

На правах рукописи

Мансуров Геннадий Константинович

РАЗРАБОТКА СИСТЕМЫ АППЛАНАЦИОННОЙ ТОНОМЕТРИИ

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского
назначения

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук



Москва – 2023

Работа выполнена в федеральном государственном бюджетном учреждении науки Институт радиотехники и электроники им. В.А. Котельникова Российской академии наук

Научный руководитель: **Никитов Сергей Аполлонович**, доктор физико-математических наук, академик РАН

Официальные оппоненты: **Потрахов Николай Николаевич**, доктор технических наук, профессор, федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Санкт-Петербургский государственный электротехнический университет «ЛЭТИ» им. В.И. Ульянова (Ленина)», заведующий кафедрой электронных приборов и устройств;

Потехин Дмитрий Станиславович, доктор технических наук, доцент, Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «МИРЭА - Российский технологический университет», профессор кафедры вычислительной техники.

Ведущая организация: Федеральное государственное автономное образовательное учреждение высшего образования «Национальный исследовательский университет «Московский институт электронной техники», г. Москва, г. Зеленоград.

Защита диссертации состоится «20» декабря 2023 г. в 10:00 часов на заседании Диссертационного совета 24.2.331.09 при Московском государственном техническом университете имени Н.Э. Баумана в зале Ученого совета по адресу: 105005, г. Москва, ул. 2-я Бауманская, д. 5, стр. 1.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте www.bmstu.ru.

Автореферат разослан «__» _____ 2023 г.

Ваш отзыв в двух экземплярах, заверенный гербовой печатью, просьба направлять по адресу: 105005, г. Москва, 2-я Бауманская ул., д. 5, стр. 1, МГТУ им. Н.Э. Баумана, ученому секретарю диссертационного совета 24.2.331.09.

Ученый секретарь
диссертационного совета,
к.т.н., доцент



Самородов Андрей
Владимирович

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы

Актуальность темы исследования обусловлена переходом к инновационному социально ориентированному типу экономического развития и возрастающей ролью информатизации в медицине. Постановлением Правительства РФ №1640 от 26.12.2017 г. утверждена государственная программа Российской Федерации «Развитие здравоохранения», которая наряду с другими включает в себя направление (подпрограмму) 2 «Развитие и внедрение инновационных методов диагностики, профилактики и лечения, а также основ персонализированной медицины». Сердечно-сосудистые и цереброваскулярные заболевания, представленные в официальной российской статистике, как болезни системы кровообращения (БСК) являются ведущими причинами смертности населения и в Российской Федерации, на их долю в числе умерших от всех причин приходится более 55% смертей (Чазова И.Е., Ощепкова Е.В., Жернакова Ю.В., Кардиологический вестник, № 1, 2015). При диагностике и лечении этих заболеваний необходимо максимально полно использовать информацию о состоянии системы кровообращения и отдельных ее органов, полученную различными способами, и, в том числе, путем анализа данных измерения артериального давления (АД) в доступных для этого участках человеческого тела. Разработка надежных и удобных в применении способов неинвазивного измерения артериального давления крови признана важным направлением развития для практической медицины, а также фундаментальных биомедицинских исследований. Применение современных математических методов обработки данных открывает новые возможности для ранней диагностики, а также мониторинга состояния пациента в период лечения или реабилитации.

Цель диссертационной работы

Цель работы – исследование и разработка нового активного датчика аппланационной тонометрии и аппаратно-программных средств для мониторинга давления в поверхностных артериях человека.

Для достижения цели были поставлены следующие задачи:

1. Разработка физико-математической модели преобразования нормальных составляющих сил реакции стенки сосуда в электрический сигнал датчика.
2. Разработка и исследование конструктивных особенностей аппланационного датчика давления.
3. Разработка алгоритмического программно-методического обеспечения системы аппланационного измерения давления.
4. Проведение пилотных исследований эффективности разработанных средств и методов мониторинга артериального давления на основе аппланационного подхода

Научная новизна

1. На основании результатов теоретических и экспериментальных исследований разработан новый метод измерения давления в поверхностных артериях, отличающийся тем, что в рабочих камерах аппликатора формируется и поддерживается давление, уравнивающее давление на поверхность аппликатора со стороны прижатой артерии.

2. Разработана физико-математическая модель формирования сигналов давления стенки артерии в режиме аппланации через поверхностные ткани и кожу на измерительную площадку аппликатора.

3. Разработан способ позиционирования датчика артериального давления путем конструктивного усовершенствования аппликатора до монолитного трехканального варианта, в котором рабочие камеры размещены на равных расстояниях друг от друга по прямой линии трансверсально оси артерии.

Теоретическая и практическая значимость задачи

Теоретическая значимость заключается в обосновании и реализации нового подхода к измерению артериального давления с помощью датчиков пневматического типа, в разработке физико-математической модели формирования сигнала реакции стенки сосуда в давление в измерительной камере аппликатора.

Практическая значимость заключается в экспериментальном подтверждении на основе аппаратно-программной реализации датчика адекватности измерения артериального давления, возможности использования его как в клинических исследованиях, так и при индивидуальном применении. Система может быть использована для определения временных характеристик пульсовой волны на артерии.

Положения, выносимые на защиту

1. Для измерения артериального давления аппланационным методом разработан активный датчик, в котором достигается непрерывная компенсация давления крови в артерии внешним давлением, динамически формируемым в рабочей камере аппликатора и доступным для прямого измерения.

2. Проблема оптимального позиционирования аппликатора на поверхности кожи над артерией решается применением трехкамерного датчика в монолитном исполнении, положение которого контролируется по уровню и амплитуде давления в основной и двух вспомогательных рабочих камерах.

3. Аппаратно-программный комплекс в модульном исполнении обеспечивает измерение, цифровую обработку и отображение данных непрерывного мониторинга артериального давления.

Степень достоверности и апробация результатов

Достоверность представленных в диссертации результатов подтверждается их воспроизводимостью, надежностью примененных методов исследования и обработки данных. В частности, давление в рабочих камерах измерялось

миниатюрными сенсорами, серийно выпускающимися компанией Honeywell. Производителем заявлен класс точности и линейности сенсора, превосходящий уровень точности стрелочного манометра MICROLIFE BP AG1-30 (~2 mmHg), по которому производилась тарировка каждого сенсора в конструкции датчика. Точность отсчетов по шкале времени обеспечивается кварцевым тактовым генератором микроконтроллера.

