

Министерство науки и высшего образования Российской Федерации  
Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение  
высшего образования  
«Тамбовский государственный технический университет»

На правах рукописи



САВИНОВА КРИСТИНА СЕРГЕЕВНА

**РАЗРАБОТКА ЭФФЕКТИВНЫХ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ СОЗДАНИЯ  
ДЛЯ НОВОРОЖДЕННОГО ПОДХОДЯЩИХ УСЛОВИЙ ОКРУЖАЮЩЕЙ  
СРЕДЫ В НЕОНАТАЛЬНОМ ИНКУБАТОРЕ**

Специальность 2.2.12. Приборы, системы и изделия медицинского назначения

**ДИССЕРТАЦИЯ**  
на соискание ученой степени  
кандидата технических наук

Научный руководитель:  
доктор технических наук,  
профессор  
Фролов Сергей Владимирович

Тамбов – 2025

## ОГЛАВЛЕНИЕ

|                                                                                                                                                                                                 |    |
|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| ВВЕДЕНИЕ.....                                                                                                                                                                                   | 4  |
| ГЛАВА 1 АКТУАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ И ТРЕНДЫ РАЗВИТИЯ СФЕРЫ<br>ИССЛЕДОВАНИЙ И РАЗРАБОТКИ НЕОНАТАЛЬНЫХ ИНКУБАТОРОВ.....                                                                                 | 16 |
| 1.1 Структура и концепция работы неонатальных инкубаторов .....                                                                                                                                 | 16 |
| 1.2 Анализ актуальных направлений исследований неонатальных инкубаторов..                                                                                                                       | 22 |
| 1.3 Оценка воздействия неблагоприятных факторов окружающей среды .....                                                                                                                          | 26 |
| 1.4 Особенности организма недоношенных детей и методы их выхаживания с<br>использованием неонатальных инкубаторов .....                                                                         | 27 |
| 1.5 Основные выводы, постановка цели и задач исследования .....                                                                                                                                 | 34 |
| 1.6 Выводы по первой главе.....                                                                                                                                                                 | 37 |
| ГЛАВА 2 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ<br>ОСОБЕННОСТЕЙ УПРАВЛЕНИЯ МИКРОКЛИМАТОМ В НЕОНАТАЛЬНЫХ<br>ИНКУБАТОРАХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО<br>ФАНТОМА НОВОРОЖДЕННОГО ..... | 38 |
| 2.1 Структура, принцип работы и монтаж экспериментальной установки .....                                                                                                                        | 38 |
| 2.2 Электрическая схема экспериментальной установки .....                                                                                                                                       | 46 |
| 2.3 Проектирование и создание полноростового гидродинамического фантома<br>новорожденного с управляемой имитацией кровотока .....                                                               | 59 |
| 2.4 Электрическая схема управления гидродинамическим неонатальным<br>фантомом.....                                                                                                              | 67 |
| 2.5 Выводы по второй главе .....                                                                                                                                                                | 73 |
| ГЛАВА 3 РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСНОЙ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ<br>ПРОЦЕССОВ ТЕПЛО- И МАССОПЕРЕНОСА И СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ<br>ПАРАМЕТРАМИ МИКРОКЛИМАТА В НЕОНАТАЛЬНЫХ ИНКУБАТОРАХ .                          | 75 |
| 3.1 Постановка задачи поиска оптимальной структуры и параметров системы<br>управления параметрами микроклимата в неонатальных инкубаторах.....                                                  | 75 |
| 3.2 Математическая модель неонатального инкубатора с новорожденным.....                                                                                                                         | 80 |

|                                                                                                                                                                                                     |     |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 3.3 Разработка алгоритма градиентного нейросетевого управления параметрами микроклимата в неонатальном инкубаторе .....                                                                             | 98  |
| 3.4 Разработка алгоритма управления гидродинамическим фантомом новорожденного .....                                                                                                                 | 103 |
| 3.5 Выводы по третьей главе.....                                                                                                                                                                    | 105 |
| ГЛАВА 4 ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА СОЗДАНИЯ ДЛЯ НОВОРОЖДЕННОГО ПОДХОДЯЩИХ УСЛОВИЙ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ В НЕОНАТАЛЬНОМ ИНКУБАТОРЕ.....                                                                          | 106 |
| 4.1 Параметрическая идентификация математической модели неонатального инкубатора .....                                                                                                              | 106 |
| 4.2 Поиск оптимальной структуры и имитационные исследования градиентного нейросетевого алгоритма управления.....                                                                                    | 120 |
| 4.3 Эксплуатационные исследования работоспособности разработанного метода управления на экспериментальной установке с использованием полноростового гидродинамического фантома новорожденного ..... | 153 |
| 4.4 Выводы по четвертой главе.....                                                                                                                                                                  | 162 |
| ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....                                                                                                                                                                                    | 163 |
| СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ.....                                                                                                                                                                              | 166 |
| ПРИЛОЖЕНИЕ А .....                                                                                                                                                                                  | 184 |
| ПРИЛОЖЕНИЕ Б.....                                                                                                                                                                                   | 192 |

## ВВЕДЕНИЕ

**Актуальность темы исследования.** Согласно статистическим исследованиям ВОЗ примерно 10% новорождённых являются недоношенными или с недостаточной массой, которым требуется специализированная помощь [1, 2]. На основе данных отчётов Федеральной службы государственной статистики (Росстат), в Российской Федерации количество преждевременных родов в среднем составляет около 6% от общего числа рождений, т.е. примерно 75 тысяч случаев в год [3]. Проблема выживаемости недоношенных детей решается помещением их в неонатальные инкубаторы (НИ), которые обеспечивают для ребенка оптимальный температурный режим, уровень влажности, концентрацию кислорода, освещенность, акустическую изоляцию и стерильность [2, 4].

В современных НИ используются системы управления на основе линейных ПИД-регуляторов, которые не позволяют обеспечивать высокие показатели качества процесса регулирования для выходных взаимосвязанных параметров НИ: температуры воздушного пространства внутри НИ, относительной влажности, концентрации кислорода и уровня освещенности.

Для НИ, характеризуемого как нелинейный, стохастический, многосвязный объект регулирования, предлагается алгоритм градиентного нейросетевого управления (ГНСУ), который относится к классу адаптивных алгоритмов и обеспечивает высокую точность стабилизации заданных выходных параметров.

