

На правах рукописи

**Чащин Александр Васильевич**

**КОМПЛЕКСНЫЕ МЕТОДЫ И АППАРАТНО-ПРОГРАММНЫЕ  
СРЕДСТВА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЙ ГЕМОДИНАМИЧЕСКИХ  
ПРОЦЕССОВ В СОСУДИСТОЙ СИСТЕМЕ ОРГАНИЗМА**

Специальность: 05.11.17 –  
Приборы, системы и изделия медицинского назначения

Автореферат  
диссертации на соискание ученой степени  
доктора технических наук

Санкт-Петербург 2014

Работа выполнена на кафедре биотехнические системы Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет "ЛЭТИ" им. В.И. Ульянова (Ленина)»

Научный консультант:

доктор технических наук, заслуженный деятель науки Российской Федерации, профессор Попечителей Евгений Парфирович

Официальные оппоненты:

доктор технических наук Дмитриев Геннадий Андреевич, заслуженный деятель науки Российской Федерации, профессор, заведующий кафедрой «Автоматизации технологических процессов» Федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего профессионального образования «Тверской государственной технической университет»

доктор технических наук Манойлов Владимир Владимирович, старший научный сотрудник Федерального государственного бюджетного учреждения науки Институт аналитического приборостроения Российской академии наук (ИАП РАН)

доктор технических наук Гельман Виктор Яковлевич, профессор кафедры Медицинской информатики и физики Государственного бюджетного учреждения высшего профессионального образования «Северо-Западный государственный медицинский университет имени И.И. Мечникова» Министерства здравоохранения Российской Федерации (ГБОУ ВПО СЗ ГМУ им. И.И. Мечникова Минздрава России)

Ведущая организация:

Федеральное бюджетное учреждение «Государственный региональный центр стандартизации, метрологии и испытаний в г. С.-Петербурге и Ленинградской области» (ФБУ «Тест-С.-Петербург»), г. Санкт-Петербург

Защита диссертации состоится “\_\_\_” июня 2014 г. в \_\_\_\_\_ часов на заседании диссертационного совета Д 212.238.09 Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета “ЛЭТИ” им. В.И. Ульянова (Ленина) по адресу: 197376, Санкт-Петербург, ул. Проф. Попова, д. 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке Санкт-Петербургского государственного электротехнического университета «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина) (СПбГЭТУ)

Автореферат разослан “\_\_\_\_\_” \_\_\_\_\_ 2014г.

Ученый секретарь совета по защите  
докторских и кандидатских диссертаций -

Садыкова Е.В.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

**Актуальность проблемы.** Многие заболевания и травмы, диагностируемые клиническими методами, приводят в простых и сложных случаях к нарушению кровоснабжения тканей и патологическим изменениям гемодинамики. К их признакам относят отклонение от нормы показателей АД и ЧСС, нарушение крове- и лимфотока и наполнения сосудов в определённых участках тела и органах. Они проявляются при инфарктах, ишемии сосудов и тканей, сахарном диабете, инсультах, варикозном расширении вен, лимфедеме, ожирении и избыточном весе тела, или чрезмерном истощении и дистрофическом изменении объема мышечной массы. Нарушения вызываются изменением свойств соединительной ткани, стенки сосудов и окружающих тканей: уплотнением; опухолью; неэластичным состоянием тканей; отложением солей; отёками, вызванными нарушением условий венозного оттока и лимфодренажной функции; артериальной, венозной недостаточностью; вегетососудистой дистонией; спазмами и застойными явлениями; влиянием экзогенных факторов. Изменяется жидкостный обмен и наполнение сосудов и внесосудистой среды, нарушается нервная регуляция процессов. На наполнение сосудов, окружающих тканей и органов влияет движение разных структур тканей в организме. При этом происходит массоперенос веществ с кровелимфотоком, изменение взаимного расположения структур опорно-двигательного аппарата и обмен веществ. Универсальным маркером отмеченных движений, проявлений жизнедеятельности, являются объёмные изменения. Они обусловлены обменом и перераспределением в тканях жидкофазных субстратов: артериальной и венозной крови, лимфы, клеточной и внеклеточной внесосудистой жидкости. Эти объёмнодинамические (ОД) изменения регистрируются инструментальными методами в виде сигналов, отражающих наполнение сосудов и модулирующее влияние эндогенных факторов на гемодинамику.

При планировании исследований системы кровообращения **актуальна задача контроля** наполнения разных отделов сосудистого русла, а для терапевтических целей, или специальных тренировок, - ещё и **управление** гемодинамическими процессами по показателям АД и кровенаполнения. Требуется выбор подходов к получению данных, разработка методов, решающих теоретические и научно-практические задачи в исследованиях на разработанных аппаратно-программных комплексах (АПК).

В медицинских обследованиях широко используют окклюзионные методы измерения АД – интегрального параметра кровообращения. АД обеспечивает выполнение жизненных функций в снабжении и перераспределении веществ в тканях и органах. В тоже время, на АД влияет активность функциональных систем, представляющих основные эндогенные факторы работы организма. АД измеряют в кардиологии, при медикаментозных и других терапевтических процедурах, при суточном мониторинговании, скрининговых профилактических осмотрах, экспресс-анализе состояния, в чрезвычайных и экстремальных ситуациях, при выполнении ответственной работы операторов, в спортивной медицине. Контроль АД необходим при активном воздействии на организм, когда повышение или снижение показателей АД становится опасным для здоровья. Эти ситуации возможны во время тренировок с управляемой нагрузкой на сосудистую систему, например при велоэргометрии, ортостатических и других функциональных пробах; при действии перегрузок во время тренировок на центрифуге и в реальных условиях пилотирования летательными аппаратами; при глубоководном погружении.

Однако методические возможности окклюзионных методов существенно ограничены по производительности измерений и номенклатуре измеряемых показателей. При этом невозможно анализировать функционирование единой многофакторной сосудистой системы организма, нервную регуляцию кровообращения, картину синхронизации перераспределения крови между разными ее отделами, состояние сосудистого тонуса, модулирующее влияние на наполнение сосудов эндогенных и внешних факторов.

Принципиальный недостаток окклюзионных методов представляет вмешательство в кровообращение, нарушающее структуру кровотока и кровоснабжение тканей в конечности, и влияющее на кровообращение в области центральной гемодинамики. Иницируется индивидуально выраженная сосудистая реакция, причина последующей серии функциональных изменений. В области создания давления на сосудистую сеть кратковременно прекращается, а в соседних участках нарушается лимфодренаж, ограничивается, или останавливается возврат венозной крови из конечности в сердце и артериальный приток к тканям, расположенным дистальнее области компрессии, меняется состав крови и условие газообмена в тканях. Изменяется наполнение сосудов и распределение внесосудистой жидкости в участке механического воздействия и соседних областях. Проявление изменений зависит от состояния сосудистой системы и от характера и индивидуальной переносимости окклюзии. Поэтому в результатах многих сравнительных измерений АД разными методами отмечены расхождения, неудовлетворяющие требованию стандартов. Это может связываться с изменениями, вызванными измерительной процедурой (ИП), и в особенности при патологиях. В то же время информация при патологиях имеет большое значение, так как измерения проводятся для диагностики. **Методические недостатки** ограничивают возможности исследований при гипертензии, гипотонии и других заболеваниях. Поэтому для получения корректных результатов требуются контроль и данные о процессах в ходе ИП. Вместе с АД необходим комплекс данных об упруго-эластичных свойствах сосудов разных отделов; о распределении и динамике перераспределения крови и лимфы в разных участках тела; о вариабельности АД и ЧСС; модулирующем действии эндогенных факторов и влиянии внешних воздействий на организм. К характеризующим кровообращение параметрам также относятся: ударный объем; сопротивление стенок артерий растяжению; объемное соотношение наполнения разных сосудов; скорости кровотока и распространения пульсовой волны (СРПВ); вязкость циркулирующей крови; ориентация тела в поле гравитационного притяжения, обуславливающая гидростатическое давление крови; характер движения тела в пространстве, обуславливающий действие на кровоток инерционных сил и др. факторы.

Методы измерения АД изучены и используются лишь для определения его показателей. В то же время, в регистрируемых сигналах присутствует информация о переходных гемодинамических процессах и модулирующем влиянии эндогенных факторов на гемолимфонаполнение (ГЛН). В алгоритмах обработки это не используется и исключается как проявление артефактов. Теряются данные о гемодинамических процессах.

Особо выделяется, что в мире производится большое число измерителей АД. Их пользователи - сотни миллионов пациентов, по результатам измерений применяющих лекарственные препараты и другие виды терапии. Поэтому актуальны разработки более информативных методов и устройств. Необходим системный анализ изменений при окклюзионных измерениях. Его цель - устранение недостатков, снижающих достоверность результатов, а также получение нового качества - расширения функциональных возможностей окклюзионных методов. ИП представляется **функциональной гемодинамической пробой** (ФГП) на сосудистую систему и окружающие ткани, позволяющей анализировать особенности их жидкостного наполнения. До диссертационного исследования влияние на гемодинамику внешней компрессии при измерении АД теоретически не анализировалось, и это влияние не использовалось как ФГП на систему сосудов. В то же время, в определённой мере усложнение ИП и создание перестраиваемых АПК с необременительным для пациентов воздействием представляет перспективы осуществления комплексных исследований, по алгоритмам с иницированием сосудистой реакции.

**Цель диссертационной работы** – научное обоснование и практическое подтверждение методологии исследования сосудистой системы с неинвазивным вмешательством в кровообращение, обеспечивающим при реализации комплексных методов соот-

ветствующими аппаратно-программными средствами, - управление гемодинамическими процессами, контроль АД и наполнения разных участков сосудистого русла.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие **задачи**.

– Провести теоретический анализ и экспериментальное обоснование практических исследований изменения АД и наполнения сосудов в процедуре измерения АД.

– Представить концепции объемного статуса и суперпозиции вклада изменений в наполнении сосудов разных отделов системы кровообращения при внешнем давлении и под влиянием эндогенных факторов, позволяющие на качественном уровне анализировать сосудистую реакцию. Представить систему многофакторной классификации процессов, проявляемых при давлении на локальные участки тела, с учётом того, что вмешательство изменяет кровообращение непосредственно в области механического воздействия, и влияет на сопредельные и пространственно отдалённые участки сосудистого русла, включая область центральной гемодинамики.

– Для теоретического анализа изменений при компрессионных воздействиях на локальные участки тела представить модели биотехнической системы (БТС) управления гемодинамическими процессами в верхней конечности и в целостном организме.

– На основе моделей и описания гемодинамических процессов в процедурах измерения АД представить ФГП на сосудистую систему конечности и систему кровообращения целостного организма. Переходные гемодинамические процессы при измерении АД характеризовать показателями реакции. Представить комплексные методы исследования гемодинамических процессов на основе методов измерения АД.

– Провести анализ и представить способ учёта погрешностей в результатах измерения АД при комплексных исследованиях гемодинамических процессов в конечности.

– Провести экспериментальные исследования гемодинамических процессов, подтверждающие полученные теоретические выводы, и провести сравнительные исследования разработанных и известных методов.

– Представить и апробировать методы изучения гемодинамических процессов по результатам компрессионных ИП, применительно к верхней конечности и к анализу АД изменений, связанных с движением краниальных тканей.

**Объектом исследования** в работе являются комплексные методы исследования гемодинамических процессов и аппаратно-программные средства, предназначенные для создания давления на локальные участки тела, и для анализа при этом динамики изменения АД и кровенаполнения сосудов в разных участках сосудистого русла.

**Предметной областью** исследования являются: способы теоретического описания функционирования составляющих звеньев БТС, управляющей гемодинамическими процессами при неинвазивном вмешательстве; объемный статус сосудистой системы и его составляющие; методы управления вкладом в суперпозиции наполнения составляющих разных отделов сосудов; способы анализа модулирующего влияния эндогенных факторов и внутриглубинных процессов в организме на наполнение сосудов; методы исследования изменений в системе сосудов, как в подсистеме жидкостного обмена и движения тканей в общем объёме тела; алгоритмы функционирования сосудистой системы в исследованиях гемодинамических эффектов с проявлением и разделением действующих механизмов в циклически повторяемых процессах и при изменении условий.

**Методы исследования.** В работе использован подход, в основу которого положены взаимосвязанные теоретические и экспериментальные разработки. Теоретические исследования выполнены на основе системного анализа, с учетом данных физиологии систем кровообращения, внешнего дыхания, соединительной ткани, опорно-двигательной системы, теоретических и практических данных из остеопатической медицины, с использованием теорий упругости, моделирования, автоматического управления, электрических цепей, спектрального анализа сигналов, измерений и методов

оценки погрешностей измерений, вероятности, а также теории синтеза биотехнических систем, необходимых для решения конкретных задач, возникавших в разработке темы.

Для подтверждения основных теоретических положений в работе выполнены сравнительные экспериментальные исследования и анализ результатов, полученных аускультативным, осциллометрическим, фотоплетизмографическим, ангиотензиотонографическим методами измерений, методом разгруженной стенки сосудов, а также в исследованиях вариабельности показателей сердечного ритма и АД и лазерных доплерографических флоуметрических исследований. В обработке результатов применялись методы математической статистики и пакет «Матлаб», программы математической обработки данных. При регистрации данных использованы компьютеризированные АПК. Моделирование ИП проводилось с применением программно-математического моделирования работы электронных схем «Micro-cap».

#### **Научные положения, выносимые на защиту.**

1. Определено, что наполнение сосудистой системы, функционирующей в окружении и в составе многосистемного объекта, внутренней среды организма, и при действии внешних факторов, характеризует её **объемный статус (ОС)**. ОС определяется участием и суперпозицией объемов наполнения, создаваемых в отделах системы кровообращения с разным внутрисосудистым давлением, и влиянием на них факторов воздействия. На ОС влияют факторы эндогенного происхождения: ЧСС, диапазоны изменения внутрисосудистого давления и ёмкости сосудистого русла разных сосудов; модулирующее действие на наполнение сосудов, создаваемое при движении окружающих тканей; нервно-гуморальная регуляция тонуса сосудов. На ОС влияют внешние факторы: пространственная ориентация тела в поле гравитационного притяжения, обуславливающая действие гидростатического давления; характер движения тела в пространстве, обуславливающий действие на кровоток инерционных сил; давление окружающей среды. Создание внешних факторов инструментальными средствами позволяет неинвазивно вмешиваться в кровообращение и управлять гемодинамическими процессами и ОС.

2. Установлено, что неинвазивное вмешательство в кровообращение, производимое инструментальными средствами путём давления на локальные участки тела, и в частности при измерении АД, по сути, является ФГП на сосудистую систему, инициирующей множественные изменения. В результате происходит ответная комплексная сосудистая реакция. При этом в зависимости от внешнего давления проявляются изменения в наполнении отделов сосудов с разным уровнем внутрисосудистого давления, сосудов разного калибра и в разных участках сосудистого русла. В связанных с местом приложения давления участках: – изменяются условия кровоснабжения тканей; – происходят переходные ОД процессы жидкостного перераспределения в сосудистой системе и окружающей внесосудистой среде; – сдвигаются диапазоны изменения параметров внутрисосудистого давления, объемов и соотношение объемов наполнения сосудов разных отделов системы кровообращения; – нарушается лимфодренажная функция; – проявляется венозный и лимфатический застой; – активизируются артерио-венозные анастомозы; – изменяется насыщение крови кислородом; – нарушается структура движения крови; – происходит внешнее воздействие на выполняющий множественные ответственные функции сосудистый эндотелий; – отмечается ноцицепторная реакция. Использование проявляемых изменений, как объектов контроля, расширяет функциональные возможности исследований системы кровообращения, осуществляемых инструментальными средствами в ИП с внешним воздействием на сосудистую систему. Эти изменения могут служить для контроля в процедурах со вспомогательным управлением функционирования системы кровообращения, для потенциально возможных достижений профилактических, тренировочных и терапевтических целей. Характеризующие эти изменения соответствующие параметры, а также феномен Короткова, методы осциллометрии,

плетизмографии и метод Пеньяза, – составляют методические возможности для использования в качестве сигналов биологической обратной связи (БОС) при построении неинвазивных биотехнических систем (БТС) управления гемодинамическими процессами.