Результаты, вошедшие в диссертацию, получены автором в период с 2015 по 2022 год. Они докладывались на следующих конференциях:

«International Conference on Bioinformatics and Systems Biology (BSB)» (Allahabad, India, 2016); «The Second International Conference on Smart Portable, Wearable, Implantable and Disability-oriented Devices and Systems (SPWID 2016)» (Valencia, Spain, 2016); 19-я научно-техническая конференция МЕДТЕХ (Греция, о. Тасос, 2017); Международная научно-техническая конференция «Информационные технологии и математическое моделирование систем» (Россия, Моск. обл., г. Одинцово, 2017); «6th International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering» (Spain, Granada, 2018); 20-я научно-техническая конференция МЕДТЕХ (Италия, Калабрия, 2018); 11-я Международная научно-техническая конференция «Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации» (Россия, Суздаль, 2018); XII Всероссийская конференция «Радиолокация и радиосвязь» (Россия, Москва, 2018); «7th International Work-Conference IWBBIO» (Spain, Granada, 2019); 21-я научно-техническая конференция МЕДТЕХ. (2019 г., Греция, о. Пелопоннес, 2019); 12-я Международная научно-техническая конференция «Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации» (Россия, Москва, 2019); «13th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies» (MALTA, Valletta, 2020); «24th International Conference on Knowledge-Based and Intelligent Information & Engineering Systems» (Italy, Verona, 2020); «8th International Work-Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering» (Spain, Granada, 2020); 13-я Международная научно-техническая конференция «Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации» (Россия, Москва, 2020); XIV-я Всероссийская научно-техническая конференция «Радиолокация и радиосвязь» (Россия, Москва, 2020); Международная конференция «Фундаментальные проблемы биомедицинской радиоэлектроники: междисциплинарные подходы и современные вызовы» (Россия, Москва, 2020); «5th International Conference on Knowledge-Based and Intelligent Information & Engineering Systems» (Poland, Szczecin, 2021); 14-я Международная научно-техническая конференция «Акустооптические и радиолокационные методы измерений и обработки информации» (Россия, Астрахань, 2021); «15th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies» (Online streaming, 2022).

Личный вклад автора

Все вошедшие в диссертационную работу результаты получены лично автором, либо при его непосредственном участии. Интерпретация основных

научных результатов осуществлялась вместе с соавторами публикаций. Автор принимал участие в проведении экспериментов, в обработке экспериментальных данных. Автору принадлежат: разработка концепции пневматического датчика, метод позиционирования датчика на основе обработки сигналов трехканального сенсора, разработка программного комплекса для измерения, представления и записи сигналов артериального давления, разработка схемотехники и компоновки аппаратных средств.

Публикации

Основные результаты диссертационного исследования представлены в 34 научных работах, включая 7 статей в рецензируемых журналах и изданиях из перечня ВАК РФ и 9 статей в изданиях, индексируемых в Scopus. Общий объем 6,06 п. л., получено 3 патента на изобретения.

Структура и объем работы

Диссертационная работа состоит из введения, четырех глав, общих выводов и списка литературы. Основное содержание работы изложено на 123 страницах, работа содержит 57 рисунков, 4 таблицы и список литературы из 102 источников.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во Введении сформулированы цель диссертационной работы, показана актуальность темы исследования, степень разработанности темы, поставлены задачи, аргументирована их научная новизна, теоретическая и практическая значимость задачи, методология и методы исследования, сформулированы положения, выносимые на защиту, показана степень достоверности и апробация результатов.

Первая глава имеет обзорный характер. В ней представлено современное состояние проблемы мониторинга артериального давления, важность его контроля для оценки функционального состояния человека. Рассмотрены физические основы измерения артериального давления. Обоснована необходимость применения только неинвазивных методов измерения давления при повседневных процедурах и при длительном мониторинге артериального давления. Приведены результаты натурного эксперимента по измерению артериального давления (АД) методом Н. С. Короткова, основным неинвазивным методом измерения АД согласно приказу Министерства здравоохранения РФ. Рассмотрены также осциллометрический метод, метод объемной компенсации и метод артериальной тонометрии, в том числе аппланационный. Проведенный обзор приводит к выводу, что неинвазивные методы артериальной тонометрии представляются наиболее перспективными как в задаче мониторинга артериального давления на длительных временных интервалах, так и в исследовании динамики пульсовой волны давления в масштабах сердечного ритма.

Во второй главе представлена постановка задачи по разработке датчика артериального давления компенсационного типа, реализующего аппланационный метод артериальной тонометрии. Датчик давления предназначен для формирования вне организма давления, зеркально повторяющего давление в

поверхностной артерии с минимально возможной задержкой по времени и с минимальным возмущением кровотока в сосуде.

Аппланационный датчик давления представляет собой аппликатор, прикладываемый на поверхность кожи над исследуемой артерией (Рисунок 1). При правильном положении аппликатора на его плоской поверхности создается зона, давление на которой равно давлению в артерии. Чем меньше размеры чувствительного элемента (на Рисунке 1 не показан) аппликатора, тем меньше может быть деформирована артерия для формирования соответствующей зоны валидности. Если же размер чувствительного элемента будет порядка диаметра артерии и более, то даже при идеальном качестве преобразования на выходе получим сигнал, усредненный по площади, выходящей за пределы зоны валидности.