В настоящее время для регулирования циркадных ритмов у новорожденных повсеместно применяется изотермическое покрывало, которым во время сна ребенка накрывается купол НИ. Однако его применение негативно сказывается на физическом и психоэмоциональном развитии ребенка. Для решения этой проблемы предлагается использование электрохромного стекла, преимуществом которого является плавное регулирование освещенности в НИ, имитируя естественную смену дня и ночи.

**Степень разработанности темы исследования.** Вопросы математического моделирования физиологических систем, включая процессы метаболизма и тепло-

и массопереноса в организме новорождённого, физико-химических процессов в НИ, а также реализации известных систем управления микроклиматом, были описаны и проработаны исследовательскими группами под руководством профессора Leonhardt S., Zermani M.A., Feki E., Mami A., Hannouch A., Lyra S., Voss F., Coenen A., Blase D., Abbas A.K. и др. Однако, несмотря на достигнутый прогресс, существующие исследования основывались на традиционных методах управления, требующих дальнейшего усовершенствования аппаратных средств НИ и программного обеспечения для достижения максимальной эффективности в создании оптимальных условий микроклимата для новорожденных. Известные методы управления системами, которые могут быть использованы в НИ, не адаптированы к процессам высокоточного регулирования режимами работы НИ.

**Объектом исследования** в работе является экспериментальная модель НИ нового поколения с изменяемой прозрачностью стенок рабочей камеры, обеспечивающая высокоточное поддержание в НИ заданных параметров микроклимата: температуры, относительной влажности, концентрации кислорода, освещенности и температуры кожи новорожденного.

**Предметом исследования** является алгоритм и система управления параметрами микроклимата и состоянием организма новорожденного в НИ.

**Целью исследования** является повышение точности поддержания параметров микроклимата – температуры, относительной влажности, концентрации кислорода и освещённости, а также температуры кожи ребенка в НИ за счёт разработки системы управления на основе применения метода ГНСУ.

Для достижения цели исследования необходимо решить **научную задачу**, заключающуюся в разработке и реализации системы управления параметрами микроклимата и состоянием организма новорожденного в НИ на основе ГНСУ.

Для достижения цели и решения научной задачи были сформулированы **частные задачи исследования:**

1. Исследование факторов, оказывающих воздействие на эффективность управления и поддержания, необходимых для недоношенных детей условий микроклимата в НИ.

2. Аппаратная реализация экспериментальной установки для исследования особенностей управления параметрами микроклимата и состоянием организма новорожденного, включающей НИ, блок управления микроклиматом на основе микрокомпьютера, а также гидродинамический неонатальный фантом (ГНФ) с управляемой имитацией кровотока.

3. Разработка и изготовление полноростового ГНФ с программной реализацией усовершенствованной позиционной системы управления имитацией кровотока в ГНФ, предназначенного для проведения исследований для точной настройки и оценки эффективности ГНСУ.

4. Разработка нейросетевой системы управления для поддержания оптимального уровня микроклимата в НИ.

5. Разработка математической модели тепло- и массопереноса в НИ на основе блочного принципа, реализующего учёт взаимодействия модели ребёнка, элементов НИ, входящих, выходящих потоков воздуха и добавленного кислорода, а также влияния возмущающих факторов внешней среды и решение задачи ее параметрической идентификации.

6. Имитационные исследования метода ГНСУ на основе комплексной математической модели тепло- и массопереноса в НИ для оценки эффективности разрабатываемой системы управления, а также проведение эксплуатационных исследований на разрабатываемой экспериментальной установке для оценки эффективности поддержания параметров микроклимата в НИ и возможности управления состоянием организма ребенка.

### **Научная новизна.**

1. Разработана комплексная математическая модель тепло- и массопереноса в НИ, отличающаяся включением описания взаимодействий между компонентами НИ и организмом новорожденного, а также тепловых и материальных потоков воздуха в НИ с целью оптимизации лечебно-диагностических процессов, проведения медицинских исследований, прогнозирования поведения системы и улучшения алгоритмов управления (*соответствует п. 15 научной специальности 2.2.12*).

2. Разработана экспериментальная установка, реализующая НИ нового поколения с изменяемой прозрачностью стенок рабочей камеры, с использованием полноростового ГНФ, имитирующего процессы терморегуляции новорождённого, с целью повышения достоверности получаемых данных, проверки эффективности и универсальности предложенного алгоритма ГНСУ, а также для прогнозирования и диагностики текущего состояния недоношенного ребенка (*соответствует п. 3 научной специальности 2.2.12*).

3. Разработан и реализован метод ГНСУ параметрами микроклимата в НИ на базе многослойного перцептрона с корректировкой весовых коэффициентов нейронной сети на основе алгоритма обратного распространения ошибки, отличающийся высокой точностью и стабильностью поддержания основных параметров микроклимата (температура воздушного пространства в НИ поддерживается с отклонением не более 0.5 °С, относительная влажность с колебаниями около 2 – 3%) и температуры кожи ребенка в НИ в условиях изменения внешних факторов окружающей среды (*соответствует п. 14 научной специальности 2.2.12*).

**Теоретическая значимость** результатов исследования заключается в рассмотрении взаимосвязанных процессов тепло- и массопереноса при взаимодействии элементов НИ (нагреватель, увлажнитель, матрас, остекление, потоки воздуха), внешней среды и тела ребёнка (ядро и кожа); введении нового понятия для НИ – «чистая камера», т.е. описании его, как проточной пневматической емкости; применении нейросетевого метода управления микроклиматом и состоянием ребенка в НИ; постановке и решении задачи структурно-параметрического синтеза нейросетевой системы управления НИ.

**Практическая значимость** результатов исследования заключается в разработке экспериментальной установки НИ нового поколения с изменяемой прозрачностью стенок рабочей камеры и полноростового ГНФ для оценки эффективности предложенного алгоритма ГНСУ, что позволит повысить точность поддержания параметров микроклимата в НИ, и использовать результаты для

модернизации конструкции НИ, улучшения качества медицинского ухода и повышения выживаемости недоношенных новорожденных.

**Методология и методы исследования.** В работе использовались методы математического моделирования, нейронных сетей, теории автоматического управления, оптимизации, обработки экспериментальных данных, визуализации полученных результатов.