3. Установлено, что создание инструментальными средствами внешнего давления на локальные участки тела приводит к изменению АД, жидкостного наполнения сосудов и окружающих тканей в области приложения давления, в сопредельных и пространственно отдалённых участках сосудистого русла, включая область центральной гемодинамики. Эти участки представляются местами съёма сигналов БОС, обеспечивающих в происходящих при воздействии гемодинамических процессах контроль и управление параметрами АД и наполнения сосудов.

4. Установлено, что в ФГП с неинвазивным вмешательством в кровообращение при создании на локальном участке тела внешнего давления, останавливающего, или ограничивающего кровоток, и при его восстановлении после воздействия, в разных отделах и участках русла сосудистой системы регистрируются инициируемые переходные гемодинамические процессы изменения АД и кровенаполнения сосудов. Такая сосудистая реакция проявляется в частности и при измерениях АД окклюзионными методами, в результате контроля которой вместе с показателями АД определяются отражающие состояние сосудов показатели переходных геодинамических процессов.

5. Установлено, что управление вкладом составляющих в суперпозиции АД наполнения сосудистой системы, одновременно происходящего в разных её отделах, реализуется в исследованиях при комплексном действии на систему сосудов дозированных уровней давления, и с анализом при этом отражающих суперпозицию сигналов. Дозированием дискриминируется функционирование сосудов с меньшим диапазоном внутрисосудистого давления, но не ограничивается участие сосудов, давление в которых выше.

6. Установлено, что к источникам методических погрешностей измерения АД окклюзионными методами относятся изменения параметров АД и наполнения сосудов, вызванные в ИП вследствие: – сосудистой реакции на вмешательство в кровообращение процедурой измерения; – модулирующего действия движений тканей в организме. Учёт этих влияний реализуется путём контроля гемодинамических изменений в ИП и по представлению результатов измерения АД вместе с показателями динамики его изменения в переходных процессах реакции, и с показателями variability изменения АД.

**Научную новизну результатов** работы составляет научно обоснованное решение методологии исследования сосудистой системы на основе неинвазивного вмешательства в кровообращение, с использованием инструментальных средств, обеспечивающих контроль и управление гемодинамическими процессами в организме при создании давления на локальные участки тела. При этом новыми являются:

- концепция ОС сосудистой системы, определяющая вклад сосудов разного предназначения в суперпозиции их наполнения, и используемая при выборе способов разделения и идентификации участия разных сосудов в суперпозиции, путём дозированного воздействия на систему сосудов, и с применением при этом спектрального анализа регистрируемых сигналов суперпозиции;

- анализ изменений наполнения в сосудистой системе, при котором она рассматривается как часть сложного многосистемного объекта, объединенного соединительной тканью и жидкостной внутренней средой организма, участвующих во внутриглубинных движениях, создающих модулирующее действие на АД и ГЛН сосудов;

- ФГП на сосудистую систему, проводимая путём создания давления на локальные участки тела, и в частности в процедуре измерения АД окклюзионными методами; в результате ФГП, в дополнение к показателям АД, по переходным гемодинамическим процессам определяются показатели сосудистой реакции;

- функциональные модели БТС управления гемодинамическими процессами в ко-

нечности и целостном организме, предназначенные для анализа изменений кровообращения, проявляемых при неинвазивном вмешательстве в процедуру измерения АД;

- комплексный метод управления, контроля и оценки вклада составляющих в суперпозиции изменений ГЛН в сосудистой системе, осуществляемый путём создания на систему сосудов дозированных уровней давления, и использующий при этом спектральный анализ сигналов, отражающих изменение суперпозиции; дозированное давление дискриминирует функционирование сосудов с меньшим внутрисосудистым давлением, но не оказывает влияния на функционирование и вклад сосудов, диапазон внутрисосудистого давления которых выше воздействующего давления;

- комплексные методы исследования сосудистой системы при неинвазивном вмешательстве в кровообращение и с анализом переходных гемодинамических процессов в разных участках сосудистого русла, и анализом вариабельности АД; методы основаны на теоретических результатах и экспериментальных данных о проявлении инициированных окклюзионным воздействием в процедурах измерения АД переходных гемодинамических процессов изменения АД и кровенаполнения сосудов верхней конечности;

- решение проблемы учёта методических погрешностей измерения АД окклюзионными методами, вызванных влиянием вмешательства в кровообращение и модулирующего действия эндогенных факторов на измеряемые показатели;

- классификация сосудистых реакций в организме в ответ на внешнее неинвазивное воздействие на локальные участки тела, расширяющая представление об изменении АД и наполнения сосудов при вмешательстве в кровообращение;

- Способ Мохова-Чащина получения данных о системе краниальных тканей, позволяющий при внешней дозированной компрессии регистрировать сигналы, вызванные их ОД изменением, и анализировать характер движения.

**В отличие** от известных методов исследований с компрессионным воздействием на сосудистую систему, интерпретация проявляемых изменений АД и наполнения сосудов основана: на анализе влияния на измеряемые показатели внешних воздействий; на концепции суперпозиции и разделения вклада в ГЛН разных отделов системы сосудов; на классификации сосудистых реакций в ответ на воздействие, в которых учитывается модулирующее влияние эндогенных факторов на ГЛН сосудов.

**Научная новизна подтверждается следующими результатами.**

1. При измерении АД с созданием давления на сосуды плечевой области в пальцевых сосудах регистрируются переходные процессы изменения АД, согласующиеся с полученными в анализе на моделях БТС управления гемодинамическими процессами.

2. В ФГП на систему кровообращения при создании давления в процедуре измерения АД определяются показатели переходных гемодинамических процессов наполнения периферических сосудов, связанных с перераспределением крови.

3. При создании дозированных по уровню давлений на систему сосудов верхней конечности закономерно изменяется амплитудно-частотное соотношение составляющих, представленных в разных диапазонах спектра регистрируемого сигнала, отражающую суперпозицию их наполнения.

4. Результатами гемодинамических исследований при дозированных компрессионных воздействиях на локальные участки тела и в частности при воздействии на разные участки конечностей и краниальные ткани.

5. Результатами, полученными при верификации и в реализациях комплексных методов, с использованием созданных аппаратно-программных средств для исследования ОД изменений наполнения сосудов.

**Практическая значимость работы** заключается в том, что на основе концепций ОС сосудистой системы, суперпозиции ГЛН сосудов разных отделов, влияния внешнего



давления и модулирующего влияния эндогенных факторов на ГЛН, разработаны и внедрены устройства для измерения АД и методы управления и контроля изменений АД и процессов наполнения сосудов. Практическое значение имеют:

- Система функциональных моделей БТС управления гемодинамическими процессами и методы анализа и сравнительной оценки параметров АД изменений жидкостного наполнения сосудистой системы и окружающих тканей верхней конечности при воздействиях. На моделях анализируются переходные гемодинамические процессы при внешнем давлении, позволяющие их использовать в исследованиях, реализующих алгоритмы окклюзионных методов измерения АД.

- Новые комплексные методы исследования гемодинамических процессов с неинвазивным вмешательством в кровообращение. В частности, ФГП на сосудистую систему, проводимая в процедуре измерения АД окклюзионными методами, провоцирующая проявление в разных участках сосудистого русла сосудистой реакции изменения АД и наполнения сосудов, и расширяющая функциональные возможности исследований.

- Аппаратно-программные средства, основанные на комплексировании окклюзионных методов, предназначенных для измерения АД в разных участках сосудистой системы, и основанные на классификации гемодинамических процессов при неинвазивном вмешательстве в кровообращение. Они расширяют функциональные возможности исследования гемодинамических процессов с использованием известных устройств для измерения АД и для фотоплетизмографических исследований.

- АПК, предназначенный для исследований функционирования сосудистой системы, в алгоритме работы которого реализуется анализ амплитудно-частотных показателей спектра сигналов, связанных с изменением ГЛН сосудов при дозированных компрессионных воздействиях на локальные участки тела. При этом при дозировании внешнего давления разделяется вклад составляющих в суперпозиции ГЛН отделов сосудов с разным уровнем внутрисосудистого давления.

- Совмещение в модификации ФГП на сосудистую систему метода непрерывного измерения АД по Пенъязу, основанного на стабилизации объема наполнения артериальных сосудов, и окклюзионного метода измерения АД в плечевой области, позволяющей исследовать гемодинамические процессы перераспределения крови между артериями и венами в верхней конечности.

- Комплексный метод исследования АД и наполнения сосудов, предназначенный для анализа переходных гемодинамических процессов перераспределения крови между артериальным и венозным отделами сосудов верхней конечности. При этом определяются показатели, характеризующие изменения в разных участках сосудистого русла одной конечности:  $P_c$ ;  $P_d$ ;  $P_{cp}$ ; венозное давление  $P_v$ ; СРПВ в функциональном диапазоне изменения АД; константы времени перераспределения крови между артериальным и венозным отделами с уравниванием кровяного давления в верхней конечности, и времени восстановления кровообращения после окклюзии при возобновлении кровотока в конечности; упругость стенки сосудов в зависимости от АД. Кроме того, неинвазивные исследования кровеносных сосудов реализуются в функционально широком диапазоне изменения АД, включающем уровни ниже диастолического давления, и при условии гемодинамической изоляции от процессов в области центральной гемодинамики.

- Реализация исследований гемодинамических процессов в верхней конечности в условиях изоляции от влияния на них процессов в области центральной гемодинамики, но с сохранением связи с рецепторным аппаратом центральной нервной системы.

- Способ сравнения устройств для измерения АД, основанный на имитации функциональных состояний организма и нарушений кровообращения.

- АПК медицинского управления и контроля, предназначенный для тренировок сердечно-сосудистой системы при работе на велоэргометре, и квазинепрерывных изме-

рений АД при этом в исследовании динамики изменения АД по алгоритму, повышающему производительность получения результатов измерения.

- Способы повышения достоверности измерения АД при велоэргометрических пробах и устройства для их осуществления в присутствии артефактов двигательной активности, в которых путём частотной фильтрации, амплитудной дискриминации и временного стробирования тонов Короткова проявляются информативные признаки АД.

- Повышение достоверности результатов измерения АД окклюзионными методами и извлечение дополнительной информации из инициируемых при измерениях гемодинамических процессов реакции. За счёт оценки результатов с учётом действия на измеряемый параметр самой ИП и модулирующего влияния движения тканей организма, расширяются функциональные возможности исследования сосудистой системы.

- Метод избирательного управления наполнением системы сосудов, осуществляемый при дозированных уровнях внешнего давления. При этом из суперпозиции исключается вклад сосудов с меньшим внутрисосудистым давлением, и не дискриминируется функционирование сосудов с превышающим внутрисосудистым давлением, а в обработке данных используется анализ спектров сигналов, отражающих их наполнение.

- Использование спектрального анализа сигналов, отражающих наполнение сосудов верхней конечности, и движение краниальных тканей, в исследованиях с дозировано компрессионным воздействием, подтверждающие проявление процессов с участием отделов сосудистой системы с разным уровнем внутрисосудистого давления;

- Способ Мохова-Чащина получения данных о движении краниальных тканей и устройство для его осуществления.

- Классификация эффектов и процессов изменения АД и ГЛН сосудов при вмешательстве в кровообращение, расширяющая представление о сосудистой реакции в организме в ответ на внешнее неинвазивное воздействие на локальные участки тела, и ориентированная на использование известных, модифицированных и новых методов исследования сосудистой системы.

Материалы диссертационной работы использованы в завершённых НИОКР и НИР, имеют внедрения в практику, используются в новых разработках и защищены авторскими свидетельствами СССР и патентами РФ на изобретения.

**Достоверность результатов** обеспечена теоретическим обоснованием и экспериментальным подтверждением выдвинутых положений, систематической проверкой оригинальных данных, полученных на основе теоретических результатов, сравнительным анализом результатов, полученных независимыми методами исследований, а также большой статистической выборкой исследуемого материала и корректным способом его статистического анализа с использованием современных методов обработки данных.

**Внедрение результатов работы.** Результаты диссертационной работы использованы в ФГУП СКТБ “Биофизприбор” ФМБА России (С.-Петербург), в трёх институтах и двух центрах ФМБА России, в СПбГМУ им. акад. И.П. Павлова, в Институте эволюционной физиологии РАН им. И.М. Сеченова, на Медицинском факультете СПбГУ, в Институте остеопатии СПбГУ (СПб), в МИОО (Москва), в Детской клинической больнице (СПб), в НПП “НЕО” (СПб), в ООО “ИНТОКС” (СПб).

**Апробация работы.** Основные положения, результаты и выводы диссертационной работы докладывались на: Областной н.-техн. конф. (Ростов-на-Дону, 1986); II и III Всес. н.-техн. конференциях Проблемы создания техн. средств для диагностики и лечения заболеваний серд.-сосудистой системы (Львов, 1987 и 1990); Всес. н.-техн. конф. Электроника и спорт-IX (Таллин, 1988.); IX Всес. конф. Измерения в медицине и их метрологическое обеспечение (Москва, 1989); Всес. конф. Человеко-машинные системы и комплексы (Таганрог, 1989); XIX Отраслевой н.-техн. конф. молодых ученых и специалистов (Москва, 1989); II Всес. междисциплинарной н.-техн. школе-семинаре Непе-

риодические быстропротекающие явления в окружающей среде (Томск, 1990); Межд. конф. Механизмы функционирования висцеральных систем (С.-Петербург, 1999); III н.-практ. конф. Аппаратура и методы медицинского контроля и функциональной диагностики состояния человека в экстремальных условиях (С.-Петербург, 2005); 60 - 64 н.-техн. конференциях СПбНТОРЭС, (С.-Петербург, 2005 - 2009), V Межд. симпозиуме Электроника в медицине. Мониторинг, диагностика, терапия. Кардиостим, (С.-Петербург, 2006); XII Межд. симпозиуме «Динамические и технологические проблемы механики конструкций и сплошных сред», (Москва, 2006), Межд. конгрессе «Рефлексотерапия и мануальная терапия в XXI веке» (Москва, 2006), VI и VII Межд. н.-техн. конференциях "Физика и радиоэлектроника в медицине и экологии" (ФРЭМЭ), (Владимир-Суздаль, 2006 и 2008), Втором межд. конгрессе «Нейробиотелеком-2006», «Информационные технологии, биоэнергоинформационные процессы и диагностические системы в нейробиологии, здравоохранении и образовании», (С.-Петербург, 2006), I Межд. Французско-Российской н.-практ. конф. по перспективам использования технических средств в остеопатии, (Париж, 14-15.10.2007), Межд. симпозиуме «Остеопатия. Перспективы интеграции остеопатической медицины в акушерско-гинекологическую и педиатрическую практику», (С.-Петербург, 2007), Межд. конф. «Остеопатия как система диагностики и лечения», (С.-Петербург, 2007), V Межд. симпозиуме «Фундаментальные основы остеопатии», (С.-Петербург, 2007), Межд. конгрессах «Традиционная медицина», (Москва, 2007 и 2009), XI Межд. конференции «Биомедицинская инженерия», Медико-экологические информационные технологии, (Курск, 2008), Межд. симпозиуме - Интеграция остеопатии в национальный проект «Здоровье»: возрастная остеопатия. Жидкостносоединительнотканый аспект. (С.-Петербург, 2008), Межд. симпозиуме «Функциональный череп. Научные и клинические аспекты применения остеопатии в краниальной области. Единый взгляд на диагностику и лечение в неврологии, стоматологии, отоларингологии, офтальмологии», (С.-Петербург, 2009), Н.-практ. конф. «Актуальные вопросы внутренних болезней», (С.-Петербург, 2009), Межд. форуме «Биофизтехнологии» (Биосистемы, физические поля, технологии – на службе человека), (С.-Петербург, 2011), Межд. научной медико-техн. конф., ИМБП РАН, (Москва, 2011), Н.-практ. конференциях профессорско-преподавательского состава кафедры Биотехнические системы СПбГЭТУ (ЛЭТИ), Всероссийских н.-техн. конференциях с межд. участием «Мед. информационные системы», МИС, (Таганрог, 2000, 2006, 2008, 2010 и 2012).

**Публикации.** По теме работы опубликовано 115 научных работ, в том числе в двух монографиях и учебном пособии, в 47 публикациях в изданиях из списка ВАК, включая 36 статей и 11 авторских свидетельств и патентов на изобретения СССР и РФ.

**Личный вклад автора** во всех работах, выполненных в соавторстве, включает постановку задачи, концепцию и разработку основных методов и технических средств для проведения исследований, обработку и анализ результатов. Автор – инициатор и непосредственный исполнитель всех теоретических и экспериментальных исследований.