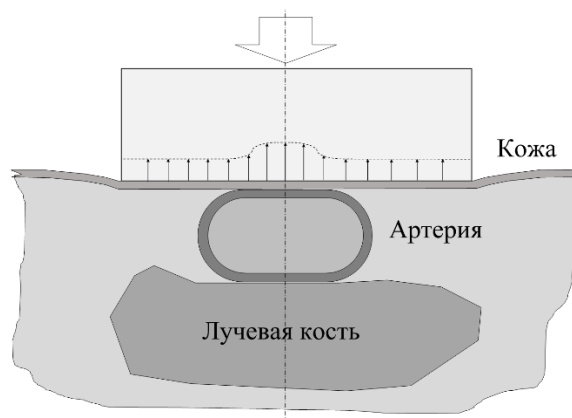


Рисунок 1. Аппланационный принцип измерения артериального давления

Измерение давления на плоской границе раздела между твердой поверхностью аппликатора и эластичной поверхностью кожи на площадке диаметром порядка 1 мм и менее оказалось новой научно-технической задачей. Механические устройства типа подвижных плунжеров или пелотов для измерения силы, действующей на площадку такого размера, малопригодны по нескольким причинам. Во-первых, прецизионная микромеханика с компенсацией трения, гистерезиса и люфтов при измерении сил порядка 0,01 Н (77 мм рт.ст.*1мм²) с точностью в единицы процентов представляется весьма дорогостоящей. Во-вторых, перемещение чувствительного элемента искажает плоскую форму эластичной поверхности с неизбежными погрешностями в измерениях. Кроме того, на прижатый аппликатор со стороны кожи действуют разнофакторные силы тангенциальных направлений (в плоскости раздела), которые могут влиять на чувствительный элемент.

На Рисунке 2 показан первый вариант аппликатора, успешно реализующий принцип автоматического дублирования в рабочей камере давления в артерии при надлежащем позиционировании над артерией. Рабочая камера открытого типа образована в корпусе аппликатора и в нерабочем состоянии сообщается с атмосферой. При наложении аппликатора на эластичные ткани камера закрывается и переводится в рабочий режим, давление в ней быстро растет до уровня давления на плоской границе раздела между аппликатором и кожей.

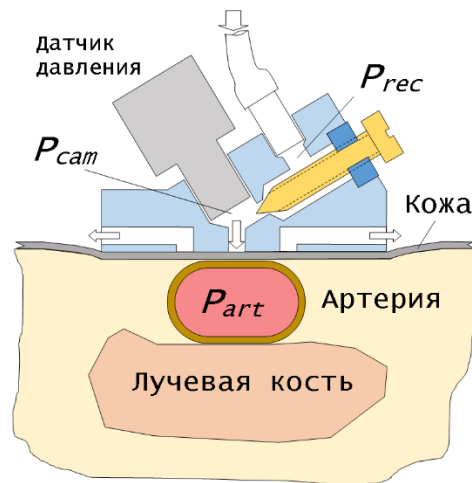


Рисунок 2. Принцип работы пневматического датчика для измерения артериального давления

В рабочую камеру постоянно поступает через дроссель воздух из ресивера высокого давления. Как только P_{cam} достигает P_{art} , выходной канал открывается и избыток воздуха выходит под плоскую поверхность измерительного элемента, прижатого к коже. Таким образом, элемент сравнения давлений по обе стороны плоскости контакта служит одновременно исполнительным механизмом сброса избыточного давления. Если приток воздуха в камеру подобран правильно (выбором давления в ресивере P_{rec} и положением винта дросселя), то стационарное истечение воздуха из камеры будет удерживать поверхность кожного покрова в плоском, минимально открытом состоянии, автоматически поддерживая баланс $P_{cam} = P_{art}$ (при относительно медленном изменении артериального давления).

В экспериментах с пневматическим сенсором было установлено, что в воздушном канале от выходного отверстия рабочей камеры до атмосферы, формирующегося под плоской поверхностью измерительного элемента, течение воздуха стабильно лишь при очень малых сечениях канала. Это накладывает ограничения на допустимый расход воздуха через рабочую камеру, что в свою очередь ограничивает допустимый объем рабочей камеры для сохранения динамических характеристик. Расчет параметров воздушного потока и экспериментальная проверка привели к оценкам сечения входного дросселя порядка $0,0014 \text{ мм}^2$ и объема рабочей камеры не более 120 мм^3 , обеспечивающих стабильную работу датчика.

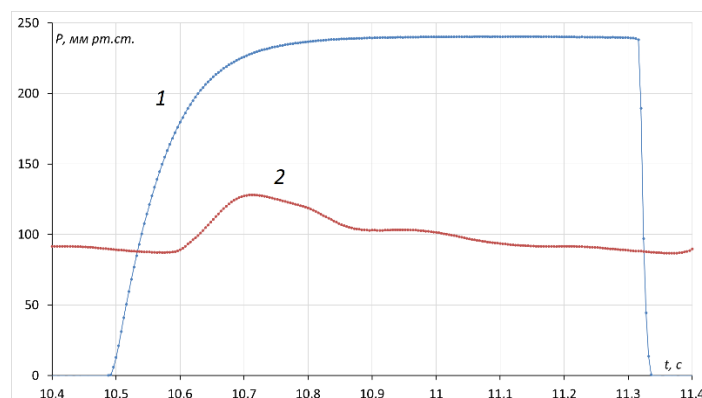


Рисунок 3. Темп изменения давления в рабочей камере.

На Рисунке 3 показан график темпа изменения давления в рабочей камере при полном ее закрытии и открытии (кривая 1). Давление в ресивере 240 мм рт.ст. Кривая 2 представляет типовую пульсовую волну давления в том же масштабе.

Проблема правильного позиционирования датчика над исследуемой артерией была решена реализацией на практике метода “наведения на цель”, аналогичного используемому в радиолокации равносигнальному подходу. Была разработана принципиальная конструкция пневматического датчика для мониторинга артериального давления, главным элементом которой является измерительный датчик с тремя отдельными камерами для локально-компенсационного измерения давления. Каждая камера имеет собственный независимый измеритель давления, и, в процессе измерения, рабочие сопла каналов располагаются в ряд в поперечном к артерии направлении. Конструкция датчика и результат одновременного трехканального измерения пульсовой волны при расположении измерительного элемента датчика над лучевой артерией представлен на Рисунке 4.