**Положения, выносимые на защиту.**

1. Комплексная математическая модель процессов тепло- и массопереноса, описывающая взаимодействие организма новорожденного, элементов НИ и систему управления его режимами на основе 18 выходных параметров, 4 управляющих параметров, 5 возмущающих воздействий и 45 параметров объекта управления.

2. Метод ГНСУ взаимосвязанными параметрами микроклимата и состоянием организма ребенка в НИ.

3. Решение задачи структурно-параметрического синтеза нейросетевой системы управления в НИ на основе построенной комплексной математической модели процессов тепло- и массопереноса и системы управления параметрами микроклимата и состоянием организма ребенка, в результате которой определена архитектура нейронной сети с одним внутренним слоем и параметры алгоритма адаптации – число нейронов во внутреннем слое, равное 150, шаг корректировки весовых коэффициентов 0.15, параметр регуляризации 0.01 и шаг дискретизации работы алгоритма 0.1 с.

4. Экспериментальная установка НИ нового поколения с изменяемой прозрачностью стенок рабочей камеры для проведения исследований и оценки эффективности разработанного алгоритма ГНСУ 4 взаимосвязанными параметрами микроклимата и состоянием организма ребенка с использованием полноростового ГНФ, в результате которых точность поддержания температуры составила около 0.5 °С, относительной влажности с колебаниями около 2 – 3%.

**Соответствие паспорту специальности.** Содержание диссертации соответствует паспорту специальности 2.2.12 – Приборы, системы и изделия

медицинского назначения (п. 3. Приборы, системы и аппаратно-программные комплексы для терапии, реабилитации и восстановления утраченных функций; п. 14. Методы, модели и алгоритмы, включая распознавание образов, для медицинских информационных и интеллектуальных систем, обеспечивающих повышение эффективности медико-биологических исследований и врачебных решений; п. 15. Математическое моделирование медико-биологических процессов и врачебных решений с целью оптимизации лечебно-диагностических процессов).

### **Степень достоверности и апробация результатов исследования.**

Достоверность и обоснованность полученных результатов подтверждена публикациями в рецензируемых изданиях. Степень достоверности диссертационной работы достигается за счёт адекватного применения математического аппарата и сопоставления результатов имитационных, эксплуатационных исследований и медицинских данных.

По результатам исследования сделан ряд докладов на международных и российских научных конференциях: II Международная научная конференция «Системы и технологии цифровой медицины» (STDH-2025) (Санкт-Петербург: 2025); XXVII Международная конференция по мягким вычислениям и измерениям (SCM'2024) (Санкт-Петербург: 2024); «Информационные технологии и технические средства управления» (ICCT-2023, ICCT-2024)» (Астрахань: 2023, Владикавказ: 2024); «IV Международная конференция по нейронным сетям и нейротехнологиям NeuroNT'2023» (Санкт-Петербург: 2023); E.R.A – Современная наука: электроника, робототехника, автоматизация (Беларусь, Гомель: 2024); Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2023 (Рязань: 2020, 2023, 2024); «Международная научно-практическая конференция Актуальные проблемы теории и практики развития научных исследований» (Пермь: 2022); «Радиоэлектроника. Проблемы и перспективы развития» (Тамбов: 2019, 2020, 2022, 2023, 2024, 2025); «Научно-практическая конференция студенческих научных объединений «Молодёжь для устойчивого развития регионов»» (Тамбов: 2023); IX Международная научно-практическая конференция «Виртуальное

моделирование, прототипирование и промышленный дизайн» (Тамбов: 2023); Международная научно-практическая конференция молодых учёных «The World of Science without Borders» (Тамбов: 2020); VI Международная научно-техническая конференция студентов, молодых учёных и специалистов «Энергосбережение и эффективность в технических системах» (Тамбов: 2019).

**Внедрение результатов исследования.** Результаты исследований использованы в учебном процессе ФГБОУ ВО «Тамбовский государственный технический университет» (ТГТУ) при подготовке бакалавров направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» и магистрантов направления подготовки 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии». Разработанные в диссертационной работе модели, алгоритмы и методы внедрены и используются в ООО «Доступная диагностика», ООО «Медтехника» и ООО «Биомедтех».

**Публикации.** По теме диссертации опубликована 32 печатные работы, в том числе из них 5 статей в научных рецензируемых изданиях, рекомендованных ВАК для публикации результатов диссертации по специальности 2.2.12; 3 статьи в научных рецензируемых изданиях, входящих в базу данных RSCI; 4 статьи в изданиях, входящих в базы Scopus; 12 статей и тезисов докладов внутривузовских, всероссийских и международных конференций; 4 патента на изобретение, 4 свидетельства о государственной регистрации программы для ЭВМ.

**Личный вклад автора.** Основные научные результаты диссертационной работы и результаты экспериментальных исследований получены лично соискателем. В публикациях, написанных в соавторстве, личный вклад автора заключается в: обосновании актуальности и постановке цели и задач исследования; исследовании факторов, оказывающих воздействие на эффективность управления и поддержания требуемого для недоношенных детей уровня параметров микроклимата в НИ; разработке и программной реализации математической модели тепло- и массопереноса в НИ; разработке и программной реализации метода ГНСУ; разработке и изготовлении полноростового ГНФ и его

системы управления; разработке структурной схемы системы управления НИ с нейроконтроллером; проведении имитационных исследований метода ГНСУ; разработке метода параметрической идентификации параметров математической модели; программной и аппаратной реализации экспериментальной установки для управления микроклиматом в НИ; проведении эксплуатационных исследований, отладке и испытаний метода ГНСУ на разрабатываемой экспериментальной установке.

Диссертационное исследование проводилось в соответствии с Грантом РНФ № 23-29-00763 «Повышение эффективности поддержания подходящих для новорожденных условий окружающей среды в неонатальных инкубаторах посредством комплексного нейросетевого управления оптическими характеристиками освещенности, системами тепловой защиты и увлажнения».

**Структура и объём работы.** Диссертационное исследование состоит из введения, четырех глав, выводов, заключения, библиографического списка и приложений. Диссертационная работа изложена на 195 страницах, содержит 81 рисунок и 20 таблиц. Библиографический список включает 149 наименований публикаций отечественных и зарубежных авторов.

