровотока в направлении УЗ сигнала, излучаемого прибором.
- 5) Разработанная методика и программно-математическое обеспечение позволили провести количественную оценку диагностических показателей и параметров кровотока, а также выполнить качественный анализ формы кривой СК, что позволило выявить закономерности и зависимости между рассчитанными параметрами и наличием патологий ССС. Проведенное полунатурное моделирование работы комплекса разработанных алгоритмов, включая высокопроизводительные варианты их реализаций, показало их практическую эффективность и большую информативность по сравнению с типовыми решениями в области ЦОС кровотока с точки зрения вычислительной ресурсоемкости и вычислительной устойчивости, а также возможность их использования в режиме реального времени.

**Перспективы дальнейшей разработки темы.** Перспективным направлением дальнейших исследований является составление базы данных образцов карты вейвлет-преобразований сигналов с возможностью поиска по вейвлет-диаграмме и сопоставления образцов с целью диагностики заболеваний. Интерес представляет учет в математической модели кровотока дополнительных особенностей, например, пульсовых колебаний стенок сосудов. Данные исследований целесообразно использовать для оптимизации конструктивных элементов приборов, в частности, формы бандажных креплений УЗ датчиков.

## **СПИСОК РАБОТ, ОТРАЖАЮЩИХ ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ**

1. Фазовый анализ кривых скорости кровотока по данным временных рядов сигнала доплеровской флюметрии / Н. С. Коннова [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 11. С. 16-29. (1.875 п.л. / 1 п.л.)
2. Коннова Н. С. Цифровая обработка сигналов доплеровского датчика объемной скорости кровотока в условиях переходных процессов в микроциркуляторном русле // Наука и образование: электронное научно-техническое

- издание. 2012. № 12. DOI: 10.7463/1212.0506267. URL: <http://technomag.neicon.ru/doc/506267.html> (дата обращения 20.10.2016).
3. Алгоритм визуализации двумерного сигнала доплеровского датчика скорости кровотока по дискретным профилям / Н. С. Коннова [и др.] // Биомедицинская радиоэлектроника. 2014. № 12. С. 18-22. (0.625 п.л. / 0.2 п.л.)
  4. Analysis of chaotic and noise processes in a fluctuating blood flow using the Allan variance technique / N. S. Konnova [et al.] // Clinical Hemorheology and Microcirculation. 2016. Vol. 64, Issue 4. P. 921-930. DOI: 10.3233/CH-168011. (1.375 п.л. / 0.5 п.л.)
  5. Digital signal processing of blood flow volume velocity Doppler sensor based on nonlinear dynamics methods / N. S. Konnova, M. A. Basarab // Proceedings of the 10<sup>th</sup> International Conference «Computer data analysis and modeling: theoretical and applied stochastics». Minsk. 2013. Vol. 2. P. 114-117. (0.5 п.л. / 0.35 п.л.)
  6. Theory and practice of coronary blood flow visualization in open heart surgery / N. Konnova [et al.] // Proceedings of the 18<sup>th</sup> Conference of the European Society for Clinical Hemorheology and Microcirculation. Lisbon, Portugal. 2016. P. 169. (0.125 п.л. / 0.03 п.л.)
  7. Analysis of fluctuating blood flow data using the methods of nonlinear dynamics and Allan variance / N. Konnova [et al.] // Proceedings of the 18<sup>th</sup> Conference of the European Society for Clinical Hemorheology and Microcirculation. Lisbon, Portugal. 2016. P. 48. (0.125 п.л. / 0.09 п.л.)
  8. Применение методов нелинейной динамики для анализа формы кривой сигнала ультразвукового датчика линейной скорости кровотока / Н. С. Коннова [и др.] // Материалы Международной научно-практической конференции «Биотехнологии и качество жизни». Москва. 2014. С. 190-191. (0.25 п.л. / 0.15 п.л.)
  9. Определение хаотических режимов в условиях переходных процессов в микроциркуляторном русле / М. А. Басараб, Н. С. Коннова, Л. А. Михайличенко // Физиология кровообращения: V Всероссийская с международным участием школа-конференция: Сб. тезисов. 2012. С. 22. (0.0625 п.л. / 0.03 п.л.)
  10. Методология качественного и количественного анализа сложных кривых коронарного кровотока / Н. С. Коннова [и др.] // Физиология кровообращения: VI Всероссийская с международным участием школа-конференция: Сб. тезисов. 2016. С. 72-73. (0.125 п.л. / 0.08 п.л.)
  11. Применение алгоритмов расчета вариации Аллана и показателя Херста для идентификации шумов в сигналах ультразвуковых доплеровских сенсоров кровотока / Н. С. Коннова [и др.] // Физиология кровообращения: VI Всероссийская с международным участием школа-конференция: Сб. тезисов. 2016. С. 23-24. (0.125 п.л. / 0.09 п.л.)
  12. Исследование коронарного кровотока при операциях на открытом сердце: теория и практика / Н. С. Коннова [и др.] // Физиология кровообращения: VI Всероссийская с международным участием школа-конференция: Сб. тезисов. 2016. С. 21-22. (0.125 п.л. / 0.03 п.л.)
  13. Ультразвуковое исследование коронарного кровотока в кардиохирургии: Труды конференции / Н. С. Коннова [и др.] // От ангиогенеза до центрального кро-