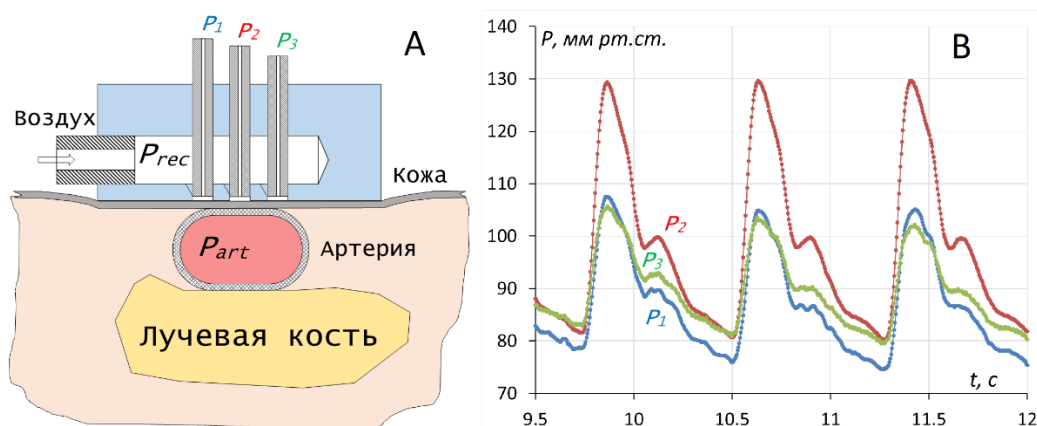


Рисунок 4. Измерение АД датчиком с трехкамерным измерительным элементом (А), реализующим трехканальные синхронные измерения пульсовой волны (В).

Методология измерения артериального давления трехкамерным пневматическим датчиком связана с особенностями его конструкции. На первом этапе, непосредственно перед измерением, при помощи пальпации (нащупывания пульса) на теле пациента находится положение артерии. Затем к этому месту прикладывается измерительный элемент так, чтобы измерительные площадки были расположены в ряд в поперечном к артерии направлении. Далее, перемещая вручную измеритель в этом же, поперечном к артерии направлении, отыскивается такая его позиция, в которой сигналы боковых каналов были бы максимально совмещены друг с другом. После этого осуществляется прижатие измерителя к руке в такой степени, чтобы сделать контакт центральной площадки со стенкой артерии по возможности максимально плоским, но не пережать артерию до окклюзии (принцип аппланации). Для случая лучевой артерии был установлен экспериментально найденный критерий оптимального положения – максимальный размах сигнала центрального канала должен вдвое превосходить размах симметричных сигналов в боковых каналах.

В третьей главе приведено описание опытного образца системы контроля артериального давления. Структура системы построена на модульном принципе,

обеспечивающем на этапе разработки необходимую гибкость конфигурации системы с возможностью внесения изменений в отдельные модули в процессе выработки оптимальных решений как на уровне конструктивно-схемотехническом, так и в программном обеспечении. Структурирование модулей производится по критериям функциональности, топологии связей элементов каждого модуля и межмодульных, с точки зрения минимизации последних. Такой подход позволяет модифицировать и последовательно развивать систему с фиксацией промежуточных решений и версий программного обеспечения. Система в минимальной конфигурации (Рисунок 5) состоит из следующих модулей:

- 1) аппланационный датчик давления;
- 2) модуль аналоговой электроники;
- 3) модуль оцифровки, управления и коммуникации со встроенным микроконтроллером;
- 4) модуль электропитания с пневмоблоком;
- 5) компьютер верхнего уровня управления и отображения информации.

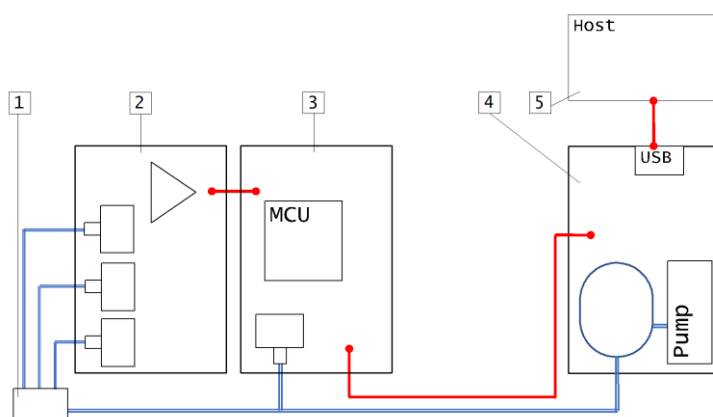


Рисунок 5. Блок-схема опытного образца системы мониторинга артериального давления.

Верхний уровень системы мониторинга представляет собой компьютер с операционной системой и средой разработки программного обеспечения, что на этапе проектирования, построения и развития системы необходимо безусловно

Модуль электропитания с пневмоблоком в первых версиях системы был выделен в отдельную единицу с отдельным источником питания. По мере развития системы энергопотребление удалось снизить настолько, что в качестве источника питания стало возможно использовать стандартный выход USB-интерфейса компьютера верхнего уровня. Этим определяется во многом выбор интерфейса связи между верхним и нижним уровнями системы, по крайней мере, на стадии разработки и развития системы. USB-кабель обеспечивает как электропитание, так и обмен данными между программами верхнего и нижнего уровня.

Модуль оцифровки, управления и коммуникации со встроенным микроконтроллером предназначен для выполнения в реальном времени программы нижнего уровня, переключаемой в требуемый режим работы управляющими командными последовательностями, поступающими с верхнего уровня системы. Для связи между уровнями использован USB-интерфейс, который, несмотря на относительно сложную программную реализацию, прост в монтаже и имеет

возможность электропитания маломощных клиентов, в нашем случае модулей нижнего уровня. Микроконтроллер, кроме мощного 32-разрядного процессорного ядра, встроенной оперативной памяти, и flash-памяти программ, содержит широкий набор периферийных устройств.

Модуль аналоговой электроники предназначен для преобразования измеряемых физических величин в аналоговые электрические сигналы, в данном случае в напряжение, однозначно отображающее измеряемую величину на всем рабочем диапазоне.

Аппланационный датчик давления предназначен для формирования в рабочей камере сигнала артериального давления в практически непрерывном режиме, с периодичностью от 1 миллисекунды.

Информационное обеспечение системы мониторинга артериального давления включает в себя внутрисистемное и внесистемное информационное обеспечение.

В состав внутрисистемного информационного обеспечения системы мониторинга входят: поставщики(источники) данных, сборщик данных, хранилище данных локальное.

В качестве внесистемного информационного обеспечения системы мониторинга предполагается хранилище данных медучреждения или организации.