В первой главе **«Актуальное состояние и тренды развития сферы исследований и разработки неонатальных инкубаторов»** анализируются функциональные принципы, структурные особенности и определены ключевые производители НИ. Рассмотрены исследования по моделированию тепло- и массопереноса в НИ с учётом терморегуляции, включая использование неонатальных фантомов. Изучены методы, направленные на улучшение эффективности поддержания микроклимата в НИ за счёт совершенствования систем управления. Описаны особенности организма недоношенных детей и методы их выхаживания в условиях реанимации и интенсивной терапии. Обоснована актуальность разработки инновационных алгоритмов управления для решения задачи высокоточного поддержания оптимальных условий для новорожденных в НИ.

Во второй главе «**Экспериментальная установка для исследования особенностей управления микроклиматом в неонатальных инкубаторах с использованием гидродинамического неонатального фантома**» описаны принципы и этапы разработки, монтажа экспериментальной установки с использованием полноростового ГНФ для дальнейшей реализации, проверки адекватности и эффективности нейросетевого управления.

Разработанная экспериментальная установка состоит из взаимосвязанных компонентов: блока управления НИ, блока управления ГНФ, блока подготовки кровеимитирующей жидкости и жидкости для имитации процесса испарения телом ребенка, НИ, блока формирования потока воздуха и ГНФ.

Блок управления НИ построен на основе управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B Desktop Kit», который выдает воздействия на исполнительные устройства в виде ШИМ-сигналов с изменяющимся коэффициентом заполнения и частотой 1000 Гц, обеспечивающие заданные параметры микроклимата НИ. Поток воздуха и его циркуляция обеспечивается вентилятором. Воздух нагревается, увлажняется и направляется в камеру с ребенком. На электрохромное стекло также подаются ШИМ-сигналы, которые обеспечивают заданную освещенность внутри НИ.

Блок управления гидродинамическим фантомом новорожденного выполнен на основе микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B Desktop Kit» и обеспечивает имитацию метаболических процессов (терморегуляции), выделения влаги в результате дыхания и процессов испарения с тела ребенка.

Описаны этапы монтажа экспериментальной установки, обеспечивающей взаимодействие всех компонентов установки. Она включает блоки питания, системы управления, датчики и исполнительные механизмы. Представлены электрические структурные схемы, определяющие её основные функциональные части, назначение и взаимосвязи элементов.

В целях имитации тепло- и массообменных процессов разработан метод создания полноростового ГНФ. Он изготовлен с использованием 3D-печати с учетом анатомических особенностей новорожденного.

В третьей главе **«Разработка комплексной математической модели процессов тепло- и массопереноса и системы управления параметрами микроклимата в неонатальных инкубаторах»** поставлена задача поиска оптимальной структуры и параметров системы управления параметрами микроклимата в НИ. Устанавливается связь между входными, выходными и управляющими координатами НИ.

Алгоритм управления выдает управляющие воздействия, которые формируются глубокой нейронной сетью типа многослойного перцептрона. На вход блока алгоритма ГНСУ подаются текущие ошибки управления. Блок адаптации корректирует весовые коэффициенты многослойного перцептрона методом обратного распространения ошибки.

Для исследования и настройки системы управления НИ строится математическая модель, определяющая взаимосвязь между различными блоками НИ и ребёнком, а также направления материальных и тепловых потоков между ними. Математическую модель тепло- и массопереноса можно рассматривать как совокупность взаимосвязанных моделей, описывающих процессы терморегуляции ребёнка, а также тепловой и материальный баланс внутри НИ. В модели учтены основные компоненты НИ: стенки НИ, матрац, увлажнитель, нагреватель воздушного пространства внутри НИ и воздушное пространство НИ, а также особенности окружающей среды, где размещен НИ.

На основе разработанной математической модели предлагается алгоритм ГНСУ параметрами микроклимата в НИ. ГНСУ основано на использовании глубокой нейронной сети прямого распространения типа многослойного перцептрона. При работе алгоритма на каждом шаге проводится коррекция весов нейронной сети методом обратного распространения ошибки с использованием априорной информации на основе матрицы Якоби.

Для воспроизведения физиологических параметров жизнедеятельности новорожденного с помощью ГНФ и поддержания заданных значений температуры поверхности тела ГНФ использовано усовершенствованное двухпозиционно-статическое регулирование с дополнительным звеном обратной

связи.

В четвертой главе **«Исследование метода создания для новорожденного подходящих условий окружающей среды в неонатальном инкубаторе»** проведен процесс параметрической идентификации математической модели НИ и новорождённого, выполненный с целью корректировки параметров модели и повышения её адекватности. На основании проведенных экспериментов были определены статические и динамические характеристики системы, что позволило выявить особенности поведения температуры воздушной среды и относительной влажности в НИ при разных коэффициентах заполнения ШИМ. Была сформулирована и решена задача параметрической идентификации и найден вектор корректируемых параметров модели. Получен вектор корректируемых параметров модели, обеспечивающих наилучшее соответствие экспериментальных данных (динамических характеристик) расчетам, получаемых на модели. На основе комплексной математической модели процессов тепло- и массопереноса и системы управления параметрами микроклимата в НИ решена задача структурно-параметрического синтеза нейросетевой системы управления НИ и найден вектор, который определяет архитектуру нейронной сети и параметры алгоритма адаптации. Были проведены 2 серии имитационных экспериментов, направленных на стабилизацию уровня температуры воздуха в НИ и температуры новорожденного с помощью комплексной математической модели. В каждой серии были проведены исследования динамических режимов системы при совместной стабилизации заданных параметров для температуры воздуха в НИ или кожи ребенка в различных условиях: выход на установившийся режим, реакция системы на переключение между уровнями заданных значений (имитация смены клинического протокола) и действие возмущающих факторов (например, открытие НИ). Проведены эксплуатационные исследования работоспособности разработанного метода управления на экспериментальной установке – динамики параметров микроклимата (температуры воздушной среды, относительной влажности и освещенности в НИ), реакции системы на возникновение возмущающих воздействий, при смене задания относительной

влажности. Представлены результаты экспериментальных исследований по оценке эффективности работы ГНСУ при контроле температуры кожи новорожденного с использованием полноростового ГНФ.