**Структура и объем диссертации.** Диссертация состоит из введения, семи глав, заключения, списка используемой литературы, включающего 273 наименования и приложения. Основная часть работы изложена на 307 страницах машинописного текста. Работа содержит 75 рисунков и 9 таблиц.

### **КРАТКОЕ СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

Во введении обоснована актуальность темы диссертации, даётся характеристика работы, приводится краткое содержание.

В главе 1 приведены данные о действии внешних факторов на кровообращение, и в частности, при давлении на локальные участки тела. Отмечена роль АД, как интегрального параметра, отражающего изменения в системе кровообращения при воздействии. Приводятся сведения о неинвазивных окклюзионных и безокклюзионных методах

и устройствах для измерения АД, об АД характере наполнения сосудов, отражающем движения во внутренней среде организма, комплексных методах исследования состояния сосудистой системы при компрессионных воздействиях. Отмечены недостатки методов измерения АД. Особо выделен основной недостаток, относящийся ко всем окклюзионным методам. Внешнее действие на сосуды верхней конечности является вторжением в кровообращение и в ответной реакции инициируется серия взаимосвязанных изменений в наполнении сосудов и окружающих тканях. Они отличаются от обычно протекающих процессов в сосудах конечности и в организме в целом. Процессы реакции представляют интерес для исследования сосудистой системы и нервной регуляции кровообращения. В них проявляются характерные признаки изменения гемодинамики. Отмечены перспективы развития в разработке измерителей АД. Это - комплексирование известных методов окклюзионных ИП и разработка на этой основе комплексных методов. Проявление гемодинамических процессов при внешнем давлении и важность устранения недостатков окклюзионных методов явились предпосылкой к анализу процессов в конечности и в области центральной гемодинамики, и их использованию в ФГП на сосудистую систему организма как целостную систему. Критический анализ недостатков и перспектив позволил сформулировать цель и задачи работы.

В главе 2 разрабатывается комплексный подход к анализу изменений жидкостного наполнения сосудов и окружающих тканей при внешнем давлении. В анализе факторов влияния на наполнение сосудов выделена проблема адекватной передачи давления на ткани и воспроизведения сосудистой реакции при действии на локальные участки тела. Отмечено, что изменения являются отражением и частью АД процессов в организме.

При определении подходов к разработке практических методов и АПК для исследования явлений при вмешательстве в гемодинамику, теоретически анализируются способы выделения информативных признаков в сигналах, отражающих ГЛН. Для определения вклада составляющих в представлении суперпозиции общего жидкостного бассейна анализируются способы его разбиения на составляющие. Описаны два способа разбиения на элементарные по размеру неоднородные объемы тела: без учёта и с учётом принадлежности определённым образованиям тканей, органам и сосудам разных отделов системы кровообращения. В обоих случаях заполнение общего объема  $V_{\Sigma}(t)$  равно сумме постоянных  $V_{i\text{ const}}$  и переменных во времени  $V_{i\text{ var}}(t)$  составляющих участков элементарных объемов:

$$V_{\Sigma}(t) = \sum_i (V_{i\text{ const}} + V_{i\text{ var}}(t)), \quad (1).$$

В описании изменений оптимальным является учёт по принадлежности определённому типу сосудов с разбиением на элементарные по объему участки артерий, вен, лимфатических сосудов, клеток и межклеточного внесосудистого пространства, и наполняемых соответственно определённым типом жидкости (артериальной, венозной кровью, лимфой, интерстициальной и внутриклеточной жидкостью). Вместе с анализом изменений, вызванных ответственными механизмами действия на отдельные составляющие, это позволяет использовать метод выделения вклада ответственных составляющих. Например, возможно управление с созданием интегрально направленного внешнего давления на совокупность сосудов, превышающего давление не во всех жидкостных бассейнах, не затрагивая их функционирование. При этом из общего объемного изменения исключается вклад окклюзированных сосудов. Другая возможность выделить вклад составляющих сосудистой реакции реализуется путём анализа спектров сигналов. При этом составляющие суперпозиции АД изменения разделяются по частотным признакам.

На рис.1 схематично показаны основные отделы сосудистой системы, функционально отвечающие за объемные изменения. Показаны связи выделенного участка тела  $V_{\Sigma}$  с элементами нервной системы. Выделены объем  $V_{\Sigma}(t)$  условного органа и в нём

русла артериального  $Q_a$  и венозного  $Q_v$  кровотока, сопряженные с сетью магистральных сосудов (МС). МС объединены с контурами сосудистой системы сердца и сосудов других внутренних органов (СССиВО). В них циклически изменяется АД и ВД, обеспечивая кровелимфоток в органах и тканях, включая и объем  $V_{\Sigma}(t)$  условного органа. Действие в объеме  $V_{\Sigma}(t)$  механизма барорефлекторного контроля (БР<sub>i</sub>) осуществляется по рефлекторной дуге, с ветвями обратной афферентации и эффекторной связи со структурами головного мозга, участвующими в нервной регуляции кровообращения.

Модель (рис.1) позволяет на качественном уровне анализировать проявления в наполнении тканей разных участков тела и органов в реакции на воздействия.

Изменения элементарных объемов являются переменными функциями объемов во времени, и изменяются в пределах:

$$V_{i\ const} - \Delta V_i(t) < V_i(t) < V_{i\ const} + \Delta V_i(t), \quad (2),$$

где  $V_{i\ const}$  - постоянные составляющие объемов тканей;  $\Delta V_i(t)$  - переменные составляющие, зависящие от объемов притекающей и оттекающих жидкостей и от скоростей обменных процессов в элементарных объемах.

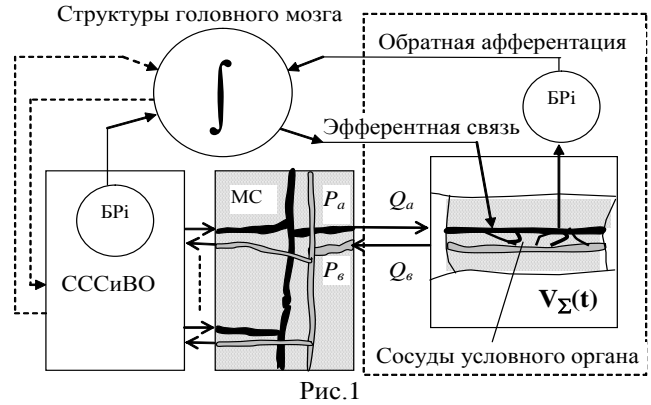


Рис.1

При теоретическом описании изменений вводится впервые понятие «объемный статус ОС сосудистой системы», определяемый ОД наполнением отделов сосудов с разным уровнем внутрисосудистого давления и динамического проявления.

В главе по схеме (рис.2) анализируется гидромеханическое взаимодействие тканей при направленном извне давлении на локальные участки тела. На схеме обозначены основные элементы и силы взаимодействия в сосудистой системе: - сила компрессионного действия  $F_k$  на ткани от источника давления; - силы, вызванные действием лимфатического  $F_L$ , венозного  $F_V$  и артериального  $F_A$  давления, давления внеклеточной  $F_{внеЖ}$  и внутриклеточной жидкостей  $F_{внуЖ}$ ; - силы натяжения кожной поверхности  $F_{Н,К}$ , натяжения стенок артериальных  $F_{Н,А}$ , венозных  $F_{Н,В}$  и лимфатических  $F_{Н,Л}$  сосудов, натяжения мембран клеток  $F_{Н,М}$ .



Рис. 2.

Физическими факторами, определяющими силовой баланс взаимодействия между жидкостями и окружающими их упруго-вязкими структурами соединительной ткани (СТ), являются объем и давление, выступающие как сопряженные характеристики изменений в тканях.

В другом способе описания процессов в системе сосудов приводится передаточная функция  $W_{\Sigma}(P_k)$  компрессионно-объемного преобразования (КОП), производимого при наполнении сосудистого русла и окружающих тканей. Она выражает зависимость

объемных изменений от давления  $P_K$ , с учётом основных преобразований и передаточных звеньев, объемов соответствующего сосудистого бассейна и окружающих тканей:

$$W_{\Sigma}(P_K, t) = W[V_A(P_K), V_B(P_K), V_L(P_K), V_{TK}(P_K), t], \quad (3).$$

В общем виде блок КОП может быть представлен многополосным блоком передачи без внутренних связей, «чёрным ящиком». Его входные параметры: - объемная скорость  $Q_A(t)$  артериального кровотока, направленного из МС в плечевую артерию и АД -  $P_A(t)$ . Выходные параметры: объемы наполнения лимфатических и кровеносных сосудов лимфой  $V_L(t)$  и кровью  $V_{KP}(t)$ ; лимфатическое  $P_L(t)$  и кровяное  $P_{KP}(t)$  давление; изменения жидкостного наполнения окружающих сосудах тканей  $V_{TK}(t)$ . Это описание на качественном уровне представляет КОП и изменения в сосудистой системе, вызванные внешней компрессией  $P_K(t)$  на локальные участки тела, и приводящем к параметрическим изменениям ОС сосудов и наполнения окружающих тканей. Для количественной оценки КОП требуется детализировать структуру и внутренние связи «чёрного ящика», в общем виде представленного передаточными функциями сосудистых звеньев:

$$V_A(P_K), V_B(P_K), V_L(P_K) \text{ и } V_{TK}(P_K), \quad (4).$$

В выводах гл. 2 отмечается, что КОП проявляется в изменении жидкостного наполнения сосудов и окружающих тканей и отражает процессы во внутренней среде организма. Они являются результатом действия разных движений в объёме тела. Изменения передаются посредством соединительной ткани и распространения давления на расстоянии в сфере малого и большого радиуса действия. Связанные с этим сигналы регистрируются известными методами функциональной диагностики в разных участках тела, позволяя исследовать действие ответственных за их управление механизмов.

В главе 3 окклюзионные методы измерения АД анализируются с позиции создания в системе сосудов верхней конечности неинвазивного вмешательства в кровообращение. Внешнее давление приводит в объектах анализа (в конечности и в организме в целом) к ответной сосудистой реакции, проявляемой в переходных гемодинамических процессах. Анализ процессов основан на их описании в системе двух функциональных

моделей БТС управления гемодинамическими процессами. При этом используется общая для моделей функциональная схема (рис. 3). Она объединяет сосудистую систему биообъекта (БО) и блок измерительных устройств (БИУ), активно взаимодействующих с разными участками сосудистой системы БО. Их объединение позволяет анализировать управляемые гемодинамические процессы

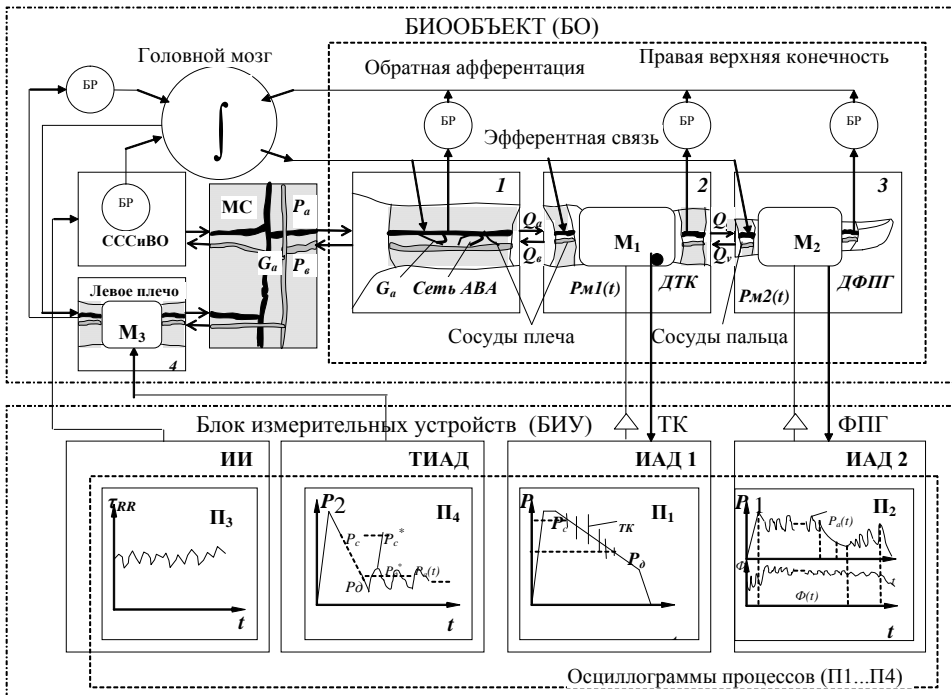


Рис. 3.

в конечности и в организме в целом. При анализе использованы процессы, влияющие на измеряемые показатели АД. В главе также анализируется модель модулирующего влияния на АД и наполнение сосудов эндогенных факторов, связанных с дви-

жением тканей в организме. Анализ на моделях даёт обоснование необходимости учёта этих влияний, как источников методических погрешностей измерения АД в реализации окклюзионных методов. Кроме того, делается вывод, что показатели процессов, происходящих при измерении АД: - вместе с измеряемыми показателями более корректно представляют результат ИП; - расширяют функциональные возможности исследования сосудистой системы; - могут использоваться в комплексных неинвазивных методах исследования и при проектировании АПК, предназначенных для избирательного управления наполнением сосудов и внесосудистого пространства. Это важно для функциональной диагностики системы кровообращения конечностей и организма в целом.

**Функциональная модель БТС управления гемодинамическими процессами в верхней конечности.** Модель включает кровеносные сосуды правой верхней конечности БО и взаимодействующие с ними технические средства (манжеты и преобразователи сигналов), объединенные в единую функциональную систему целенаправленного поведения. На рис.3 сосудистая сеть показана в блоке «Правая верхняя конечность», включающем пространственно отдалённые плечевые 1 и 2 и пальцевый 3 участки артерий и вен. На сосуды участков 2 и 3 манжетами  $M_1$  и  $M_2$  измерителей АД (ИАД<sub>1</sub> и ИАД<sub>2</sub>) передаётся внешнее давление. На локтевую область, включающую значительную часть артериального  $V_A$  и венозного русла  $V_B$  конечности, давление не создаётся. Выделенные в блоке «Блок измерительных устройств» измерители ИАД<sub>1</sub> и ИАД<sub>2</sub>, и манжеты являются техническими средствами, активно взаимодействующими с системой сосудов конечности. В блоке «Осциллограммы процессов  $\Pi_1 \dots \Pi_4$ » иллюстрируются процессы в правой конечности ( $\Pi_1$  и  $\Pi_2$ ). Измерителем ИАД<sub>1</sub> реализуется метод Короткова, ИАД<sub>2</sub> - непрерывное измерение АД методом Пенъяза. Давление от манжеты  $M_1$  действует на периферические сопротивления  $R_{A1}$  и  $R_{B1}$  участков артерий и вен в области компрессии. Оно создаёт препятствие артериальному и венозному кровотоку, влияющее на их объёмные скорости  $Q_A$  и  $Q_B$ . Манжета  $M_2$  охватывает периферические сосуды, артерии и вены пальца той же руки. В составе БТС производится неинвазивное управление гемодинамическими процессами в конечности и контроль изменений АД и наполнения сосудов в обоих участках исследования. Это производится по сигналам БОС. К ним относятся: в ИАД<sub>1</sub> - тоны Короткова (ТК), снимаемые датчиком ТК на дистальном крае плечевой манжеты; в ИАД<sub>2</sub> - сигнал фотоплетизмограммы ФПГ, снимаемый пальцевым датчиком ДФПГ со второй фаланги пальца, и отражающий его кровенаполнение. Измеряемые параметры - показатели АД в плечевой артерии и АД в сосудах пальца. Входными и выходными параметрами и факторами воздействия, влияющими на передаточные звенья сосудистой системы, в БТС являются непрерывное АД (параметр  $P_A(t)$ ) и объёмная скорость артериального кровотока  $Q_A(t)$ , поступающего из аорты. Выходные параметры - венозное давление  $P_B(t)$  и объёмная скорость  $Q_B(t)$  венозной крови, возвращаемой в полую вену. Давления  $P_{M1}(t)$  и  $P_{M2}(t)$  – параметры внешних воздействий, влияющих на условие и процессы наполнения сосудов в конечности и АД. Они представляют причину ответной сосудистой реакции, изменяющей приток артериальной и отток венозной крови от тканей конечности. Реакцией на воздействия являются переходные гемодинамические процессы, отражающие изменение параметров  $P_A(t)$  и  $P_B(t)$  и суммарного наполнения  $V_A(t)$  артерий и вен  $V_B(t)$ . На основе этой модели БТС на качественном уровне анализируются процессы при измерении АД. ИП фактически является ФГП, сосудистую реакцию в которой можно интерпретировать, определяя причинно-следственные связи при распределении крови между разными по уровню давления и функции сосудами.