Поставщиками данных являются каналы измерительных устройств (сенсоров) артериального давления и/или каналы измерения других параметров, например, электрокардиосигналов.

Программное обеспечение системы мониторинга артериального давления состоит из двух основных частей – программа верхнего уровня, реализующая функции локального хранилища данных, и программа нижнего уровня, реализующая функции сборщика данных. Программы размещены в разных модулях системы и работают асинхронно. Обмен данными между ними производится по асинхронному дуплексному каналу связи.

В четвертой главе описана экспериментальная апробация опытного образца системы мониторинга артериального давления. Опытный образец системы, на котором были проведены испытания, изготовлен в лабораторных условиях. Внешний вид опытного образца и его рабочее положение на запястье приведены на Рисунке 6.

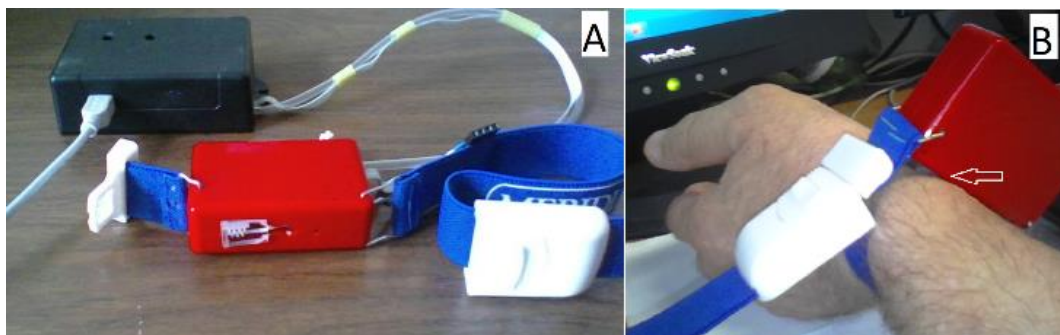


Рисунок 6. Внешний вид (А) опытного образца системы мониторинга артериального давления и его рабочее положение (В) на запястье. Стрелка на правом снимке указывает на датчик давления.

На Рисунке 7 представлена запись сигнала давления на лучевой артерии.

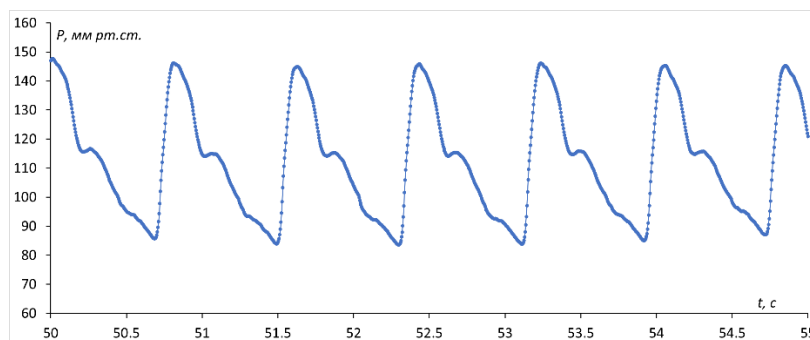


Рисунок 7. Запись сигнала пульсовой волны давления на лучевой артерии.

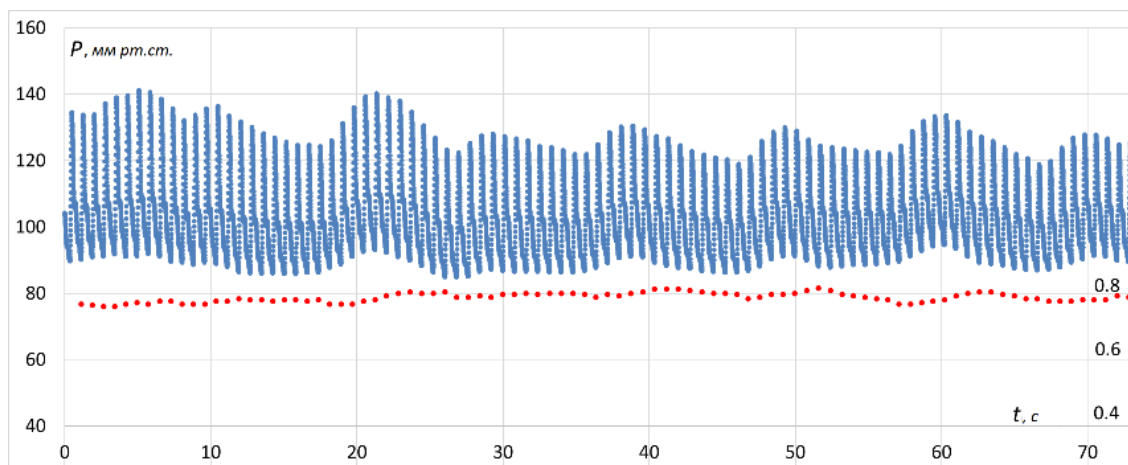


Рисунок 8. Запись сигнала пульсовой волны давления на лучевой артерии при глубоких вдохах и выдохах. Нижний ряд точек – интервалы сердечного ритма по шкале справа.

При спокойном темпе дыхания вариации давления менее заметны. На более длительной записи можно видеть вариации давления как с короткими, так и с длинными периодами, что может быть предметом исследования медицинского специалиста (Рисунок 9).

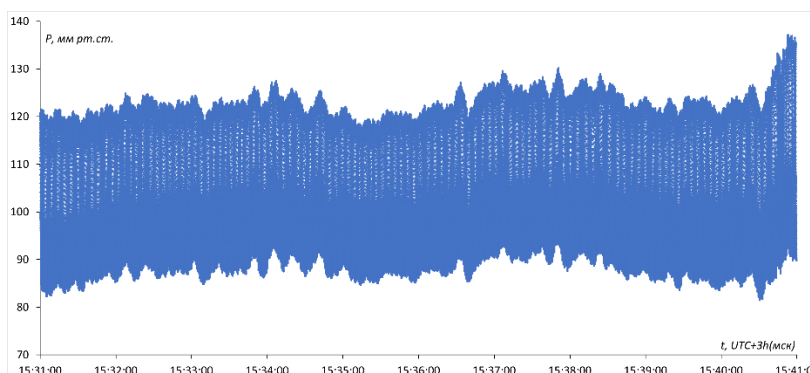


Рисунок 9. Фрагмент продолжительной записи сигнала пульсовой волны давления в спокойном состоянии пациента.