## ГЛАВА 1 АКТУАЛЬНОЕ СОСТОЯНИЕ И ТРЕНДЫ РАЗВИТИЯ СФЕРЫ ИССЛЕДОВАНИЙ И РАЗРАБОТКИ НЕОНАТАЛЬНЫХ ИНКУБАТОРОВ

К высокотехнологичной медицинской технике относятся НИ, которые предназначены для поддержания оптимальных условий жизнедеятельности недоношенных, ослабленных или больных детей. Эти условия включают поддержание стабильной температуры, влажности и уровня кислорода, а также защиту ребенка от внешних воздействий. Одной из ключевых задач при разработке и эксплуатации таких устройств является обеспечение постоянного микроклимата, поскольку любое отклонение от установленных параметров может привести к серьезным последствиям для здоровья младенца.

Обеспечение стабильности микроклимата в НИ достигается посредством использования высокоточных систем автоматического управления. Колебания температуры окружающей среды внутри НИ на доли градуса являются стрессовым фактором для организма новорожденного [2, 4].

### 1.1 Структура и концепция работы неонатальных инкубаторов

Начиная с древних времен, человечество осознавало, что для обеспечения выживания преждевременно рожденных детей необходимо создать условия, приближенные к внутриутробным.

Одним из первых шагов в России по уходу за недоношенными и ослабленными детьми стало использование металлической ванны с двойными стенками [2, 5] (1835 г.). В 1881 создано устройство для новорожденных в виде деревянного ящика с прозрачными крышками и специальным отсеком с подогреваемой водой [2, 5]. В 1891 году создан первый прототип современного НИ, состоящего из стеклянного бокса, с циркулирующим подогретым воздухом. Далее конструкции НИ совершенствовались [2, 5] и в середине XX века в США создали модернизированную версию НИ (современный прототип) с функцией

поддержания заданной температуры, с антибактериальным фильтром, системой циркуляции и увлажнения воздушного потока [2, 5].

В современной практике для новорожденных широко используются конвекционные НИ и открытые реанимационные системы [2].

На рисунке 1.1 схематически представлен обобщенный вид конвекционного НИ. Воздушная смесь через антибактериальный фильтр вентилятором осевого потока засасывается из помещения, после чего поступает на нагревательный элемент, с помощью которого поддерживается оптимальная термонеutralная температура воздуха в НИ. В отсеке увлажнителя размещен дополнительный нагревательный элемент, благодаря которому происходит интенсивное испарение стерильной жидкости, насыщая циркулирующий воздушный поток влагой. Для подачи из магистрали и поддержания необходимого уровня концентрации кислорода в НИ установлен электромагнитный клапан.

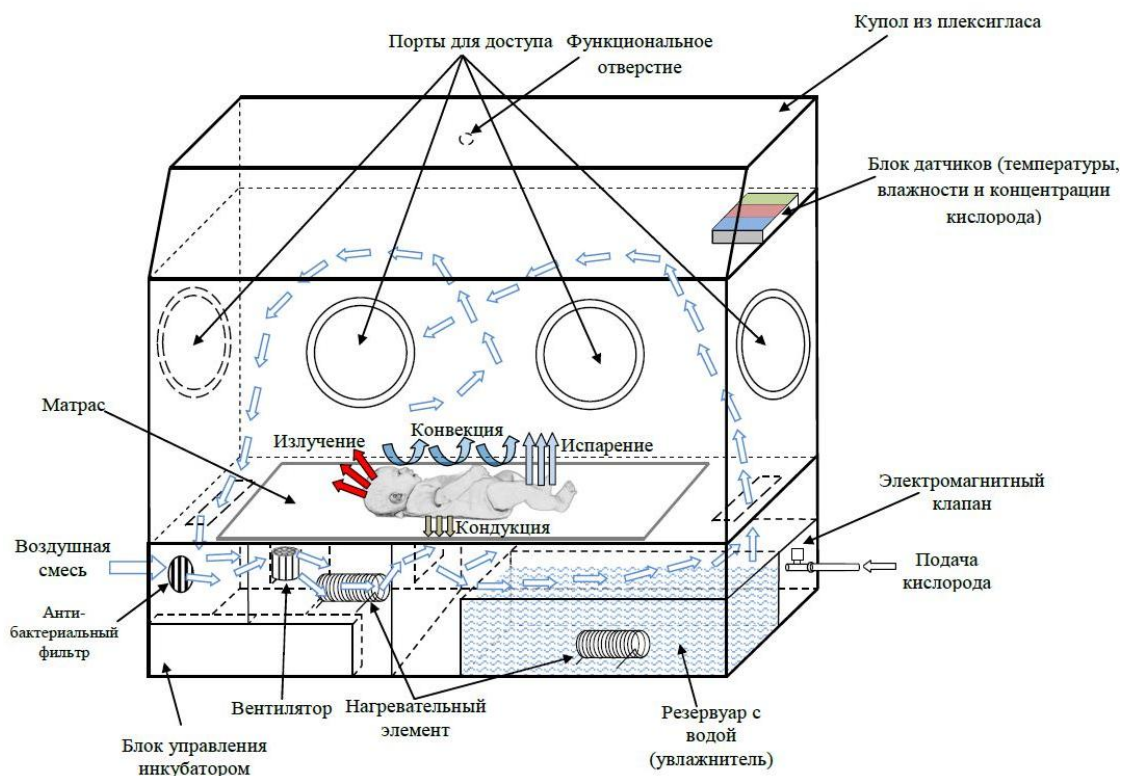


Рисунок 1.1 – Структура типового конвекционного неонатального инкубатора

Таким образом, общий поток нагретого, увлажненного и насыщенного кислородом воздуха принудительно поступает через специальные отверстия в

рабочую камеру с ребенком, дополнительно создавая защитную воздушную завесу от поступления холодного воздуха.

Для нормальной жизнедеятельности температура тела ребенка должна находиться в термонеutralной зоне. По этой причине для предотвращения гипо- и гипертермии у новорожденных применяются кожные датчики, которые обеспечивают постоянный контроль температуры поверхности тела в различных точках, что позволяет медицинскому персоналу своевременно реагировать на изменения и поддерживать оптимальные для новорожденного условия.