Модель позволяет анализировать процессы и при сосудистых нарушениях, например: варикозном расширении вен; изменении условий гемодинамики в перераспределении крови между артериальным и венозным бассейнами; нарушении однородности и склеротическом состоянии стенки сосудов; проявлении ишемии сосудов.

Закономерности динамики изменения АД и наполнения сосудов в ИП анализируются на электрической модели кровообращения (ЭМК) – аналоге модели БТС управления гемодинамическими процессами в конечности. При этом адекватность результатов, получаемых при анализе процессов на ЭМК с реальными гемодинамическими процессами в конечности, определяется мерой эквивалентности замены структур и соответствием законов протекания процессов в оригинале и аналоге, и с учётом начальных и граничных условий. В работе приведено соответствие основных понятий, используемых в описании системы и процессов кровообращения при замене их электрическими аналогами. Как и аналог, ЭМК построена на элементах, моделирующих процессы в сосудах при компрессии одновременно в двух участках. Такие воздействия используются в разных реализациях ИП, что важно при планировании ФГП.

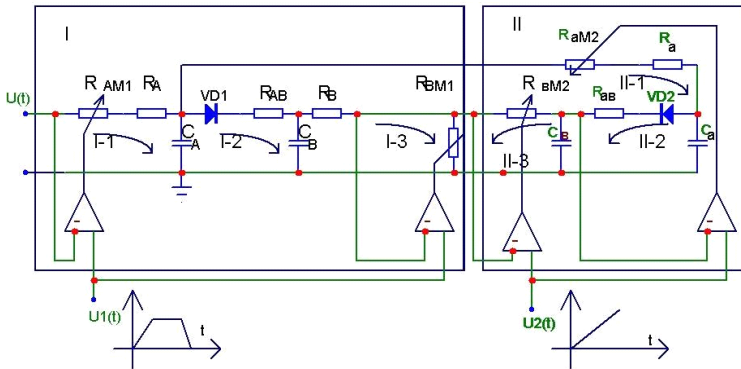


Рис. 4.

ЭМК (рис.4) представляют две управляемые и взаимосвязанные электрические цепи I и II, моделирующие изменение кровяного давления и наполнения сосудов в двух участках. В электрической цепи I моделируются процессы в сосудах плеча и предплечья, в цепи II – в сосудах пальца той же руки. Цепи составлены из контуров I-1, I-2, I-3 и II-1, II-2 и II-3, представляющих со-

ответствующие участки артериальных и венозных отделов. Другая особенность ЭМК - включение управляемых нелинейных сопротивлений  $R_{AM1}$ ,  $R_{BM1}$ ,  $R_{aM2}$  и  $R_{bM2}$ , для учёта периферических сопротивлений кровотоку в артериях и венах в пространстве под манжетой. Сопротивления  $R_{AM1}$  и  $R_{BM1}$  - аналоги периферических сопротивлений кровотоку в плечевых артерии и вене. На них влияет давление, действующее на стенку сосудов со стороны плечевой манжеты  $M_1$ . Сопротивления  $R_{aM2}$  и  $R_{bM2}$  - аналоги периферических сопротивлений кровотоку, соответственно в пальцевых артериях и венах. Они связаны с действием на их стенки давления манжеты  $M_2$ . Электрические емкости  $C_A$ ,  $C_B$ ,  $C_a$  и  $C_b$  и сопротивления  $R_A$ ,  $R_B$ ,  $R_a$  и  $R_b$  – эквивалентные параметры артерий и вен предплечья и сосудов пальца (обозначены соответственно индексами "А", "В", "а" и "в"). Емкости - аналоги объемов кровенаполнения, а сопротивления - эквивалентные периферические сопротивления кровотоку, обусловленные вязким трением в сосудах. Сопротивления  $R_{AB}$  и  $R_{ab}$  - эквиваленты сопротивлений артерио-венозных переходов (анастомозов) в двух участках конечности: участок 1 – от края плечевой манжеты до пальцевой манжеты; участок 2 – сосуды пальца от края манжеты  $M_2$  до ногтевого ложа. При рассмотрении условий перераспределения крови между артериальным и венозным отделами учтено, что вены снабжены клапанами, а глубокие вены окружены мышцами. Даже в расслабленном и неподвижном состоянии они сокращаются, и действуют как мышечные насосы, создавая давление на глубокие и подкожные вены. Кровоток через клапаны происходит в одном направлении, к сердцу. В схеме (рис.4) это моделируется функцией идеального диода, проводящего ток также в одном направлении, без утечки. Для этого включены диоды  $VD_1$  и  $VD_2$  - модели клапанов, препятствующих обратному кровотоку из вен в артериальное русло.

Гемодинамические процессы при давлении на сосуды от манжет  $M_1$  и  $M_2$  моделируются путём анализа зависимостей узловых напряжений и токов в контурах при изменении внешних напряжений  $U_1(t)$  и  $U_2(t)$ . Так, изменение  $U(t)$ , аналога пульсовых изменений АД (биосигнала  $P(t)$ ) - результата работы сердца, в разных точках схемы преобразуется в соответствии с ее структурой и внешними воздействиями. Изменения отража-



ются на внутрисосудистом давлении и наполнении сосудов. Преобразования связаны с кровотоком в верхней конечности и с внешними воздействиями на сосуды (в модели – это  $U_1(t)$  и  $U_2(t)$ ). Независимое повышение напряжений  $U_1(t)$  и  $U_2(t)$  сначала приводит к увеличению сопротивлений  $R_{BM1}$  и  $R_{BM2}$ , и в пределе исключает работу электрических цепей  $R_{BM2}$  и  $(R_B + R_{BM1})$  разряда конденсаторов  $C_B$  и  $C_b$ . Так, при давлении  $P_{M1}$  выше венозного давления  $P_B$  моделируются процессы при прекращении оттока крови. Цепи « $\rightarrow VD_1 \rightarrow R_{AB} \rightarrow C_B \rightarrow$ » и « $\rightarrow VD_2 \rightarrow R_{ab} \rightarrow C_b \rightarrow$ » функционируют как амплитудные детекторы. В этих цепях на конденсаторах  $C_B$  и  $C_b$  происходит накопление заряда. При этом моделируется плетизмографический эффект, вызванный прекращением оттока и наполнением вен притекающей кровью. Повышение напряжения  $U_2(t)$  до значения, когда  $R_{AM2}$  эквивалентно разрыву электрической цепи, соответствует полному пережатию пальцевых артерий и прекращению его кровоснабжения. Рост напряжения  $U_1(t)$  до значения, когда  $R_{AM1}$  эквивалентно разрыву в цепи напряжения  $U(t)$ , соответствует полному пережатию плечевой артерии и прекращению кровоснабжения конечности. Уровни давления в манжетах  $M_1$  и  $M_2$  при остановке кровоснабжения равны  $P_C$ . Закономерности гемодинамических процессов анализируются по переходным процессам в контурах схемы I-1, I-2, I-3, II-1, II-2 и II-3. При этом по изменению напряжений  $U_{CA}(t)$ ,  $U_{CB}(t)$ ,  $U_{Ca}(t)$  и  $U_{Cb}(t)$  анализируется изменение давления крови  $P_i(t)$  в разных участках конечности.

Напряжение на конденсаторах в общем виде находится из решения системы уравнений Кирхгофа, относящихся к соответствующим контурам схемы. Учёт разных периодов ИП позволяет при решении исключать из рассмотрения нелинейные элементы  $R_{BM1}$ ,  $R_{BM2}$  и  $R_{AM1}$  и анализировать распределение крови в дистальной области за манжетой  $M_1$  непосредственно после остановки кровообращения. При этом схема преобразуется: в ней исключаются переменные параметры  $R_{AM1}$ ,  $R_{BM1}$  и  $R_{BM2}$ ; сохраняются три замкнутых контура, моделирующих артериальный и венозный отделы; из рассмотрения исключаются источники напряжений  $U(t)$  и  $U_1(t)$ ; образуется пассивная цепь, соответствующая периоду перераспределения зарядов между конденсаторами  $C_A$ ,  $C_B$ ,  $C_a$  и  $C_b$ . Так моделируется разрыв гемодинамической связи между верхней конечностью с аортой и с полой веной. Начальными условиями переходного процесса являются напряжения на конденсаторах, соответствующие накопленному на них заряду к моменту отключения источника напряжения  $U(t)$ :  $U_{CA}(0)$ ,  $U_{CB}(0)$ ,  $U_{Ca}(0)$  и  $U_{Cb}(0)$ . Напряжение  $U_{CA}(0)$  является источником зарядного тока конденсаторов  $C_B$ ,  $C_a$  и  $C_b$ . Заряд конденсаторов происходит соответственно по цепям « $\rightarrow VD_1 \rightarrow R_{AB} \rightarrow C_B \rightarrow$ », « $\rightarrow R_{AM2} \rightarrow R_a \rightarrow C_a \rightarrow$ » и « $\rightarrow VD_2 \rightarrow R_{ab} \rightarrow C_b \rightarrow$ ». Заряд конденсатора  $C_A$  перераспределяется между обкладками емкостей  $C_B$ ,  $C_a$  и  $C_b$ . В качестве анализируемых параметров в системе выбираются контурные токи  $i_j(t)$  (где  $j = 1 \dots 3$ ). По ним определяются изменения в процессах интересующей реакции, - изменения напряжений на емкостях  $U_{CA}$  и  $U_{Ca}$ .

В работе приводится решение системы уравнений для токов  $i_j(t)$  в контурах схемы. При этом учитываются параметры элементов контуров электрической цепи и констант  $U_j(0)$  начальных условий заряда конденсаторов. Решением системы являются параметры переходных процессов изменения напряжений на конденсаторах, представленные экспоненциальной зависимостью от текущего времени  $t$ :  $U_{Ci} = U_{Ci}(0) \exp(-t/\tau_i)$ , (5), где:  $U_{Ci}(0)$  – напряжение на соответствующем конденсаторе в начале анализируемого переходного периода;  $\tau_i$  – константы времени собственных контуров системы, рассматриваемых как независимых. При этом параметры  $\tau_i$  связаны с параметрами схемы:

$$\tau_B = R_{AB} \cdot C_B \quad (6),$$

$$\tau_a = (R_{AM2} + R_a) \cdot C_a \quad (7),$$

$$\tau_b = (R_{ab} + R_{AM2} + R_a) \cdot C_b \quad (8).$$

Константы  $\tau_B$ ,  $\tau_a$  и  $\tau_b$  переходных процессов изменения напряжений  $U_{C2}$  и  $U_{C3}$  на конденсаторах  $C_2$  и  $C_3$ , полученные из решения системы, совпадают с результатами мо-

делирования схем в программной среде Micro-Cap-7.0 и с экспериментальными данными из исследований при остановке кровообращения в конечности. Таким образом, производится анализ динамики процессов на элементах моделируемой схемы, и определяются характеристические параметры.

При анализе на ЭМК процессов в сосудах конечности с вмешательством в кровообращение критерием их адекватности с реальными процессами является соответствие закономерностям изменений, проявляемых в практических условиях. При этом интерес представляют патологические состояния в сосудистой системе, свойственные:

- ограничению оттока венозной крови (процесс ОВ) при давлении в манжете ниже диастолического  $P_{M1} < P_D$ ; при этом не оказывается ишемическое действие на приток артериальной крови к тканям конечности;

- ограничению притока артериальной крови (процесс ОА) при давлении в диапазоне между уровнями диастолического и систолического давления  $P_D < P_{M1} < P_C$ ; при этом искажается форма пульсовой волны АД;

- процессам при полной остановке кровообращения в конечности при давлении в манжете выше систолического давления  $P_{M1} > P_C$  (процесс О);

- процессам при восстановлении притока артериальной крови (процесс ВА) после остановки кровообращения в конечности, при давлении в манжете  $P_{M1} < P_C$ ;

- процессам при восстановлении венозного (ВВ) оттока в процессе после остановки кровообращения в конечности, при давлении в манжете ниже венозного  $P_{M1} < P_B$ .

Результаты анализа на моделях в работе сведены в таблице с данными о процессах и условия их проявления при измерении АД. Также они использованы при разработке комплексного метода исследования переходных процессов при измерении АД.

При системном рассмотрении изменений, связанных с вмешательством, проявление реакции анализируется в разных участках сосудистой системы, включая и область центральной гемодинамики. Отмечено, что результаты сравнительных измерений АД разными методами часто не совпадают в пределах допустимых отклонений погрешности. Расхождения отмечены при сравнении результатов, полученных как разными методами, так и одним методом в сериях последовательных измерений у одних и тех же обследуемых. Факты интерпретируются методическими погрешностями. Наиболее существенные изменения при ИП происходит в области воздействия на жидкостное наполнение сосудов и внесосудистого пространства окружающих тканей. Влияние распространяется и на гемодинамику всего организма. Ряд пациентов болезненно испытывает воздействие манжеты, возникает страх к ИП и головокружение. В ряде случаев после измерений на теле отмечены гематомы. Негативные проявления и жалобы вызваны внешним влиянием и указывают на действие ИП на организм. Это подтверждается и объективно, по изменению в ИП показателей АД и ЧСС. ИП влияет на организм индивидуально и во избежание ее негативного действия необходимо это учитывать в результатах. Влияние ИП на гемодинамику фиксируются, если в периоды до-, в процессе и после измерения АД контролировать параметры, характеризующие работу сердечно-сосудистой системы: ЧСС, АД и наполнение сосудов. Однако из-за сложности её строения учесть в комплексе реакцию всех составляющих на изменение условий наполнения в каждом из сосудистых бассейнов практически невозможно. Поэтому на этапе теоретического рассмотрения достаточно ограничиться основными участками, вовлеченными в ответную реакцию на изоляцию кровеносного русла верхней конечности от бассейна центральной гемодинамики. Их включение в общую схему позволяет планировать исследования гемодинамических процессов, с целью последующего уточнения схемы и методов анализа. Однако в исследовании сосудистой реакции требуется учитывать и ограниченные возможности медицинской техники. С учётом этого, на схеме рис.3 выделен «Блок измерительных устройств» (БИУ), необходимых для реализации комплексных методов гемодинамиче-

ских исследований. При этом в состав БО в схеме **БТС управления гемодинамическими процессами в организме** на рис. 3 внесены:

- область центральной гемодинамики с магистральными сосудами, аортой и полой веной (МС); сосудистые системы сердца и других внутренних органов (СССиВО);
- четыре пространственно разнесённые участка 1–4 сосудистой системы верхних конечностей, гемодинамические изменения в которых взаимосвязаны с процессами в области центральной гемодинамики (в этих участках техническими средствами непосредственно проявляется компрессионное влияние ИП в ответной реакции организма);
- сосудистый центр интеграции в головном мозге, представляющий элементы центральной нервной системы, куда по афферентной связи передаётся информация от барорецепторов (БР) различных участков сосудистой системы верхних конечностей и области центральной гемодинамики, и где формируются эффекторные сигналы;
- связи эфферентной иннервации, направленные от центра интеграции к мотонейронам и мышечным волокнам кровеносных сосудов, и обеспечивающие передачу управляющих сигналов нервных импульсов, регулирующих сосудистый тонус.

В функциональном блоке схемы «Осциллограммы процессов» отражены гемодинамические изменения в разных участках системы кровообращения, и демонстрируются методические возможности управления, контроля и регистрации изменений в разных участках. В блоке схематично представлены сосудистые реакции процессов  $\Pi_1$  и  $\Pi_2$  в правой верхней конечности на участках 2 и 3. Здесь же показаны сигналы: тоны Короткова (ТК), фотоплетизмограмма  $\Phi(t)$ , давление в манжете ( $P_{M1}$ ) и АД в пальце –  $P_a(t)$ , регистрируемое методом разгруженной стенки сосудов по Пенъязу. Также отражены процессы:  $\Pi_4$  – сопровождающий измерения тонометрическим измерителем АД (ТИАД) на левом плече посредством манжеты  $M_3$ ;  $\Pi_3$  – последовательность  $\tau_{R-R}(t)$  интервалограммы, по которой анализируется изменение ЧСС при внешнем воздействии. При этом контроль АД в сосудах левого плеча с использованием манжеты  $M_3$  позволяет косвенно регистрировать изменения давления в области центральной гемодинамики, так как реализуемый тонометрическим способом режим слежения за АД производится на левом плече при постоянном уровне давления в манжете  $M_3$ , ниже диастолического  $P_d$ . При этом ишемическое действие на вены и артерии плеча не производится.