- во обращения. IX Международная конференция, г. Ярославль. 2013. С. 113. (0.125 п.л. / 0.03 п.л.)
14. Применение метода вариации Аллана для идентификации шумовых процессов в микроциркуляторном русле по данным лазерной доплеровской флюметрии: Труды конференции / Н. С. Коннова [и др.] // Клиника и эксперимент: из лаборатории к постели больного. X Международная конференция, г. Ярославль. 2015. С. 100. (0.125 п.л. / 0.06 п.л.)
15. Анализ и визуализация сигнала ультразвукового датчика скорости коронарного кровотока / Н. С. Коннова [и др.] // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2014: материалы Всероссийской школы-семинара. Саратов. 2014. С. 149-151. (0.1875 п.л. / 0.07 п.л.)
16. Взаимосвязь вариации Аллана и показателя Херста при идентификации шумовых процессов в данных лазерной доплеровской флюметрии / Н. С. Коннова, М. А. Басараб // Методы компьютерной диагностики в биологии и медицине – 2015: материалы Всероссийской школы-семинара. Саратов. 2015. С. 128-131. (0.25 п.л. / 0.15 п.л.)
17. Коннова Н. С. Алгоритм фазового анализа кривой сигнала ультразвукового датчика линейной скорости кровотока // Молодежный научно-технический вестник. М.: ФГБОУ ВПО МГТУ им. Н.Э. Баумана», 2014. № 7. URL: <http://sntbul.bmstu.ru/doc/727784.html> (дата обращения 20.10.2016).
18. Методы нелинейной динамики и вейвлет-анализа в цифровой обработке сигнала ультразвукового датчика кровотока / Н. С. Коннова [и др.] // Сб. материалов семинара «Обсуждение проблем создания в России биосенсорных систем, используемых для лечения и непрерывной диагностики социально-значимых заболеваний». М.: НИЦ «Курчатовский институт», 2013. С. 97-102. (0.375 п.л. / 0.15 п.л.)
19. Коннова Н. С. Цифровая обработка сигналов доплеровского датчика объемной скорости кровотока в условиях переходных процессов в микроциркуляторном русле // Всероссийский конкурс научно-исследовательских работ студентов и аспирантов в области информатики и информационных технологий: сб. науч. работ: в 3 т. Белгород. 2012. Т. 2. С. 524-526.
20. Алгоритм разбиения сердечного цикла на фазы по кривым линейной скорости кровотока: Статья / Н. С. Коннова, М. А. Басараб // Теоретические и прикладные аспекты современной науки: сборник научных трудов по материалам II Международной научно-практической конференции 31 августа 2014 г.: в 2 частях. Белгород. 2014. Часть II. С. 139-142. (0.5 п.л. / 0.25 п.л.)
21. Программный комплекс обработки временных рядов при помощи методов нелинейной динамики и вейвлет-анализа: свид. о гос. рег. прогр. для ЭВМ № 2014661986 РФ / Н. С. Коннова; заявл. 29.09.2014; опубл. 20.12.2014.
22. Отчет о НИР по теме «Моделирование и цифровая обработка сигнала ультразвукового датчика кровотока с использованием методов нелинейной динамики и вейвлет-анализа» / МГТУ. Руководитель темы М. А. Басараб. Исполнители Коннова Н. С. [и др.] № 13-08-12023. рег. № 01201367685. М., 2016. 130 с. (16.25 п.л. / 4.5 п.л.)