Однако важно учитывать, что у новорожденных терморегуляция менее эффективна по сравнению со взрослыми, поскольку их поверхность тела относительно велика по отношению к массе, а подкожный жировой слой еще недостаточно развит для эффективной теплоизоляции.

Известно, что ослабленный организм недоношенного ребенка не способен эффективно регулировать собственную температуру, поэтому для комфортного и безопасного пребывания новорожденного в НИ важно минимизировать тепловые потери путём создания и поддержания оптимального микроклимата, а также организации системы циркуляции воздушных потоков. Различные системы (схема 1, схема 2) циркуляции воздуха обеспечивают равномерное распределение тепла и влаги, предотвращая локальные перегревы или переохлаждения (рисунок 1.2, рисунок 1.3).

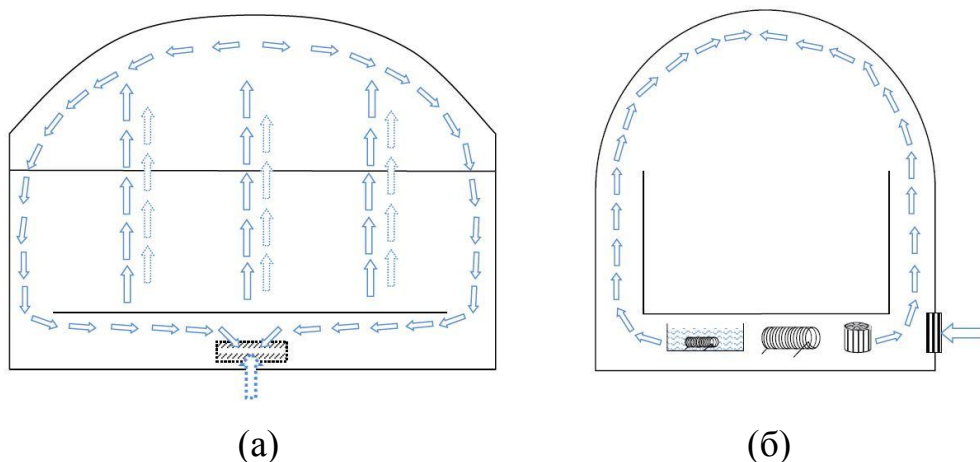


Рисунок 1.2 – Схема 1 распределения воздушных потоков вдоль боковых продольных стенок: (а) – вид спереди; (б) – вид сбоку

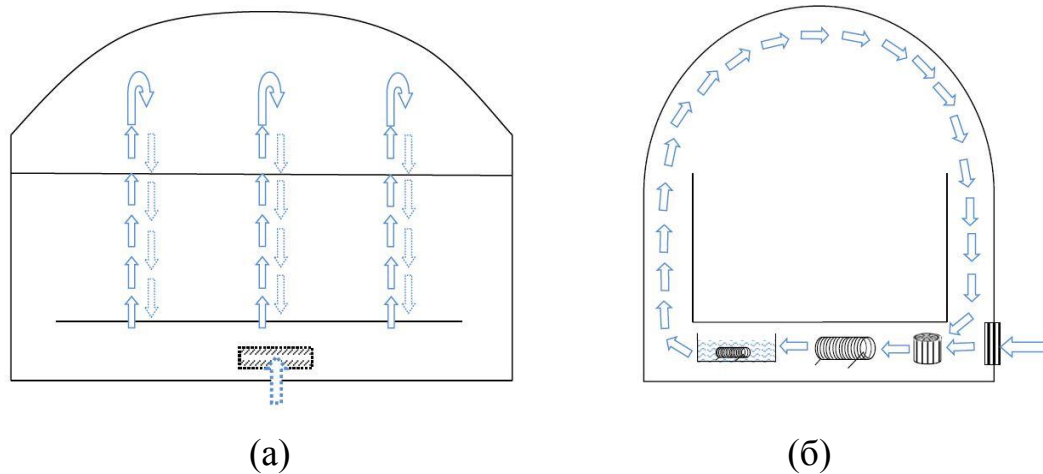


Рисунок 1.3 – Схема 2 распределения воздушных потоков: передняя стенка – купол – задняя стенка: (а) – вид спереди; (б) – вид сбоку

При организации воздушных потоков (рисунок 1.3) используются двойные продольные стенки для снижения конвективных потерь тепла.

На сегодняшний день НИ можно классифицировать в зависимости от их функциональных возможностей и конструктивных особенностей.

В зависимости от функционального состояния недоношенного ребенка и поставленных задач НИ разделяются на закрытые (конвекционные) инкубаторы и открытые реанимационные системы; на стандартные (классические), гибридные (трансформеры), многофункциональные, на стационарные и транспортные (мобильные). Наибольшее распространение получили [2,6] стандартные НИ закрытого типа. Выбор классических куветов обусловлен проверенной эффективностью их работы и адаптивностью к различным условиям выхаживания новорожденных. По прогнозам исследователей эта тенденция будет сохраняться в ближайшее десятилетие, что подчеркивает их надежность и широкое признание в медицинской практике [2].

В таблице 1.1 представлены ведущие мировые компании-производители НИ, сгруппированные по странам.

Таблица 1.1 – Компании-производители неонатальных инкубаторов

| Страна         | Производитель                                                                                     |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Россия         | АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э.С. Яламова» (УОМЗ) |
|                | АО «НПЦ Автоматики и приборостроения им. акад. Н.А.Пилюгина»                                      |
|                | ООО «Dixon»                                                                                       |
| США            | «Advanced Instrumentations»                                                                       |
|                | «Avante Medical»                                                                                  |
|                | «International Biomedical»                                                                        |
|                | «General Electric Company» («GE Healthcare»)                                                      |
| Германия       | «LMT Medical Systems»                                                                             |
|                | «Drägerwerk AG»                                                                                   |
|                | «MedCare Visions GmbH»                                                                            |
|                | «Weyer GmbH»                                                                                      |
| Великобритания | «Braun & Co. Limited»                                                                             |
|                | «Paraid Medical»                                                                                  |
| Япония         | «Atom Medical Corporation»                                                                        |
| Китай          | «Beijing Julongsanyou Technology»                                                                 |
|                | «BNG Medical Instruments Co., Ltd»                                                                |
|                | «Comen»                                                                                           |
|                | «Foshan Medco Medical Equipment Co., Ltd»                                                         |
|                | «Jiangsu Aegean Technology»                                                                       |
|                | «Heal Force»                                                                                      |
|                | «Ningbo David Medical Device»                                                                     |
|                | «Seeuco Electronics Technology Co., Ltd.»                                                         |
|                | «Shanghai Huifeng Medical Instrument Co., Ltd»                                                    |
|                | «Longermay»                                                                                       |
|                | «Xindray Medical»                                                                                 |