Выделим особенности изменений в сосудистой сети на участках 1-4 (рис. 3).

Участок 1 верхней трети правого плеча на проксимальном крае манжеты  $M_1$  во время всей ИП неразрывно связан с магистральными сосудами МС, так как его сосуды не пережимаются. Однако при ИП характер ГЛН меняется здесь из-за воздействий, изменяющих условие для артериального и венозного кровотока; изменяются их скорости  $Q_a$  и  $Q_v$ ; снижается наполнение объема  $V_{1B}$  вен, из-за снижения, или полного прекращения возврата крови из дистальных участков 2 и 3 конечности; из-за повышения периферического сопротивления артерий  $R_{2a}$  на участке 2 повышается объем  $V_{1a}$  наполнения артерии на участке 1; активизируется действие сети артерио-венозных анастомозов (АВА), вызванное повышением периферического сопротивления в области 2. Жизненно важная функция АВА в принципе сохраняет кровообращение, защищая организм при нарушениях: спазмах сосудов и при травмах, включая потерю конечности в несчастных случаях. АВА активизируются в условиях нарушенного кровотока, обмена и перераспределения артериальной и венозной крови.

В число взаимосвязанных явлений ГЛН, обусловленных вмешательством входят: повышение объема  $V_{1a}$  наполнения артериального русла, вызванное снижением проходимости  $G_{a2}$  артерий на участке 2; понижение («опустошение») объема  $V_{1B}$  наполнения вен, из-за снижения, или полного прекращения оттока венозной крови из-под манжеты  $M_1$ ; возврат избыточной артериальной крови через сеть АВА на участке 1 ( $G_{aB1}$ ).

Сосуды плечевой области на участке 2 непосредственно испытывают давление  $P_M$

от манжеты  $M_1$ . Процессы здесь, как и в участке 1, до диссертационной работы не анализировались. На участке 2, как и на участке 1, в зависимости от давления  $P_{M1}$  изменяется наполнение сосудистого русла  $V_{2a}$  и  $V_{2b}$ . Ишемическое действие повышает периферические сопротивления артерий и вен, уменьшается ГЛН сосудов, и при  $P_{M1} > P_C$  кровь вытесняется из участка 2, ткани здесь уплотняются. Возникают функциональные нарушения: лимфодренажной функции; возврата венозной крови; снижается СРПВ в артериальном русле. Проявляется феномен Короткова; искажается форма пульсовой волны; повышенное периферическое сопротивление препятствует кровотоку и, как следствие, повышается периферическое сопротивление сосудов, их наполнение снижается, уменьшается скорость кровотока, вплоть до полной остановки. В ответ на внешнее давление изменения наполнения сосудов передаются на манжету. При  $P_M > P_C$  кровь из сосудов и межтканевая жидкость из окружающих тканей вытесняются из-под манжетного пространства в соседние участки, выше и ниже проксимального и дистального её краёв.

Анализ процессов  $\Pi_2$  на участке 3 показывает, что при компрессии: прекращается венозный отток и лимфодренаж конечности; создаётся дефицит притока артериальной крови; выравнивается АД, венозное давление и давление в сети капиллярных сосудов; кровь перераспределяется между сосудами высокого и низкого давления и депонируется в сосудах емкостного типа. Состояние ГЛН сосудов пальца на участке 3 контролируется посредством манжеты  $M_2$ , путём непрерывной регистрации сигнала АД –  $P_1(t)$ .

Гемодинамические процессы  $\Pi_4$  на участке 4 регистрируются манжетой  $M_3$  (сигнал  $P_2(t)$ ). Здесь проявляются изменения в области МС. Важно, что регистрация изменений здесь доступна с помощью тонометрического измерителя АД (ТИАД) без создания препятствия кровотоку. Это позволяет косвенно анализировать процессы и в МС, так как сосуды левого плеча расположены ближе к сердцу, чем правого. Кроме отмеченного, для исследования гемодинамики в МС предусматривается регистрация процессов измерителем интервалограммы (ИИ), характеризующей работу сердца (процесс  $\Pi_3$ ).

Для определения функциональных возможностей исследования гемодинамических изменений на основе ФГП в главе приводится **концепция действия эндогенных факторов на ГЛН сосудов**. Она основана на проявлении динамических закономерностей. Главными движущими силами, причиной динамического характера ГЛН, является работа основных систем циклически функционирующих органов: сердечно-сосудистой, дыхательной и мышечной. Они, как источник энергии движений, являются активными звеньями в цепи передачи и преобразования объемных изменений. В характере наполнения сосудов проявляется также влияние нервной системы, звена регуляции в управлении сосудистым тонусом. Кроме давления жидкостей, на наполнение тканей влияет состояние СТ, повсеместно представленной в организме. СТ механически объединяет внутренние органы между собой и с системой кровообращения. Движение СТ влияет на жидкостное наполнение сосудов и тканей в разных участках тела. При этом в регистрируемых датчиками на локально исследуемых участках тела сигналах отражается суперпозиция ОД изменений и преобразований, связанных с разнообразными движениями в теле, и создающими вклад посредством передаточных звеньев. Поэтому при планировании управления наполнением сосудов требуется разработка методов ФГП, по регистрируемым сигналам в которых контролируются изменения в исследуемых участках. В пробах должно предусматриваться проявление влияния эндогенных факторов на ГЛН.

Регистрируемое наполнение сосудов отражает суперпозицию их вклада и влияние функциональных систем и СТ, взаимодействующих с участком съема сигналов. Несмотря на разнообразие тканей, в нормально функционирующем организме изменения синхронизированы с движением СТ, а рассогласование является признаком нарушений. Патологические изменения связаны с изменением кровоснабжения тканей и наполнения соответствующих участков сосудистой системы и окружающих тканей артериальной и

венозной кровью, лимфой и межклеточной жидкостью, с возможным изменением упругости стенки сосудов. По этой же причине изменяется условие движения и перераспределения крови и лимфы. Как следствие, изменяется характер движения жидкостей и других тканей, проявляемых при расслаблении-натяжении мышечной и СТ, а также из-за давления жидкостей на стенки сосудов. Таким образом, по наполнению сосудов определяется действие многих структурных образований. Их суперпозиция подчиняется законам функционирования целостного организма, в общем проявлении отражающем изменения во внутренней среде и результат действия окружающей среды.

Изменения ГЛН сосудов, регистрируемые в виде разных сигналов, имеют характерные особенности. Проявляется сложная форма огибающей с признаками циклической работы определённых систем и органов, что соответствует модулированным сигналам. Так, в синхронно зарегистрированных сигналах ФПГ, ЭКГ, ЧСС и ПГ проявляются дыхательные волны пульсирующего с частотой сердечных сокращений наполнения сосудов. В форме огибающей пульсовых осцилляций отмечаются и более медленно волновые составляющие. По ним идентифицируются дыхательные движения грудной клетки и более медленные изменения. В связи с универсальным характером проявления этих информативных признаков в разных сигналах и в разных участках тела, решается вопрос об интерпретации составляющих в суперпозиции жидкостного наполнения. Для этого в концепции суперпозиции влияния эндогенных факторов на наполнение сосудов учитываются движения основных структурных образований и механизмов передачи модулирующего действия медленно волновых составляющих на пульсирующее наполнение. При анализе законов суперпозиции объёмных изменений, характеризующих ГЛН, должна учитываться их связь с движением конкретных структурных элементов, во множестве процессов сопровождающих изменения в органах и функциональных системах. Кроме того, должны выделяться основные составляющие, быстрые и медленные циклические движения и объёмные изменения. К ним относятся: разные структуры опорно-двигательного аппарата, грудной клетки и краниальных тканей; жидкости (артериальная и венозная кровь и лимфа, транспортируемые в сосудах, клеточная и внеклеточная жидкости); единая система СТ, представленная во всех частях тела; органы дыхания; желудочно-кишечный тракт; система нервной регуляции. Каждое движение тканей не изолировано от других, поэтому результирующее действие на ГЛН образует суперпозицию.

Примечательно, что соответствующие сосуды функционируют в разных диапазонах внутрисосудистого давления. И это, несмотря на их сопредельное расположение с окружающими тканями, не только не препятствует одновременному кровотоку и лимфотоку, но при определённых условиях содействует им. Так, дыхательные и мышечные движения тканей способствуют работе соседних с ними венозных и лимфатических клапанов. Как следствие, в амплитудно-частотных характеристиках (АЧХ) сигналов, отражающих функционирование сосудистой системы, проявляются закономерности влияния внутренних движений в теле на наполнение сосудов. Согласно концепции суперпозиции наполнения сосудов, совокупное влияние эндогенных факторов создаёт от них вклад, как от действия независимых источников движения, и в определённой пропорции происходит наложение. АЧХ наполнения сосудов зависит от пропорции объёмов тканей, от действия в разных частях тела давления и состояния стенок сосудов.

Влияние эндогенных факторов на ГЛН сосудов в работе анализируется на основе биомеханической модели модулирующего влияния эндогенных факторов (ММВЭФ) на суперпозицию ГЛН. Анализ представляет интерес при планировании исследований с учётом принципа суперпозиции ГЛН в организме. Для анализа влияния факторов используется функциональная схема, учитывающая проявление циклических изменений ГЛН сосудов и модулирующее (М-) действие волн второго и третьего порядка на пульсирующий кровоток и АД. Для общности анализируются процессы в произвольном уча-

стке тела, и на основе известных данных о проявлении основных функциональных систем, создающих вклад в наполнение выделенного участка тела.

Функцию суперпозиции объемнодинамического наполнения (ОДН) тканей  $S_{\text{ОДН}}(t)$  в анализируемом участке тела в общем виде описывает система уравнений:

$$\left\{ \begin{array}{l} S_{\text{ОДН}}(t) = f_{\text{ОДН}_{\text{сос.}}} (t) + f_{\text{сос. оп.-дв.}} (t) + f_{\text{ОДН}_{\text{мод.1}}} (t) + f_{\text{ОДН}_{\text{мод.2}}} (t) + f_{\text{ОДН}_{\text{мод.3}}} (t) + f_{\text{ОДН}_{\text{мод.4}}} (t) + f_{\text{ОДН}_{\text{мод.5}}} (t), \quad (9), \\ f_{\text{ОДН}_{\text{сос.}}} (t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос. } k} (t), \quad (10), \\ f_{\text{сос. оп.-дв.}} (t) = \sum_{(j)} V_{\text{сос. оп.-дв. } j} (t), \quad (11), \\ f_{\text{ОДН}_{\text{мод.1}}} (t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос. } k} (t) \cdot f_{\text{мод.1}k} (t), \quad (12), \\ f_{\text{ОДН}_{\text{мод.2}}} (t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос. } k} (t) \cdot f_{\text{мод.2}k} (S_{\text{г.п.}}, t), \quad (13), \\ f_{\text{ОДН}_{\text{мод.3}}} (t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос. } k} (t) \cdot f_{\text{мод.3}k} (t), \quad (14), \\ f_{\text{ОДН}_{\text{мод.4}}} (t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос. } k} (t) \cdot f_{\text{мод.4}} (\text{ЧСС}'' , t), \quad (15), \\ f_{\text{ОДН}_{\text{сос.5}}} (t) = \sum_{(k)} V_{\text{сос. } k} (t) \cdot f_{\text{мод.5}} (t), \quad (16), \end{array} \right.$$

где:  $f_{\text{ОДН}_{\text{сос.}}}(t)$  - функция ОДН сосудов в анализируемом участке тела, учитывающая наложение в результате действия источников внутрисосудистого давления (артериального, венозного или лимфатического);  $V_{\text{сос. } k}(t)$  - изменение наполнения сосудов в анализируемом участке, вызванное действием  $k$ -го источника внутрисосудистого давления, как независимого от других;  $f_{\text{сос. оп.-дв.}}(t)$  - функция ОДН сосудов в области исследования, вызываемого одновременной передачей действия разных структур опорно-двигательного аппарата;  $V_{\text{сос. оп.-дв. } j}(t)$  - изменение наполнения сосудов в области исследования при движении  $j$ -ой структуры опорно-двигательного аппарата;  $f_{\text{ОДН}_{\text{мод.}i}}(t)$  - функции ОДН сосудов, учитывающие действие амплитудной модуляции на кровотоки в разных сосудах вследствие влияния соответствующих механизмов;  $f_{\text{мод.1}k}(t)$  - модулирующая (М-) функция, учитывающая движение диафрагмы грудной клетки и ее влияние на пульсирующий кровоток, посредством действия на венозный возврат и сердечный выброс;  $f_{\text{мод.2}k}(S_{\text{г.п.}}, t)$  - М- функция, учитывающая влияние на пульсирующий кровоток присасывающего действия грудной клетки на протекающую кровь;  $S_{\text{г.п.}}$  - площадь поверхности внутренней полости грудной клетки, участвующей в присасывающем действии на протекающую кровь;  $f_{\text{мод.3}k}(t)$  - М- функция, учитывающая влияние на пульсирующий кровоток раздражения дыхательного центра;  $f_{\text{мод.4}k}(\text{ЧСС}'' , t)$  - М- функция, учитывающая влияние на пульсирующий кровоток ускорения (второй производной) ритма сердечных сокращений ( $\text{ЧСС}''$ ) при вдохе, и соответственно замедлении на выдохе;  $f_{\text{мод.5}k}(t)$  - функции, связанные с проявлением волн третьего порядка (*волн Майера*), создающих М- влияние на пульсирующее ГЛН сосудов при раздражении дыхательного центра.

В уравнениях (9)-(16) учтены основные механизмы, определяющие наполнение сосудов. Поэтому **ММВЭФ** можно использовать при анализе результатов ФГП с дозированной компрессией, управляющей наполнением сосудов. В числе механизмов, отвечающих за проявление ГЛН сосудов, следует анализировать аддитивные и мультипликативные составляющие: активность мышц опорно-двигательного аппарата; работу сердца - по модулирующему действию дыхания и нервной регуляции кровообращения.

Фурье-преобразование функции суперпозиции  $S_{\text{ОДН}}(t)$  имеет выражение:

$$S_{\text{ОДН}}(\omega) = \int_{-\infty}^{\infty} S_{\text{ОДН}}(t) \cdot e^{-j\omega t} dt = \int_{-\infty}^{\infty} f_{\text{ОДН сос.}}(t) \cdot e^{-j\omega t} dt + \int_{-\infty}^{\infty} f_{\text{сос. оп.-дв.}}(t) \cdot e^{-j\omega t} dt + \\ + \int_{-\infty}^{\infty} \{ f_{\text{ОДН мод.1}}(t) + f_{\text{ОДН мод.2}}(t) + f_{\text{ОДН мод.3}}(t) + f_{\text{ОДН мод.4}}(t) + f_{\text{ОДН мод.5}}(t) \} \cdot e^{-j\omega t} dt, \quad (17).$$

В уравнении (17) первое слагаемое представляет интегральное преобразование зависимости ОДН сосудов и жидкостного наполнения окружающих тканей, являющееся функцией циклически повторяемой работы сердца. Поэтому в результате преобразования, в спектре в полосе в области частоты сердечных сокращений ( $\omega_1$ ) и на частотах гармоник  $2\omega_1, 3\omega_1, \dots$ , будут проявляться соответствующие пики.