На следующем Рисунке 10 приведена запись пульсовой волны давления на лучевой артерии при маневре Вальсальвы.

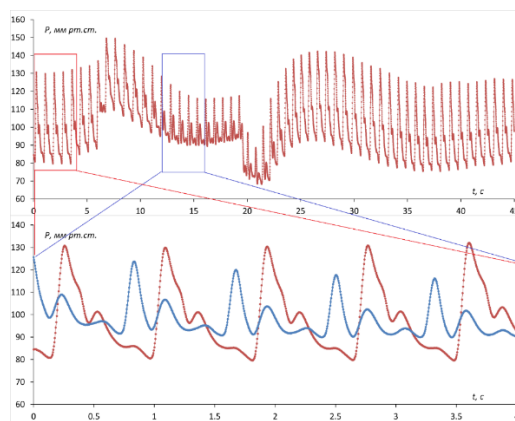


Рисунок 10. Изменения пульсовой волны давления на лучевой артерии при маневре Вальсальвы.

Маневр Вальсальвы заключается в попытке сильного выдоха при зажатых дыхательных путях. Видно, что форма пульсовой волны изменяется, что видно на нижней части Рисунка 10, где наложены фрагменты разных участков верхнего графика. Можно предположить, что недостаток венозной крови приводит к падению давления в артериях чуть ли не до уровня давления воздуха в легких, что должно сильно разгрузить стенки аорты.

Другой пример нестандартной формы пульсовой волны на лучевой артерии приведен на Рисунке 11. Этот сигнал был зафиксирован у испытуемого на вторые сутки после инъекции вакцины «Энцевир» против клещевого энцефалита. Как известно, после этой прививки в течение нескольких суток возможно развитие общих реакций в виде подъема температуры тела от 37.1° до 38.0°C , головной боли, общего недомогания, болей в мышцах и суставах. Продолжительность реакций обычно не превышает 3 суток. Указанные симптомы прекратились к концу вторых суток и, вместе с этим, нормализовалась форма пульсовой волны.

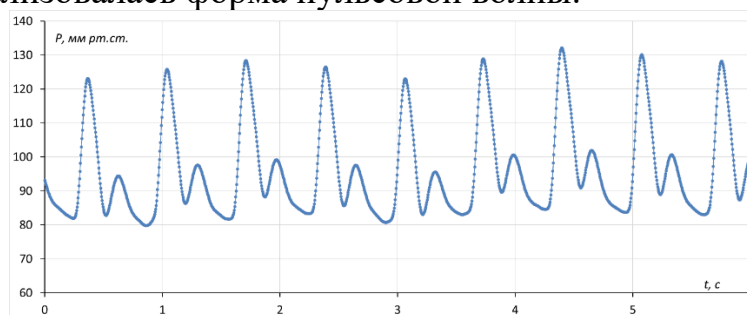


Рисунок 11. Изменения пульсовой волны давления на лучевой артерии через день после инъекции препарата «Энцевир».

Таким образом, показано, что система позволяет отслеживать изменение формы пульсовой волны и артериального давления, вызванные разнообразными внешними воздействиями.

Введение в измерительную схему дополнительного канала ЭКГ позволило сравнивать временные соотношения задающего сердечное сокращение электрического сигнала и форму результирующей пульсовой волны артериального давления на запястье. На Рисунке 12 показано проявление аритмии в синхронной записи ЭКГ и пульсовой волны.

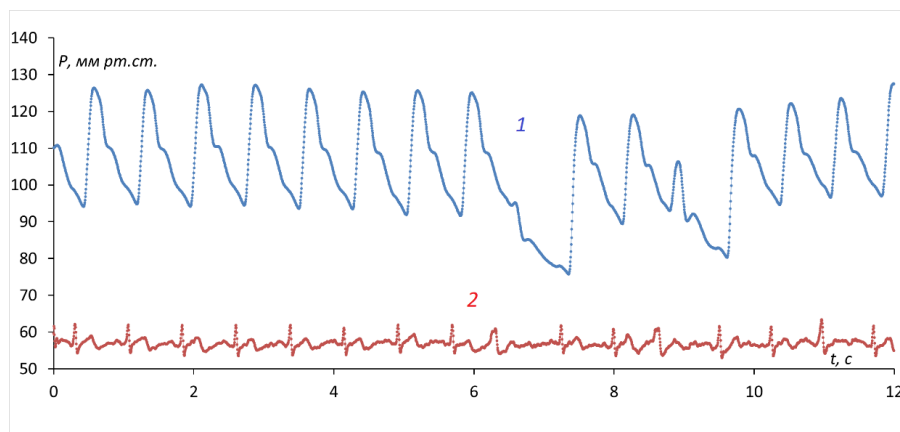


Рисунок 12. Экстрасистолия как проявление аритмии. Форма пульсовой волны давления на лучевой артерии – 1. Синхронный сигнал ЭКГ – кривая 2.

С помощью датчика со встроенным каналом ЭКГ по времени запаздывания пульсовой волны можно говорить о возможности неинвазивного измерения скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) артериального давления. Скорость распространения гармонической волны по эластичной трубе (артерии) согласно уравнению Моенса-Кортевега равна

$$u_0 = \sqrt{\frac{Eh}{2\rho r_0}}, \quad (1)$$

где E , h , r_0 – модуль упругости стенки трубки, ее толщина и радиус, ρ – плотность жидкости. Это уравнение в линейном приближении справедливо для скорости распространения упругого возмущения в заполненных жидкостью трубах, когда сжимаемость жидкости много меньше растяжимости стенок трубы, закрепленной в продольном направлении. Из уравнения можно сделать вывод, что повышение жесткости стенок артерий вызывает увеличение скорости распространения пульсовой волны (СРПВ). Соответственно, СРПВ может служить индикатором изменений упругих свойств артерий и использоваться в диагностике, например, ранних проявлений атеросклероза.

Нелинейный характер распространения пульсовой волны, в частности зависимость скорости от амплитуды, может быть использован для оценки изменения артериального давления по изменению скорости распространения пульсовой волны (СРПВ), которую, в свою очередь, можно зафиксировать по изменению времени задержки пульсовой волны относительно сигнала ЭКГ.