|             |                                           |
|-------------|-------------------------------------------|
|             | «Zhengzhou Dison Instrument»              |
| Италия      | «GINEVRI SRL»                             |
|             | «Cobams SRL»                              |
|             | «Progetti SRL»                            |
| Мексика     | «Arroba Ingenieria»                       |
|             | «Bhelius»                                 |
| Южная Корея | «Bistos»                                  |
| Аргентина   | «Medix I.C.S.A.»                          |
| Швеция      | «Ewellix»                                 |
| Турция      | «Ertunç Özcan»                            |
|             | «Novos Medical Systems»                   |
|             | «Okuman Medikal Sistemler LTD»            |
|             | «Tali Medical»                            |
|             | «Tende Elektronik»                        |
|             | «Trimpeks Healthcare»                     |
| Бразилия    | «Fanem Ltda»                              |
|             | «Gigante Recém Nascido»                   |
|             | «Olidef»                                  |
| Чехия       | «TSE Medical»                             |
| Венгрия     | «Medicor Elektronika Zrt.»                |
| Индия       | «Medi Waves Inc.»                         |
|             | «Neotech Medical Systems Private Limited» |
|             | «Phoenix Medical Systems»                 |
|             | «VNG Medical Innovation System»           |
|             | «SS Technomed»                            |
| Индонезия   | «PT Fyrom International»                  |

Представленные в таблице 1.1 компании разрабатывают НИ с учетом современных требований к безопасности и комфорту, обеспечивая надежные условия для ухода за новорожденными.

Несмотря на существенное разнообразие моделей НИ представленных компаний-производителей, наблюдается отрицательная тенденция к внедрению инновационных технологий, например, систем защиты новорожденного от негативного влияния шума и света, использования современных систем мониторинга и управления параметрами микроклимата.

## 1.2 Анализ актуальных направлений исследований неонатальных инкубаторов

Важным направлением при исследовании НИ является анализ процессов тепло- и массопереноса с использованием физических и математических моделей, включая описание терморегуляции новорожденного [2,7 – 25]. Для разработки математической модели НИ применяется модульная система термоэлектрического теплового насоса [2, 7]. В исследовании, представленном в работе [9], рассматриваются подходы к созданию адаптивных моделей авторегрессии скользящего среднего с внешними воздействиями для описания динамических изменений влажности и температуры внутри НИ, учитывая влияние управляющих параметров. Похожее исследование, направленное на изучение тепловых процессов, но принимающее во внимание влияние внешних воздействий, возникающих при открытии портов НИ для доступа к ребенку, дано в работе [10].

В работе [12] представлено математическое описание процессов терморегуляции, позволяющее провести расчет тепловых процессов и анализ взаимодействия организма с окружающей средой с учетом персонализированных особенностей организма новорожденного [2].

В статье [13] авторы проводят натурные эксперименты для анализа циркуляции воздушных потоков в НИ с применением методов вычислительной гидродинамики с учетом анатомических особенностей младенца [2].

В исследовании [14] разработана экспериментальная установка, демонстрирующая метод управления параметрами микроклимата НИ на основе механизма Пельтье и результатов, полученных на основе предложенной авторами математической модели, где элементы НИ представлены системой сопротивлений, емкостей и индуктивностей, имитирующих их тепловое поведение [2].

Исследование [15] посвящено решению задачи управления параметрами жизнедеятельности недоношенных детей, предусматривающей непрерывный мониторинг температуры внутри НИ, на основе математического моделирования тепловых процессов.

Анализ существующих исследований процессов тепло- и массопереноса в НИ демонстрирует, что на сегодняшний день отсутствует единая комплексная экспериментально-имитационная модель, описывающая взаимодействие всех компонентов системы: элементов НИ, новорожденного, окружающей среды, в том числе для задач оценки эффективности систем автоматического управления.

Задача разработки анатомически точных фантомов тела новорожденного актуальна в области биомедицинской инженерии при исследовании тепловых процессов в НИ и для обучения медицинских работников в неонатологии. В этом направлении проведен значительный объем исследований [26 – 43].

На сегодняшний день для исследования тепловых процессов в организме новорожденного широкое применение получили фантомы с применением электронагревательных элементов [29 – 30], что дает ограничения в воспроизведении физиологических процессов, таких как кровообращение и/или дыхание. Для наиболее реалистичного моделирования процессов тепло- и массопереноса целесообразно применение ГНФ.

Системы мониторинга показателей жизнедеятельности ребенка играют ключевую роль в обеспечении безопасности, благополучия новорожденных и в

целом комплексного ухода, особенно тех, кто нуждается в специализированной медицинской помощи. Эти системы представляют собой устройства и комплексы, предназначенные для отслеживания и регистрации различных физиологических показателей у новорожденных, особенно у тех, кто родился преждевременно или нуждается в интенсивной медицинской помощи в режиме реального времени. Чаще всего непрерывный контроль таких важных параметров, как температура тела, частота сердечных сокращений, уровень насыщения крови кислородом и многие другие физиологические параметры, обеспечивается с помощью электродов, закрепленных на коже ребенка [44, 45]. Однако такой способ может нанести травмы коже ребенка [46 – 48].

Таким образом, во избежание вышеуказанных негативных последствий для ослабленного организма новорожденного, группы ученых предлагают применять бесконтактные технологии для отслеживания жизненных показателей недоношенных детей [2, 49 – 65].

Исследовательской группе [49] при проведении непрерывного мониторинга частоты дыхания, сердечного ритма и уровня насыщения тканей кислородом с помощью видеокамеры удалось добиться высокой клинической точности, сопоставимой с результатами измерений высокоточным диагностическим оборудованием [2].

Авторы работы [50] предлагают метод отслеживания температуры тела ребенка, а также частоты дыхания и сердечных сокращений, основанный на использовании инфракрасной видеокамеры [2].