Второе слагаемое в уравнении (17) выражает влияние двигательной активности органов опорно-двигательного аппарата на наполнение сосудов. При этом если биообъект неподвижен, то отсутствуют периодические составляющие, связанные с сокращением-расслаблением мышц опорно-двигательного аппарата и в спектре не проявится вызванный движением вклад от действия эндогенных факторов. На этой основе возможен контроль и управление в исследованиях, путём проявления пиков идентифицируемых в спектре за счёт искусственного внесения периодических составляющих двигательной активности. В специализированных ФГП периодически, с частотой движений  $\omega_{\text{дв}}$  производится сокращение и расслабление мышц. Это позволяет планировать управление воздействием на мышечную, сердечно-сосудистую и дыхательную системы организма, с целью выделения проявлений в спектре. Например, эффективной является ФГП на велоэргометре (ВЭМ) в режиме педалирования с частотой  $\omega_{\text{ВЭМ}}$  и с постоянной мощностью нагрузки. Это приводит к проявлению на частоте  $\omega_{\text{ВЭМ}}$  в спектре наполнения сосудов, обусловленного соответствующими сокращениями и расслаблением мышц конечностей. Так, фактически искусственно, задаётся и контролируется положение частоты соответствующего пика в спектре сигнала, отражающего наполнение сосудов и окружающих тканей. В полосе этой частоты и в области частот ее гармоник идентифицируются изменения при обработке результатов ВЭМ-исследований. В качестве реакции при этом выступает работа сердечно-сосудистой и дыхательной систем, характеризующая параметрами ЧСС и частоты дыхания (ЧД). При этом, задавая мощность нагрузки и скорость вращения педалей ВЭМ, по параметрам ЧСС и ЧД можно управлять состоянием организма, и по спектру контролировать изменения при ФГП.

Подынтегральное выражение в третьем слагаемом в уравнении (17) представляет композицию временных функций, образованных мультипликативными составляющими. За них отвечает модулирующее влияние эндогенных факторов на пульсирующее наполнение сосудов. При этом учитывается влияние движений, связанных с дыханием и оно проявляется в осциллограмме в виде волн третьего порядка.

Таким образом, выражение (17) представляет суперпозицию волновых процессов с аддитивными и мультипликативными составляющими. Аддитивные составляющие периодических функций с частотами  $\omega_i$ , где  $i$  – целочисленные значения (1, 2 и 3), указывающие порядок волн кровяного давления, представленные в полосе этих частот в спектре суперпозиции (17), выделяются в виде пиков на частотах  $\omega_i$ . Их проявление связывается с ЧСС, ЧД, волнами Майера и другими ответственными механизмами. Преобразование мультипликативных составляющих вносит в спектр боковые пики на частотах спутников. В тоже время положение частот пиков и связанных с ними полос в спектре при этом позволяет анализировать вклад модуляции.

Анализ спектра (17) получил применение. Универсальные возможности спектрального анализа при исследованиях позволили идентифицировать циклические повторения и влияние модулирующих составляющих, за которые отвечают определённые механизмы работы организма. Кроме того, анализ составляющих по спектрам применим

при исследованиях, как целостного организма, так и на различных участках тела: верхних и нижних конечностях, краниальных тканях, грудной клетке. Исследования могут планироваться как ФГП, управляющая проявлением определённых составляющих в спектре. Например, в дыхательных пробах - при исследовании с заданным ритмом дыхания; в ортостатической пробе - с изменением положения тела в пространстве; в ФГП с дозированной компрессией тканей конечности. В этих пробах контролируется модулирующее действие эндогенных факторов на ГЛН сосудов.

ФГП с дозированием давления на систему сосудов занимает особое место. Воздействие при этом управляет вкладом разных отделов сосудов в регистрируемой реакции суперпозиции ГЛН, и оно проявляется в спектре на определённых частотах. Эти особенности являются важными, так как их использование позволяет исследовать наполнение определённых сосудов и органов, а анализировать работу целостного организма. Анализ сигналов по спектрам при этом основан на универсальной возможности идентифицировать проявление составляющих циклически действующих механизмов.

В выводах гл. 3 отмечается, что системный анализ ГЛН, проведённый как элемент методологии научного познания явлений определил подход к планированию исследований, направленных на получение ранее не используемых данных о кровообращении. Представлена и обоснована перспектива создания новых методов и инструментальных средств, использующих анализ спектров сигналов, связанных с проявлением динамики изменения ГЛН сосудов при дозированном давлении на локальные участки тела.

В главе 4 на основе моделей БТС, ЭМК и математической модели ММВЭФ на

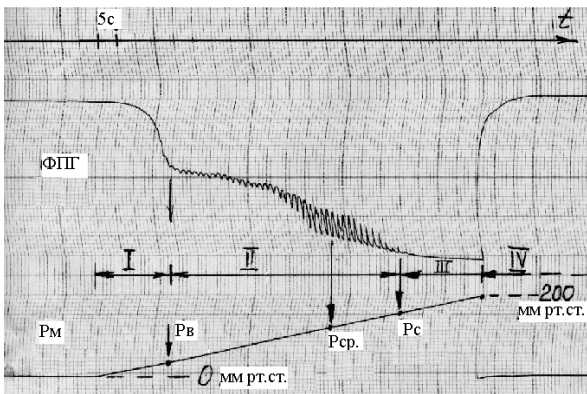


Рис. 5.

кровообращение представлены методы управления гемодинамическими процессами и контроля АД и ГЛН. В их числе: фотоплетизмометрический метод (ФПТМ, рис. 5); методы исследования упругости стенки кровеносных сосудов и определения СРПВ в функционально широком диапазоне изменения АД при компрессионных воздействиях; метод ФГП с ограничением притока крови в верхнюю конечность; метод контроля и управления АД и ГЛН с использованием БОС; метод исследования

регуляции кровообращения по вариабельности показателей АД; частотный метод проявления волновых процессов ГЛН в ФГП с дозированным давлением на локальные участки сосудистой системы; компрессионный метод измерения показателей состояния для экстремальных ситуаций. Методы построены на комплексировании ИП измерения АД, и предназначены для комплексных исследований динамики ГЛН сосудов. Их объединяет системный подход к анализу реакции ГЛН, проявляемой при компрессионном действии одновременно в разных участках сосудистой системы и с дозированием внешнего давления. Приведены примеры эффектов, представляющих возможности исследований.

Методом ФПТМ (рис. 5) по сигналам фотоплетизмограммы (ФПГ) сосудов пальца и давлению  $P_m(t)$  проявляются характерные изменения в ГЛН. При этом определяется комплекс показателей АД и влияния внешнего давления на ГЛН сосудов пальца:  $P_d$ ,  $P_{ср.}$ ,  $P_{с.}$ , венозное давление  $P_v$ , и время восстановления кровообращения после воздействия.

На рис. 6 приведены типичные осциллограммы сигналов ФПГ, тонов Короткова (ТК) и давления  $P_{м.пл.}$  при действии трёх разных значений постоянных уровней давления в пальцевой манжете  $P_{м.па}$ . Во всех экспериментах давление  $P_{м.пл.}$  изменялось по закону линейной компрессии-декомпрессии соответственно при скоростях +4 и -4 мм рт. ст./с. Эти методические особенности позволяют проявлять реакцию ГЛН сосудов конечности.

В работе приведён метод определения СРПВ в функциональном диапазоне изме-



нения АД, осуществляемый в период декомпрессии воздуха в плечевой манжете  $P_{м.пл.}$ .

После уравнивания АД и венозного давления  $P_v$  по появлению сигналов ТК и пульсаций давления в пальцевой манжете  $P_{м.па}$  определяется время прохождения пульсовых волн от датчика ТК до датчика ФПГ. При этом давлением на сосуды плеча  $P_{м.пл.}$  задаётся кинетическая энергия пульсовой волны давления и соответственно время её распространения до пальцевых сосудов. Скорость кровотока на обследуемом участке артерии при этом зависит от разности давлений ( $P_{м.пл.} - P_{м.па.}$ ).

На рис. 7 приведен пример спектров сигналов, отражающих суперпозицию ГЛН сосудов при действии дозированных уровней давления на локальные участки плеча. Отметки по оси абсцисс спектрограмм – частота, [Гц]; ордината – спектральная плотность мощности изменения давления СПМ, [мм рт. ст.<sup>2</sup> /Гц]. Исследование проводилось в положении лежа на спине при уровнях  $P_{м.пл.}$ : 6, 10, 30 и 90 мм рт.ст. В спектрах сигналов проявляется вклад разных отделов сосудов и исключено проявление сосудов, давление в которых ниже давления в манжете  $P_{м.пл.}$ . За счёт ишемии этих сосудов и исключения их вклада при разном давлении, в суперпозиции изменяется амплитудное соотношение медленных и ВЧ составляющих.

В комплексном методе измерения частотно зависимых показателей дыхания и работы сосудистой системы демонстрируются возможности исследований при экстремальных ситуациях. Контролируемые условия создаются: при использовании фиксирующего пояса, охватывающего грудную клетку и плечо обследуемого с манжетой; в варианте с исключением механических воздействий на плечевую манжету; в функциональных пробах с задержкой дыхания, и физической нагрузкой, изменяющей состояние организма. При этом вместе с измеренными осциллометрическим способом показателями АД, по спектру осциллометрического сигнала определяются частоты пульса и дыхания, и проявляется модулирующее влияние движений. Таким образом, контроль по спектру повышает достоверность и расширяет возможности анализа влияния артефактов, связанных с движениями грудной клетки.

В главе 5 представлены АПК, реализующие методы исследования, описанные в гл. 4. В их числе: - Фотоплетизмотономанометр ФПТМ-01; - Артериокардиоритмограф АКР-2; - АПК для исследования вклада разных отделов сосудистой системы в суперпозиции ГЛН; - АПК с компрессионно-объемнометрическим преобразованием, предназначенный для исследования проявлений движения в системе краниальных тканей. В алго-

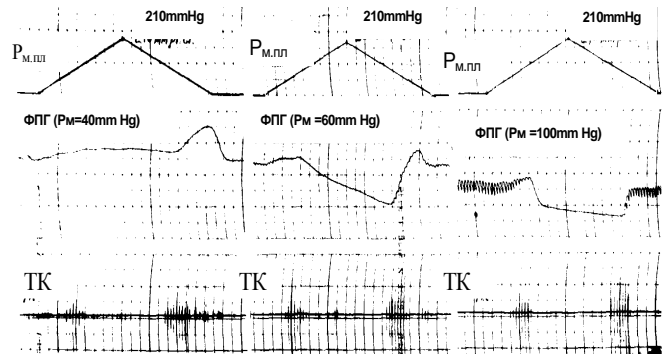


Рис. 6.

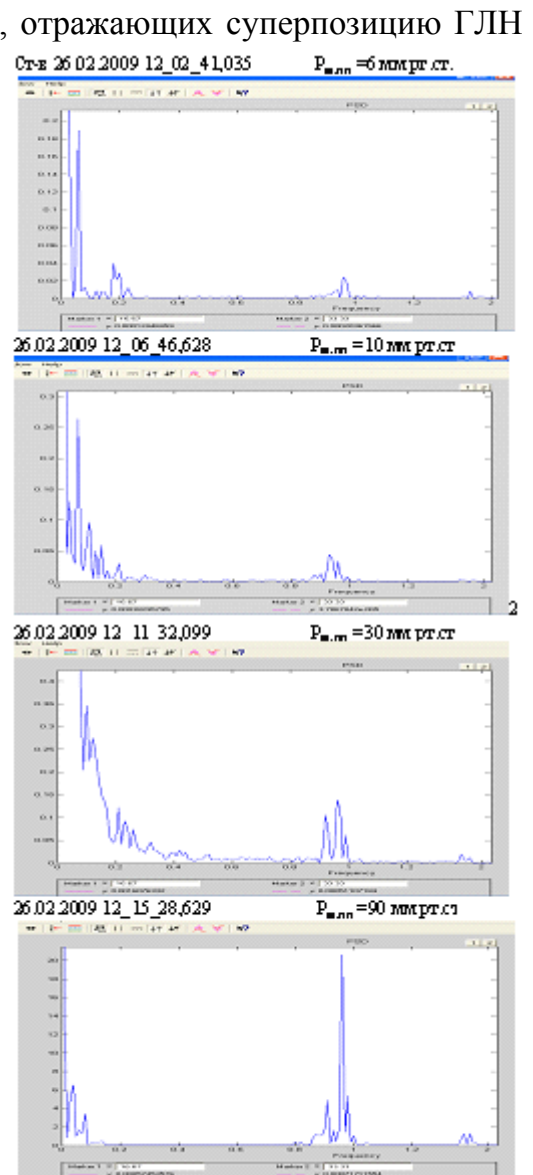


Рис. 7.

ритмах работы АПК используется управление давлением на локальные участки тела и проявление ОД изменений. Управление строится с учётом изменений ГЛН в сосудах разных участков тела. По регистрируемым процессам измеряются их показатели.

Созданный в СКТБ «Биофизприбор», ФПТМ-01 использован для исследования процессов ГЛН сосудов верхней конечности и измерения гемодинамических показателей в переходных процессах. Он обеспечивает одновременное измерение АД на взаимосвязанных пространственно отдалённых участках сосудов одной конечности. По аналогии с моделями БТС управления гемодинамическими процессами в верхней конечности и ЭМК, в ФПТМ-01 включены два контура автоматического регулирования. В них создаётся давление одновременно на сосуды плеча и пальца.

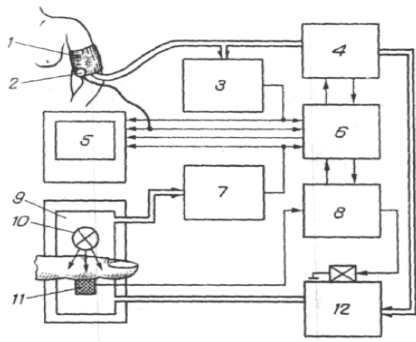


Рис. 8.

ФПТМ-01 (рис. 8) реализуются ИП с измерением АД методами Короткова и Пенъяза. На схеме обозначены: 1 и 9 - плечевая и пальцевая манжеты; 2 - датчик ТК; 3 и 7 - электроманометры; 4 - блок создания давления; 5 - блок обработки и отображения; 6 - блок управления; 8 - блок регулирования; 10 и 11 - оптопара; 12 - пневморегулятор. Совмещение методов в алгоритме работы ФПТМ-01 создаёт новое качество. При этом реализуются исследования сосудистой системы на участке от устья аорты до периферии, проявляются инициированные гемодинамические изменения, и определяется комплекс показателей процессов перераспределения крови между сосудами конечности, СРПВ в функционально широком диапазоне изменений АД, венозное давление  $P_v$  и показатели АД. Комплекс этих параметров расширяет возможности анализа взаимодействия венозного и артериального бассейнов.

На временной диаграмме (рис. 9) показаны три периода ИП (I, II и III) реализованного в алгоритме исследования на ФПТМ-01. Вначале повышения давления в пальцевой манжете (а) амплитуда пульсаций ГЛН сосудов пальца (б) возрастает. В блоке обработки и отображения соответственно анализируются и отображаются амплитудные значения пульсаций, и определяется максимальная амплитуда (период I). Этот момент связывается с достижением в манжете среднего АД ( $P_{cp}$ ). Значение амплитуды максимальной осцилляции запоминается и включается следящая система, поддерживающая при всех изменениях АД сосуда пальца при постоянном наполнении. При этом выполняется принцип «объёмной компенсации наполнения сосудов». На кривой давления  $P_m$  (период I) воспроизводится изменение АД. Затем включается второй контур управления давлением, в плечевой манжете (кривая (в)). В соответствии с алгоритмом, в течение нескольких кардиоциклов давление устанавливается  $P_m = P_{c. в пальце} + 20$  [мм рт. ст.]. Во время регистрации сосудистой реакции это давление поддерживается постоянно, изолируя гемодинамическую связь конечности с областью центральной гемодинамики. С остановкой притока и оттока крови прекращается кровоснабжение верхней конечности и проявляется реакция перераспределения крови. Процесс связан с артерио-венозной разностью  $\Delta P$  давлений в конечности. В результате спада АД снижается перепад  $\Delta P$  (период II, кривая (а)). Характер спада обусловлен соотношением объёмов заполнения артериального и венозного русла, их исходным ГЛН, зависит от периферического сопротивления сосудов и работы компенсаторных механизмов местной регуляции. АД уменьшается и асимптотически

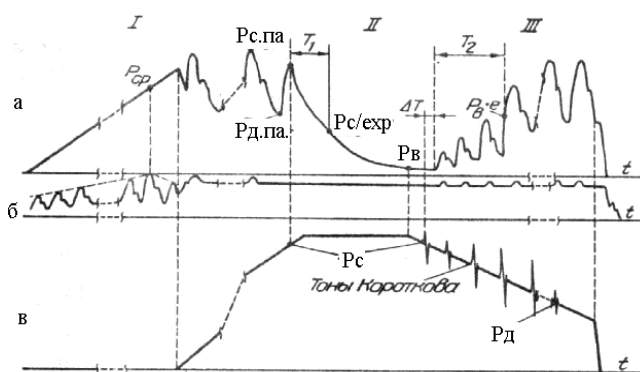


Рис. 9.