Даже упрощенная методика измерения СРПВ по задержке сигнала пульсовой волны давления на запястье на группе добровольцев адекватно отражают возрастные тенденции (Рисунок 13) и корреляцию СРПВ с проблемными случаями. Оценивание СРПВ по предложенной упрощенной методике можно проводить в ходе стандартного мониторинга артериального давления пневматическим датчиком с интегрированным каналом ЭКГ.

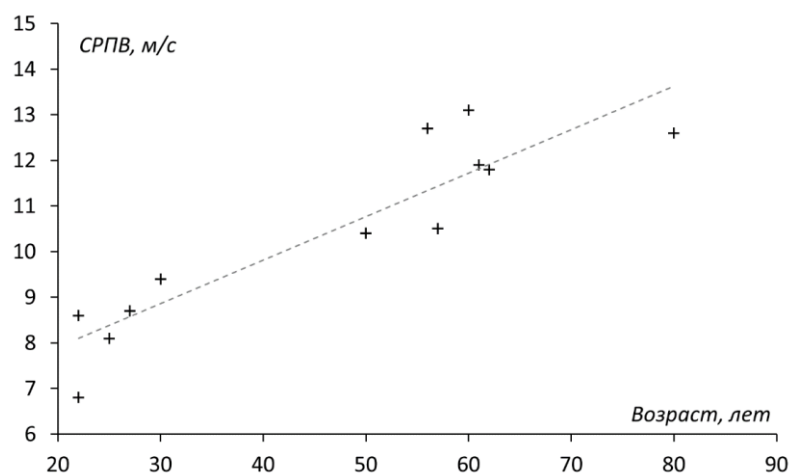


Рисунок 13. Зависимость измеренных величин СРПВ от возраста добровольцев.

Параллельно с развитием данной методики велись работы по модернизации измерительного датчика с целью обеспечить возможность прямого измерения в районе подключичной артерии и иных труднодоступных местах и получения данных по эталонной методике прямых измерений. В результате был разработан новый вариант конфигурации прибора, и получены экспериментальные данные по серии измерений СРПВ на протяжении артерии в пяти последовательных точках (Рисунок 14).

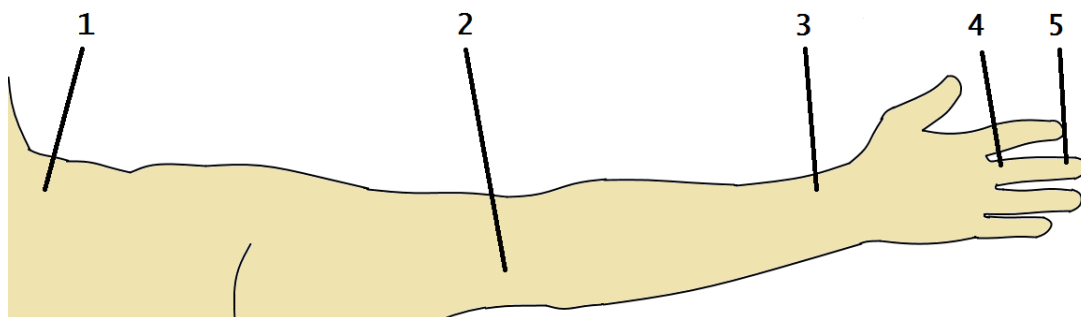


Рисунок 14. Расположение точек регистрации пульсовой волны.

Неоднократно проведенные измерения в разное время для одного и того же испытуемого дали следующие результаты (в м/с):

Таблица 1

N	1 - 2	2 - 3	3 - 4	4 - 5
1	7.1	12.9	17.0	1.6
2	7.1	13.5	17.3	1.6
3	7.7	10.6	8.7	5.2
4	7.4	13.5	17.0	2.0
5	7.3	10.4	10.6	5.5
6	8.1	14.2	5.9	2.6

Из Таблицы 1 видно, что вариабельность СРПВ выше на участках артерий меньшего диаметра. Свой вклад вносит и малая длина участков, но основной причиной является изменение физиологического состояния сосудов и сердца,

вызванные внешними обстоятельствами. Например, эмоциональная реакция на трудность установки датчика на пальцевой артерии порой приводила к тому, что время задержки пульсовой волны на подушечке пальца оказывалось меньше, чем несколькими минутами ранее в основании того же пальца. Поэтому для корректного сравнения СРПВ на отдельных участках желательно все измерения проводить в одном и том же состоянии, контролируемом хотя бы по частоте сердечных сокращений (ЧСС).

В Заключении приведены основные результаты работы, которые подтверждают основные положения исследования

1. Разработан датчик с открытой рабочей камерой миниатюрного объема (менее 100 мм^3), обеспечивающий необходимый темп формирования давления в рабочей камере в режиме следящего повторителя артериального давления.

2. Реализована концепция позиционирования датчика над артерией путем использования монолитной трехканальной конструкции равносигнальным методом «наведения на цель».

3. Разработано и реализовано в виде опытного образца устройство, позволяющее вести непрерывное измерение артериального давления на лучевой артерии в режиме реального времени с отображением пульсовой волны давления как внутри единичного цикла, так и на продолжительных интервалах времени. Использование встраиваемого микроконтроллера, расположенного вплотную к датчикам аналоговых сигналов, повышает качество измерений, а передача данных в цифровом формате обеспечивает целостность данных мониторинга артериального давления.

4. Разработано программное обеспечение в составе двух модулей (верхнего и нижнего уровней), связанных асинхронным протоколом обмена. Модульный принцип построения системы обеспечивает на этапе разработки необходимую гибкость конфигурации с возможностью внесения изменений в отдельные модули в процессе выработки оптимальных решений как на уровне конструктивно-схемотехническом, так и в программном обеспечении.

5. Представлены записи непрерывного сигнала артериального давления в состоянии покоя испытуемого с отчетливо выраженными периодическими изменениями, связанными с дыханием, и иными факторами, влияющими как на форму сигнала пульсовой волны давления, так и на количественные показатели. Эксперименты по измерению давления на различных поверхностных артериях подтверждают, что для случая артерий, под которыми расположены твердые ткани (кость), имеется возможность регистрации как формы пульсовой волны, так и текущих показаний фактического значения величины артериального давления.

6. Наряду с измерением артериального давления рассмотрена возможность исследования состояния сердца и сосудов по форме пульсовой волны давления. Сигнал пульсовой волны, правда, без верификации давления, может быть зарегистрирован системой практически на всех артериях тела человека, доступных пальпации. Добавление в систему синхронного канала ЭКГ дает возможность измерения скорости распространения пульсовой волны (СРПВ) артериального давления, что подтверждается проведенными экспериментами. Величина СРПВ

зависит от степени эластичности артерии и может служить индикатором первых симптомов целого ряда сердечно-сосудистых заболеваний, включая атеросклероз.

ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ

1. Анциперов В. Е., Мансуров Г. К. Метод неинвазивного активного измерения артериального давления на основе согласованного с оценкой пульса управления датчиком // Журнал радиоэлектроники. 2015. №11. С. 1-31. (1,93 п.л./0,96 п.л.).
2. Анциперов В. Е., Мансуров Г. К., Никитов С. А. Активные датчики неинвазивного мониторинга артериального давления на основе онлайн моделирования локальных физиологических процессов // Доклады международной научно-технической конференции «Информационные технологии и математическое моделирование систем», Моск. обл., г. Одинцово 20-22 ноября 2017 года.
3. Анциперов В. Е., Мансуров Г. К. Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления // Журнал радиоэлектроники. 2017. №12. С. 1-16. (1 п.л./0,5 п.л.).
4. Технология неинвазивного мониторинга артериального давления по данным регистрации сигнала пульсовой волны трехканальным датчиком нового типа / Г. К. Мансуров [и др.] // Журнал радиоэлектроники. 2019. № 3. С. 1-10 (0,62 п.л./0,2 п.л.).
5. Использование пневматического датчика в задаче непрерывного неинвазивного мониторинга артериального давления и пульсовой волны / Г. К. Мансуров [и др.] // Журнал радиоэлектроники. 2020. №5. С. 1-26 (1,62 п.л./0,4 п.л.).
6. Оценка скорости распространения пульсовой волны артериального давления на основе данных измерения пневматическим датчиком со встроенным каналом ЭКГ / Г. К. Мансуров [и др.] // Физические основы приборостроения. 2019. № 4. С. 74–81. (0,5 п.л./0,1 п.л.).
7. Неинвазивный мониторинг артериального давления на основе данных непрерывной регистрации сигнала пульсовой волны трехканальным датчиком нового типа / Г. К. Мансуров [и др.] // Физические основы приборостроения. 2019. № 4. С. 82–91. (0,62 п.л./0,15 п.л.).
8. Оценка жесткости стенок артерий по результатам измерения скорости распространения пульсовой волны / Г. К. Мансуров [и др.] // Физические основы приборостроения. 2021. № 4. С. 2-9. (0,5 п.л./0,12 п.л.).
9. Antsiperov V., Mansurov G. Wearable Pneumatic Sensor for Non-invasive Continuous Arterial Blood Pressure Monitoring // IWBBIO 2018. LNBI 10814. P. 383-394, (0,75 п.л. / 0,37 п.л.).
10. Antsiperov V., Mansurov G. Positioning Method for Arterial Blood Pressure Monitoring Wearable Sensor // IWBBIO 2019. LNBI 11465. P. 405–414. (0,62 п.л./0,31 п.л.).
11. Antsiperov V., Mansurov G. Positioning Algorithm for Arterial Blood Pressure Pneumatic Sensor // Springer Nature Switzerland AG 2020, I. Rojas et al. (Eds.): IWBBIO 2020. LNBI 12108. P. 143–154. (0,62 п.л./0,31 п.л.).
12. Non-invasive blood pressure monitoring with positionable three-chamber pneumatic sensor / G. Mansurov [et al] // Proceedings of the 12th International Joint

Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2019). Volume 5: HEALTHINF. P. 462-465. (0,25 п.л./0,06 п.л.).

13. Non-invasive arterial pressure monitoring by a new pneumatic sensor and on-line analysis of pulse waveforms for a modern medical home care systems. / G. Mansurov [et al] // Procedia Computer Science. Vol. 176. 2020. P. 2894–2903. (0,62 п.л./0,2 п.л.).

14. Methods of the Pulse Wave Velocity Estimation based on Pneumatic Blood Pressure Sensor Data and Synchronous ECG Records. / G. Mansurov [et al] // Proceedings of the 13th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2020). Volume 4: BIOSIGNALS. P. 301-307 (0,43 п.л./0,14 п.л.).

15. Non-invasive Recording with a New Three-channel Pneumatic Sensor G. Mansurov [et al] // Proceedings of the 13th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2020). Volume 1: BIODEVICES. P. 268-273 (0,37 п.л./0,09 п.л.).

16. Improved Method for Measuring the Pulse Wave Propagation Velocity for Palpable Arteries. / G. Mansurov [et al] // Proceedings of the 15th International Joint Conference on Biomedical Engineering Systems and Technologies (BIOSTEC 2022). Volume 1: BIODEVICES. P. 149-154 (0,37 п.л./0,09 п.л.).

17. Artery wall stiffness evaluation by new pneumatic sensor using improved method for measuring the pulse wave velocity / G. Mansurov [et al] // Procedia Computer Science. 2021. P. 3300-3309. (0,62 п.л./0,2 п.л.).

ПАТЕНТЫ:

1. Устройство для непрерывного неинвазивного измерения кровяного давления: патент РФ 2626319 / Мансуров Г. К. [и др.]. Приоритет от 22.12.2015 г. Дата публикации 25.07.2017. Бюллетень № 21.

2. Пневматический сенсор для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления: патент РФ 2638712 / Мансуров Г. К. [и др.]. Приоритет от 06.11.2016 г. Дата публикации 15.12.2017. Бюллетень № 35.

3. Монолитный трехкамерный пневматический сенсор с встроенными дроссельными каналами для непрерывного неинвазивного измерения артериального давления: патент РФ 2675066 / Мансуров Г. К. [и др.]. Приоритет от 26.02.2018 г. Дата публикации 14.12.2018. Бюллетень № 35.