На временной диаграмме (рис. 9) показаны три периода ИП (I, II и III) реализованного в алгоритме исследования на ФПТМ-01. Вначале повышения давления в пальцевой манжете (а) амплитуда пульсаций ГЛН сосудов пальца (б) возрастает. В блоке обработки и отображения соответственно анализируются и отображаются амплитудные значения пульсаций, и определяется максимальная амплитуда (период I). Этот момент связывается с достижением в манжете среднего АД ( $P_{cp}$ ). Значение амплитуды максимальной осцилляции запоминается и включается следящая система, поддерживающая при всех изменениях АД сосуда пальца при постоянном наполнении. При этом выполняется принцип «объёмной компенсации наполнения сосудов». На кривой давления  $P_m$  (период I) воспроизводится изменение АД. Затем включается второй контур управления давлением, в плечевой манжете (кривая (в)). В соответствии с алгоритмом, в течение нескольких кардиоциклов давление устанавливается  $P_m = P_{c. в пальце} + 20$  [мм рт. ст.]. Во время регистрации сосудистой реакции это давление поддерживается постоянно, изолируя гемодинамическую связь конечности с областью центральной гемодинамики. С остановкой притока и оттока крови прекращается кровоснабжение верхней конечности и проявляется реакция перераспределения крови. Процесс связан с артерио-венозной разностью  $\Delta P$  давлений в конечности. В результате спада АД снижается перепад  $\Delta P$  (период II, кривая (а)). Характер спада обусловлен соотношением объёмов заполнения артериального и венозного русла, их исходным ГЛН, зависит от периферического сопротивления сосудов и работы компенсаторных механизмов местной регуляции. АД уменьшается и асимптотически

приближается к венозному давлению  $P_v$ . В завершении ИП давление  $P_m$  сбрасывается.

В результате исследования фиксируются: показатели  $P_c$  и  $P_d$ , относящиеся к плечевому и кистевому участкам артериального русла верхней конечности; асимптотический показатель давления  $P_v$ ; константы времени  $T_1$  и  $\Delta T$ . Кроме этого, в запоминающем устройстве сохраняется непрерывная запись неискажённой формы кривой АД в пальцевых артериях. Она используется для обработки и вычисления показателей: времени  $T_2$  восстановления кровообращения в артериальном русле и СРПВ в функциональном диапазоне изменения АД, от уровня  $P_v$  до систолического давления  $P_c$ . На мониторе отображаются осциллограммы исследуемых гемодинамических процессов (рис. 9).

В исследованиях в разных ФГП выявлено различие показателей, связанное с возрастными особенностями и функциональным состоянием обследуемых. Результаты соответствуют аналитическим моделям БТС управления и ЭМК, представленным в гл. 3.

*Артериокардиоритмограф АКР-2* предназначен для исследований эффекта вариабельности показателей АД, измеряемых методом Пенъяза. Устройство внедрено в составе АПК «САКР-2», ТУ0442-004-25902369-2003. Конструктивно он включает электропневматический блок АКР-2 с датчиком ФПГ, кардиоритмограф с ЭКГ-электродами и электронный блок спирометра с датчиком дыхания. Преобразовательные блоки соединены с ноутбуком, обеспечивающим автоматическое управление по программе ИП, регистрацию, обработку и анализ данных. В описании АКР-02 приводятся методические решения. Указывается, что одной из главных функций АД в организме является участие в барорефлекторном механизме, регулирующем ритм и мощность сокращений сердца. Оно циклически нагнетает кровь в системе сосудов. Кроме того, на ГЛН, депонирование крови в легких и барорецепторный рефлекс влияют дыхание и активность мышц. Оба фактора модулируют ГЛН и являются причинами вариабельности АД. Их анализ важен для оценки функционального состояния. АКР-02 обеспечивает непрерывное измерение АД в сосудах пальца по Пенъязу. Данные обрабатываются подпрограммой расчёта вариабельности АД, отдельно для показателей  $P_c$  и  $P_d$ . Как и анализ вариабельности сердечного ритма по R-R интервалам, расчёт производится по рекомендациям Европейского общества кардиологов. В спектрах временных выборок показателей  $P_{di}$  и  $P_{ci}$  выделяются три основных спектральных диапазона: сверх низкочастотный (VLF), низкочастотный (LF) и высокочастотный (HF). В них соответственно представлены компоненты показателей  $P_c$  и  $P_d$ . Из последовательностей  $P_{di}$  и  $P_{ci}$  вычисляется СПМ вариабельности.

Решение методических вопросов, связанных с оценкой погрешности измерения АД методом Пенъяза и примеры исследований на «АКР-02» приведены в гл. 7.

*АПК и методика проявления вклада* разных отделов сосудистой системы в суперпозиции ГЛН разработаны на основе результатов теоретического анализа модели ММВЭФ (гл. 3). АПК обеспечивает исследование влияния эндогенных и экзогенных факторов на жидкостное наполнение сосудов и окружающих тканей. В исследованиях используется дозированное по уровню давление на локальные участки тела. Это дискриминирует функционирование сосудов, давление в которых ниже давления в манжете, исключает, или снижает их вклад в суперпозицию. Проявляется соответствующее изменение ГЛН. Анализируется реакция функционирующих отделов сосудистой системы.

В АПК скомплексированы устройства типа ФПТМ-01 и АКР-02. Особенностью АПК является включение блока спектрального анализа (СПА) сигналов давления и реализация метода и алгоритма управления, специализированных для исследования объемных изменений совокупности тканей организма в исследуемом пространстве под плечевой манжетой. При исследовании задаётся последовательность  $i$ -степеней с постоянными уровнями давления  $P_{m, const. i}$ . Их значения устанавливаются избирательно в диапазоне от лимфатического  $P_{лимф.}$  до систолического давления  $P_c$ . При этом регистрируется переменная составляющая сигнала давления в манжете  $P_{m\sim}$ . В такой ФГП проявляются со-

ставляющие, относящиеся к функционально разным по внутрисосудистому давлению отделам сосудистой системы. Они наполнены соответственно, лимфой, артериальной и венозной кровью. Действие уровней  $P_{m, \text{const-}i}$  на сосуды разного калибра в ФГП ограничивает, или исключает функционирование лимфатических сосудов, или вен, так как давление в них ниже уровня компрессии. В регистрируемых сигналах доминируют составляющие изменения ГЛН сосудов, давление в которых выше уровня  $P_{m, \text{const-}i}$ . В ФГП на разных ступенях давления  $P_{m, \text{const-}i}$  в спектрах по-разному проявляется наполнение артерий, вен и лимфатических сосудов. В результате обработки переменной составляющей сигнала давления ( $P_{m, \dots}$ ) определяются спектральные характеристики: частоты, полосы частот, абсолютные значения и амплитудные отношения характерных пиков.

Пример сравнения СПМ сигнала  $P_{m, \dots}$  (рис. 7) при четырёх уровнях давления  $P_{m, \text{const } i}$  показывает, что в спектрах выделяются характерные ВЧ- пики, в диапазоне частот от 0,9 до 1,0 Гц, и НЧ- составляющие, в области ниже 0,4 Гц. Их композиция определяет динамику объемных изменений, вариабельность наполнения сосудов, соответственно быстрые и медленные повторения процессов в сосудистой системе. ВЧ- пик и его полоса частот в СПМ связаны с ЧСС и диапазоном её изменения. За НЧ- компоненты отвечают медленные движения, которые модулирующим действием дыхательных волн и проявлением волн более высокого порядка (Траубе-Геринга-Майера и других механизмов) вносят вклад в суперпозицию. При сравнении спектров при разных ступенях давления  $P_{m, \text{const } i}$  в диапазоне от 6 до 90 мм рт. ст. выявляется снижение амплитуды составляющих в полосе с НЧ- спектральными компонентами процессов в тканях плеча, по сравнению с пиком ВЧ- составляющей. Также изменяется соотношение амплитуд ВЧ- и НЧ- составляющих. Это связывается с превышением окклюзионного давления над уровнем давления в лимфатических и венозных сосудах, участвующих в медленных процессах. Кроме отмеченного, регистрируемые в исследованиях НЧ- процессы соответствуют диапазону от 6 до 14 волн/мин, совпадающим с известными данными в остеопатии.

Результаты экспериментов на АПК методом дозированной компрессии подтвердили теоретическую концепцию и представления системы моделей (гл. 2 и 3). Это позволяет на основе избирательного разделения исследовать вклад составляющих в ГЛН.

*АПК с компрессионно-объемнометрическим преобразованием* (КОП) для исследования динамики движений в системе краниальных тканей (КТ). С учётом важности знания о проявлении движений КТ, отражающих биомеханическую природу их взаимодействия, представлены способы и инструментальные средства, позволяющие получать и анализировать данные при поиске соответствия с нарушениями в организме. В методе осуществляется дозированно компрессионное воздействие на КТ. При этом регистрируются сигналы, связанные с действием давления со стороны КОП на КТ, как реакция их объемного изменения на внешнее воздействие. Под управлением АПК создаётся давление на КТ, и регистрируется переменная составляющая сигнала давления, создаваемого структурами КТ. Давление снимается устройством съема сигналов, представленным в виде многокамерной манжеты, приспособленной для исследования на голове. Она включает комплект преобразователей объёма, которыми охватываются основные КТ. Преобразователи располагаются на обследуемых участках, аналогично съёму сигналов при исследованиях ЭЭГ. В описании представлены основные методические и инструментальные погрешности, сопровождающие исследования. Предложенные методы предоставляют объективные результаты, и дополняют возможности медицинских исследований, проводимых врачами остеопатической медицины и мануальной терапии. При этом объективизируются результаты.

Апробация метода и АПК продемонстрировали возможности исследования движений КТ по спектральным характеристикам сигналов и объемным непериодическим изменениям в системе КТ. Показателями полученных в результате обработки регистри-

руемых изменений объемнометрических данных являются соотношения амплитудно-частотных характеристик СПМ в области ЧСС (ВЧ- составляющая спектра), частоты дыхательных и более низкочастотных составляющих движения КТ. Они соответствуют данным о частотах объемнодинамических проявлений движения КТ, используемых в практике остеопатии, и представляются объективными оценками индивидуальной реакции и функционального состояния ответственных структур КТ. Данные могут использоваться для сравнительного анализа результатов, обучения и отработки приёмов воздействий, документирования реакции КТ и сеансов работы. Представляется возможным использование методов для экспертных оценок движения тканей мозгового черепа с целью получения объективных результатов при проведении медицинских исследований КТ.

В главе 6 представлен созданный в СКТБ «Биофизприбор» автоматический тренажерно-диагностический велоэргометрический (ВЭМ) комплекс аппаратуры медицинского управления и контроля (КАМУК). Он предназначен для управляемых тренировок космонавтов в условиях невесомости, и обеспечивает контроль состояния сосудистой системы по сигналам БОС, показателям АД и ЧСС. Работа в составе КАМУК производится в автоматическом режиме управления мощностью педалирования при тренировках и в функциональных пробах с нагрузкой на сердечно-сосудистую систему. КАМУК включает устройства съёма информации УСИ, каналы ЭКГ, ЧСС и АД, блоки выделения и обработки физиологической информации, преобразователь биосигналов ПБС, комбинированные и автоматически управляемые тренажеры КПАУТ, блок ручного и автоматического управления тренажерами РАУТ. Функции блока РАУТ исполняет персональный компьютер, обеспечивающий обработку и отображение на мониторе физиологических и технических данных. Канал АД включает универсальный блок контролируемого пережатия кровеносных сосудов, блок частотной фильтрации и амплитудной дискриминации, и блок временной селекции тонов Короткова ТК, обеспечивающий двойное временное стробирование сигналов ТК. К особенностям КАМУК относятся технические решения, позволившие измерять АД и реализовать алгоритм квазинепрерывного следящего режима за параметром АД при измерении его показателей одновременно на разных руках, а также повышение помехоустойчивости и информативности результатов измерений при двигательной активности. Следящий режим повысил информативность измерений в переходные периоды изменения АД во время физических упражнений и последующего восстановления. Комплексование методов измерения АД и оснащение КАМУК были использованы впервые.

Другая разработка АПК для ВЭМ реализована в ООО НПП «НЕО» в мониторе АД - МК.АД-01 (ТУ 9442-005-479255834-2004). Элементы конструкции МК.АД-01 встроены в полости пневмокамеры компрессионного блока, вместе с приемником сигналов ТК, преобразователем давления ПД и согласующим устройством, обеспечивающим передачу управляющих сигналов в компьютер. Для упрощения конструкции монитора АД обработка сигналов ТК реализована средствами программного обеспечения. С помощью МК.АД-01 измерения проводятся по заданному протоколу исследования. При выполнении ВЭМ-тестов и других видов двигательной активности регистрируются и обрабатываются данные, определяются и на индикаторах отображаются показатели АД. Конструкция исполнения МК.АД-01 повысила помехоустойчивость измерений, минимизировала массу и габариты устройства, упростила работу медицинского персонала. В практике проектирования медицинской техники аналогов МК.АД-01 не имеется. Область применения МК.АД-01 - отделения и кабинеты функциональной диагностики поликлиник и больниц, санатории и физкультурно-оздоровительные медучреждения.

В главе 7 проведён анализ задачи верификации комплексных методов исследования АД и ГЛН сосудов при компрессионном воздействии техническими средствами на локальные участки тела. Отмечено, что при планировании исследований важным явля-

ется анализ достоверности и точности результатов. Решение вопросов является комплексным и включает организацию управления процессами, направленно на проявление эффектов ГЛН в сосудистой реакции, идентификацию событий и интерпретацию результатов. Необходимым является проверка результатов, оценка достоверности и сравнение с другими методами. В главе рассмотрены аспекты реализации комбинированных методов измерения при давлении на сосуды верхней конечности. Анализируется условие проведения ИП и результаты сравнений, полученных разными методами. На примере устройств для измерения АД выделены испытания, предшествующие эксплуатации:

- технические испытания на соответствие ТУ, для получения гарантии стабильности и надёжной работы технического средства с заданными характеристиками;
- поверка точности воспроизведения измеряемых технических параметров. К примеру, точность измерения АД, приводимая в технических характеристиках, как правило, определяет характеристику только погрешности измерения давления в манжете  $P_m$ , но не измеряемых показателей АД;
- клинические испытания, позволяющие обеспечить контроль точности измерений по алгоритмам, реализующим метод измерения.

Тестирование измерительного устройства по первым двум пунктам, как обязательный элемент контроля, до получения разрешения клинического применения, проводится в соответствии с государственными и международными стандартами. Технические средства проверки по третьему пункту еще находятся в стадии разработки.

Комплексные методы исследования АД и наполнения сосудов и устройства для их осуществления основываются на создании давления на локальные участки тела. Результат отражается и в отдалённых участках сосудистой системы. При этом используется анализ спектров сигналов, проявляющих повторяемые изменения АД и ГЛН сосудов, связанные с модулирующим действием эндогенных факторов.

ИП в исследованиях с КОП в сосудистой системе имеет особенности, связанные с вторжением в гемодинамику. Необходимы управление и контроль давления на локальные участки кровеносных и лимфатических сосудов и окружающую внесосудистую жидкость. Необходимо регистрировать информационные сигналы в ответной реакции на воздействие и выделять информативные признаки, проявляемые в сосудистой реакции.

В исследованиях ГЛН сосудов и измерения АД при дозированном давлении на ткани важным является точность передачи и соответствие действительным значениям давления на сосуды. Снимаемые с тела сигналы и определение при этом значений давления в манжете  $P_m$  представляются лишь приближением к истинным значениям показателей АД. Поэтому отождествление измеренных значений  $P_m$  с истинными значениями показателей внутрисосудистого давления, при проявлении информативных признаков в информационных сигналах, сопряжено с методическими, инструментальными и случайными погрешностями. При оценке точности результатов измерения АД и контроле уровня давления их следует учитывать и минимизировать.

Реализация компрессионных методов гемодинамических исследований связана с неадекватной передачей давления в манжете на исследуемые сосуды. Это является источником инструментальных и методических погрешностей измерения АД. В главе анализируются методические погрешности косвенных методов измерения АД. Впервые представлен анализ составляющих погрешностей при измерении АД методом Пенъяза. Приведены результаты верификации комплексных методов исследования гемодинамических процессов. Рассматриваются методические особенности исследований АД с управлением в велоэргометрических пробах. Представлены способы повышения помехозащищенности канала регистрации сигналов ТК и точности измерения АД при двигательной активности. В разделе представлены: описание устройств для проверки измерителей АД; способ и экспериментальные приемы сравнения непрерывного и дискретного

методов измерения АД, выполненных в ФГП, имитирующих экстремальные ситуации.

*В приложениях* приведены технические данные о разработанных при непосредственном участии автора устройствах для исследования гемодинамических процессов и измерения АД, акты о внедрении и практическом использовании материалов работы, сертификаты, регистрационные удостоверения и иллюстрации устройств.

Работа выполнена в Санкт-Петербургском государственном электротехническом университете. Научный консультант – заслуженный деятель науки РФ, доктор техн. наук, профессор Е.П. Попечителей.

### **Основные результаты диссертационного исследования**

Проведён комплексный анализ процессов в сердечно-сосудистой системе, функционирующей в окружении и в составе сложного многосистемного объекта, внутренней среды организма. При этом определено модулирующее влияние на АД и наполнение сосудов эндогенных факторов, связанных с движением тканей. Представлены концепция объемного статуса системы сосудов и функциональная модель влияния эндогенных факторов на их наполнение, теоретически описывающие изменение суперпозиции объемов, представляющих вклад разных её отделов. Определена методология проведения исследований с неинвазивным вмешательством в систему кровообращения при внешнем давлении на локальные участки тела, обеспечивающем управление гемодинамическими процессами и вкладом составляющих в суперпозиции наполнения разных отделов.

Определено, что вмешательство в кровообращение в процедуре измерения АД в верхней конечности инициирует сосудистую реакцию в ней и в целостном организме. В реакции проявляется изменение жидкостного наполнения сосудов и окружающих тканей в области воздействия, в сопредельных и пространственно отдалённых участках сосудистого русла, включая область центральной гемодинамики.

Процедуры измерения АД представлены, как контролируемая по параметрам воздействия и ответной реакции, - ФГП на сосудистую систему конечности и целостный организм. На основе ФГП созданы новые методы исследования сосудистой системы.

На основе функциональных моделей БТС управления гемодинамическими процессами в организме представлены комплексные методы и АПК, реализующие исследования по алгоритмам ФГП. В ФГП при создании на тело локально дозированного давления в разных участках сосудистой системы регистрируется реакция. Реакция анализируется по спектрам сигналов, отражающих изменения, в которых выделяется вклад ОД изменений в отделах системы сосудов с разным уровнем внутрисосудистого давления.

Представлены способы и проведены сравнительные исследования, даны интерпретации результатов, полученных независимыми методами, подтвердившие правомерность методологии влияния эндогенных факторов на кровенаполнение в сосудистой системе, эффективность методов и инструментальных средств для исследования с применением разработанных теоретических и практических подходов.

На основе системного анализа процедур измерения АД с неинвазивным вмешательством в кровообращение инструментальными средствами, представления функциональных моделей БТС управления гемодинамическими процессами, и исследования сосудистой реакции в ИП окклюзионными методами, обоснованы необходимость и способ учёта в результатах измерений, - методических погрешностей, вызванных: вмешательством ИП в гемодинамику, и модулирующим влиянием эндогенных факторов на АД и наполнение сосудов. Это повышает достоверность и качество измерений, и за счёт извлечения информации о переходных гемодинамических процессах сосудистой реакции расширяет функциональные возможности исследования сосудистой системы.

Представлены области применения и апробированы методы изучения гемодинамических процессов в сосудистой системе, по результатам измерений АД и кровенапол-

нения в верхней конечности и исследования движений краниальных тканей.

Таким образом, в соответствии с целью решены задачи, сформулированы научные положения и **достигнута цель диссертационной работы**. Научно обоснована и получила практическое подтверждение методология проведения исследований сосудистой системы с неинвазивным вмешательством в кровообращение инструментальными средствами, обеспечивающим управление гемодинамическими процессами и контроль АД и наполнения разных участков сосудистого русла. Представлены комплексные методы исследований и реализующие их аппаратно-программные средства.

### **Заключение**

Совокупность результатов исследования позволяет сформулировать ранее не получившее определение, теоретическое обоснование и практические разработки **научное направление** – Неинвазивные методы и БТС управления гемодинамическими процессами в организме. Оно охватывает многоцелевое решение медико-технических проблем использования ИП с вмешательством в кровообращение, с оценкой результатов при диагностических исследованиях, при тренировках и в перспективе для терапии. Методы представляют ФГП с управляемым воздействием на локальные участки тела. В пробе обеспечивается вмешательство, контроль и управление сосудистой реакцией. При контроле АД и наполнения разных участков сосудистой системы используется анализ гемодинамических процессов. Результаты представляют новую информацию о функционировании сердечно-сосудистой системы: - реакции разных отделов сосудистой системы и функциональных систем организма; - движения тканей в глубине тела, создающих модулирующее влияние эндогенных факторов на наполнение сосудов. Развитие направления перспективно для создания методов и аппаратно-программных средств для управления гемодинамикой с целью достижения терапевтического и тренирующего эффектов. В совокупности диссертационное исследование имеет важное народно-хозяйственное значение в реализации программ медико-технических проблем диагностики и лечения.

### **Список опубликованных по теме диссертации работ в изданиях, определённых ВАК Минобрнауки РФ**

1. Чашин, А.В. Биотехническая система для функциональных гемодинамических проб с компрессионным действием на сосуды/ А.В. Чашин // Известия ЮФУ, «Медицинские информационные системы». Таганрог, Изд. ТТИ-ЮФУ, № 9, 2012, с. 178-184.
2. Чашин, А.В. Функциональная гемодинамическая проба для исследований влияния эндогенных факторов на наполнение сосудов./ А.В. Чашин, Е.П. Попечителей // Инженерный вестник Дона. Электронный научный журнал, № 4, том 1, 2012, с. 23-29.
3. Чашин, А.В. Анализ влияния эндогенных факторов на кровелимфононаполнение в сосудистой системе организма./ А.В. Чашин, Е.П. Попечителей // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. М., № 1, 2012, с. 26-34.
4. Чашин, А.В. Реализация компрессионно-осциллометрического метода измерения АД в комплексном исследовании состояния организма. / А.В. Чашин, Е. П. Попечителей // Вестник новых медицинских технологий, № 1, 2010, с. 125-128.
5. Чашин, А.В. Компрессионно-объемнометрические методы гемодинамических исследований. / А.В. Чашин, Е.П. Попечителей // Известия ЮФУ, «Медицинские информационные системы». Таганрог, Изд. ТТИ-ЮФУ, 8 (109), 2010, с. 154-161.
6. Чашин, А.В. Сравнительный анализ спектров объемнометрических сигналов и вариабельности сердечного ритма при дозируемой компрессии тканей конечностей / А.В. Чашин, Д.Е. Мохов, Н.П. Ерофеев // Мануальная терапия, 2010.-№ 3.-с.31-39.
7. Чашин, А.В. Системный анализ изменений в организме при окклюзионных измерениях / А.В. Чашин, Е.П. Попечителей // Вестник КГУ им. Н.А. Некрасова. Системный анализ. Теория и практика, № 1, том 15, с. 29-32, 2009.
8. Чашин, А.В. Функциональная проба с компрессионно-объемнометрическим преобразованием в тканях организма./ А.В. Чашин, Е.П. Попечителей // Системный анализ и



- управление в биомедицинских системах. М., № 4, т.8, 2009, с. 858-864.
9. Чашин, А.В. Спектральное представление реакции организма в функциональных пробах окклюзионного давления на ткани. / А.В. Чашин // Известия ЮФУ. Техн. науки. «Медицинские информационные системы» №5, 2008, с. 23-26, Таганрог 2008.
  10. Мохов, Д.Е. Объемнометрические изменения состояния тканей мозгового черепа при аппаратно-инструментальных компрессионных воздействиях. / Д.Е. Мохов, А.В. Чашин // Мануальная терапия. № 2 (38), 2010, с. 59-65.
  11. Чашин, А.В. Система объемнометрического преобразования в исследовании краниальных тканей / А.В. Чашин, Д.Е. Мохов // Медицинская техника, № 2, 2010, с. 6-12.
  12. Мохов, Д. Е. Методические принципы и реализация объемнометрических исследований краниальных тканей в практической остеопатии. / Д.Е. Мохов, А.В. Чашин // Мануальная терапия. № 3 (39), 2010, с. 10-21.
  13. Ерофеев, Н.П. К вопросу об объемном статусе тканей организма. / Н.П. Ерофеев, Р.С. Орлов, А.В. Чашин, Д. Б. Вчерашний // Вестник СПбГУ, № 4 (11), 2009, с. 14-18.
  14. Мохов, Д.Е. Неинвазивный метод проникновения вглубь тканей организма при исследовании в них объемных волновых процессов. / Д.Е. Мохов, А.В. Чашин // Мануальная терапия. №3(31), 2008, с. 46-52.
  15. Мохов, Д.Е. Регистрация и проявление волновых процессов в тканях организма в исследованиях волюмометрическим методом / Д.Е. Мохов, А.В. Чашин, Д.Б. Вчерашний, Н.П. Ерофеев // Мануальная терапия, №1(29), 2008, с. 47-50.
  16. Чашин, А.В. Аппаратно-программный комплекс для исследования удельных потоков энтропии человека /А.В. Чашин // Н.-техн. вестник С-Петербургского государственного университета информационных технологий, механики и оптики, вып. 35, 2007, с.40-43.
  17. Попечителей, Е.П. Моделирование гемодинамических процессов в верхней конечности при измерениях АД окклюзионными методами / Е.П. Попечителей, А.В. Чашин // Системный анализ и управление в биомедицинских системах. М. – № 1, – 2006, - с. 16-22.
  18. Попечителей, Е.П. Методические аспекты мониторинга АД в процессах управления состоянием сердечно-сосудистой системы при велоэргометрических исследованиях / Е.П. Попечителей, А.В. Чашин // Известия СПбГЭТУ. (Известия Государственного электротехнического университета). - 2006. - Вып. 1. - с. 5-14.
  19. Попечителей, Е.П. Исследование процессов периферического кровообращения верхней конечности / Е.П. Попечителей, А.В. Чашин // Вестник новых медицинских технологий. т. XIII, №.1, 2006, с.21-24.
  20. Чашин, А.В. Использование биологической обратной связи в современных методах управления и контроля АД / А.В. Чашин // Известия СПбГЭТУ. (Известия Государственного электротехнического университета).– 2005. - Вып. 1. - с. 82-84.
  21. Чашин, А.В. Оценка гемодинамических процессов перераспределения крови в сосудистой системе верхней конечности методами измерения АД /А.В. Чашин // Известия СПбГЭТУ. (Известия Гос электротехнического университета). 2005. Вып. 2: - с.110-116.
  22. Ахутин, В.М. Фотоплетизмоманометр для исследований сосудистой системы и измерения показателей гемодинамики /В.М. Ахутин, С.С. Рвачев, А.В. Чашин, В.М. Щербаков // Медицинская техника. –№ 1, 1991, - с.7 -10.
  23. Дульнев, Г.Н. Регистрация энергоинформационных потоков./ Г.Н. Дульнев, А.В. Чашин, Н. П. Меткин // Научно-технический вестник С-Петербургского гос. университета информационных технологий, механики и оптики, вып. 35, 2007, с.35-39.
  24. Марченко, В.Н. Спектральный анализ variability сердечного ритма и АД у больных бронхиальной астмой. /В.Н. Марченко, В.И. Трофимов, Л.А. Носкин, В.В. Пивоваров, А.В. Чашин, В.А. Александрин, С.Б. Ланда // Пульмонология. Прил. – 1999 г., т.9. – Реф.1.101.
  25. Чашин, А.В. Метод исследования динамики объемных изменений в тканях тела человека / А.В. Чашин, Д.Е. Мохов, Н.П. Ерофеев, Д.Б. Вчерашний //Традиционная медицина, №2(17), 2009, с. 14-18.

26. Chastchin, A.V. Volumetric conversion system for examination of cranial tissues / A.V. Chastchin and D.E. Mokhov // Biomedical Engineering, Vol. 44, № 2, 2010, 45-49.
27. Mokhov, D. E. Human volume tissue investigation method. / D. E. Mokhov, A.V. Chastchin, N. P. Erofeev, D. V. Vcherashny // The AAO Journal. Official publication of the American Academy of Osteopathy. v. 19 № 3 2009, pp. 17-21.
28. Александров, А.К. Метод регистрации энергетических и информационных затрат полушарий головного мозга человека при различных нагрузках / А.К.Александров, Г.Н. Дульнев, В.О. Мытищин, В.О. Седельников, М.В. Туманов, И.И. Турковский, В.С. Фомин, А.В. Чащин // Научно-технический вестник С-Петербургского гос. университета информационных технологий, механики и оптики, вып. 35, 2007, с. 44 – 47.

#### **Патенты и авторские свидетельства:**

29. Функциональная проба с компрессией тканей организма и устройство для её осуществления / Д. Е. Мохов, А.В. Чащин // Патент РФ на изобретение № 2405424, приор. от 12.05.09, Бюл. № 34, 2010.
  30. Способ обследования краниальных тканей и устройство для его осуществления/ Д.Е. Мохов, А.В. Чащин, Д.А. Чащин // Патент РФ на изобретение № 2372837, приор. 10.10.07, Бюл. № 32, 2009.
  31. Мохов, Д.Е. Компрессионный способ измерения физиологических показателей состояния организма и устройство для его осуществления / Д. Е. Мохов, А.В. Чащин // Патент РФ на изобретение № 2424765 от 27.06.2011, приор. от 21.10.2009.
  32. Способ Мохова-Чащина получения данных о состоянии краниальных тканей и устройство для его осуществления. / Д. Е. Мохов, А.В. Чащин // Патент РФ на изобретение № 2396899, Бюл. № 23, 2010, приор. от 19.08.08.
  33. Способ определения локального удельного потока энтропии человека /В.Н. Васильев, Г.Н. Дульнев, И.Б. Стражмейстер, И.Л. Агеев, А.В. Чащин // Патент РФ на изобретение № 2290058, 10.02. 2006. Бюл. 36.
  34. Устройство для диагностики состояния организма / А.Л. Добкес, А.М. Рубин, А.В. Чащин // Патент РФ на полезную модель № 25991, опубл. 10.11.2002, Бюл. №31.- 11 с.
  35. Устройство для измерения показателей гемодинамики / С.С. Рвачев, А.С. Сердюков, А.В. Чащин, В.М. Щербаков //А.с. на изобретение РФ № 1828740, опубл.23.07.93, Бюл.№ 27 - 18 с.
  36. Устройство для измерения артериального давления / А.В. Чащин // А.с. на изобретение СССР №1674799. - опубл. 07.09.91, Бюл.№ 33 - 8 с.
  37. Устройство для проверки измерителей АД / А.В. Чащин //А.с. на изобретение СССР №1531983. опубл. 30.12.93, Бюл. № 48. – 6 с.
  38. Устройство для определения физиологических показателей человека / А.В. Чащин // А.с. на изобретение РФ №1657143. опубл. 23.06.91, Бюл.№ 23. – 8 с.
  39. Измеритель артериального давления / А.В. Чащин // А.с. на изобретение СССР №1533650. опубл. 07.01.90, Бюл. № 1. – 10 с.
  40. Комплект массажёров механических / А.В. Берхман, А.В. Чащин, М.М., Тендлер, В. Федоров // Патент №34682 на промышленный образец, рег. 29.03.97
  41. Способ ухода за кожей и устройство для осуществления/ В.В. Касьяненко, В.А. Олерский, А.В. Чащин, С.В. Чащин //Патент РФ №2083354 на изобретение, рег. 10.07.97
  42. Чащин, А.В. Комплексные методы гемодинамических исследований при измерениях АД. Теоретическое обоснование и практическое использование/ А.В. Чащин //LAP Lambert Academic Publishing GmbH & Co. KG. Saarbrucken. 2012, 184 с
  43. Чащин, А.В. Неинвазивные методы и биотехнические системы управления гемодинамическими процессами /А.В. Чащин //Минобрнауки РФ, СПбГЭТУ «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина). Издательство «Технолит», С-Петербург, 2013, 185 с
- а также в более 60 публикациях в других изданиях, включая 16 статей в журналах и более 50 в трудах Международных и Всероссийских научно-технических конференций.