В области разработки и исследования систем мониторинга физиологических показателей жизнедеятельности новорожденных наиболее значимых достижений достигла научно-исследовательская группа под руководством профессора Ш. Леонхардта на кафедре медицинских информационных технологий («MedIT») в Институте биомедицинской инженерии им. Гельмгольца Рейн-Вестфальской технической школы г. Ахена [2, 10, 12, 29, 30, 54 – 61]. В исследованиях [2, 55 – 58] обоснована эффективность инфракрасного тепловидения в качестве бесконтактных методов непрерывного измерения температуры тела и контроля

процесса дыхания недоношенного ребенка в НИ. В научных трудах [2, 59 – 62] описаны и реализованы нейросетевые алгоритмы глубокого обучения для автоматической сегментации анатомических структур новорожденных, распознавания изображений новорожденных для мониторинга физиологических параметров организма с использованием видеокамеры. Применение данной технологии открывает новые возможности для точной диагностики и наблюдения за состоянием новорожденных, минимизируя необходимость в инвазивных процедурах и повышая качество медицинского обслуживания.

Несмотря на значительные достижения в области мониторинга параметров жизнедеятельности новорожденных, методы анализа данных с использованием искусственного интеллекта и глубокого обучения пока не получили массового применения. Эти технологии обладают большим потенциалом для повышения точности диагностики и автоматизации процессов мониторинга, что делает их перспективными для будущего развития в сфере неонатологии.

Большое внимание ученые в области биомедицинской инженерии уделяют разработкам и исследованию систем автоматического управления НИ [2, 66 – 89].

Группа ученых [11, 69 – 76] разработала и внедрила метод прогностического контроля для НИ, основанный на тепловых моделях НИ и ребенка. Для оценки качества управления параметрами микроклимата в НИ предлагается закон предиктивного управления и проводится имитационное моделирование. Для оценки параметров жизнедеятельности новорожденных исследовательские группы уделяют отдельное внимание различным подходам к реализации нечеткого управления. На основе алгоритма Мамдани авторы статьи [77] реализуют систему управления температурой и давлением в разрабатываемом прототипе НИ с использованием микроконтроллера.

Анализ опубликованных работ показал, что использование традиционных методов управления НИ не всегда обеспечивает высокоточное поддержание микроклимата внутри НИ. Для решения задач управления в таких системах требуется применение новых эффективных методов, таких как авторский

алгоритм ГНСУ, который может значительно улучшить управление сложными нелинейными системами.

### 1.3 Оценка воздействия неблагоприятных факторов окружающей среды

Недоношенные дети особенно уязвимы к воздействию неблагоприятных факторов окружающей среды, таких как яркий свет и высокий уровень шума. Эти факторы могут оказывать значительное негативное воздействие на физиологическое и психическое состояние младенцев, вызывая стресс и повышая риск развития различных заболеваний, включая нарушения зрительных функций [90 – 103].

Отдельным направлением в медицине является экологическая неонатология, которая направлена на исследование влияния факторов окружающей среды (освещение, шум, качество воздуха и т.д.) на здоровье и развитие новорожденных, особенно недоношенных детей [104].

В работах [98, 105] исследовано влияние электромагнитных полей на новорожденных в НИ. В своих выводах авторы подчеркнули, что электромагнитные поля могут представлять серьезную угрозу для здоровья недоношенных детей и медицинского персонала, непосредственно занимающегося уходом за ними. В статье отмечается, что электромагнитные излучения, создаваемые электрическими приборами, медицинскими устройствами и другими источниками, могут оказывать неблагоприятное влияние на физиологическое состояние новорожденных, вызывая нарушения в функционировании нервной системы, изменения в работе сердца и сосудов, а также другие патологические реакции. Авторы акцентируют внимание на необходимости дальнейшего изучения этого вопроса и разработки мер защиты от воздействия электромагнитных полей в неонатальных отделениях, чтобы минимизировать возможные риски для здоровья новорожденных и персонала [2].

Одним из главных вызовов в развитии НИ является предотвращение инфекций, вызванных микроорганизмами, среди которых могут быть патогены,

угрожающие жизни и здоровью новорожденных [106 – 108]. Борьба с инфекциями представляет особую сложность, так как иммунная система недоношенных детей слабо развита и неспособна эффективно противостоять бактериальным и грибковым патогенам. В результате эти микроорганизмы могут быстро размножаться и вызывать серьезные заболевания, такие как сепсис, менингит и пневмония, которые могут привести к тяжелым последствиям, вплоть до летального исхода.

Таким образом, в настоящее время существует потребность в усовершенствовании конструкции НИ. Для защиты новорожденного от яркого освещения и обеспечения суточных ритмов дня и ночи (циркадные ритмы) предлагается использовать вместо применяемых на сегодняшний день накидок систему смарт-остекления, которая позволит плавно регулировать степень освещенности внутри НИ.

#### 1.4 Особенности организма недоношенных детей и методы их выхаживания с использованием неонатальных инкубаторов

Недоношенность – это состояние, при котором ребёнок рождается ранее окончания полного гестационного периода, то есть до достижения 37 недель беременности и массой тела менее 2500 г. Дети, рождающиеся раньше этого срока, требуют особого внимания и ухода, т. к. их состояние характеризуется рядом анатомо-физиологических признаков, затрагивающих функциональные системы организма [109, 110]. Стратегией выхаживания недоношенных новорожденных и способами их реабилитации занимается такая наука, как неонатология. Это область педиатрии, специализирующаяся на изучении возрастных особенностей и заболеваний детей в первые четыре недели жизни. Как отдельный раздел медицины неонатология была введена во второй половине XX века американским педиатром Александром Шаффером [109].

Телосложение недоношенных детей отличается некоторыми особенностями. У них обычно большая голова с преобладанием мозгового отдела

черепа, нередко наблюдаются открытые черепные швы и роднички, а пупочное кольцо расположено низко. Подкожная жировая клетчатка развита слабо. Характерно наличие обильного пушкового волосяного покрова (лануго), а при значительной степени недоношенности ногти могут быть недоразвитыми. Кости черепа отличаются мягкостью и податливостью из-за недостаточной минерализации, а ушные раковины остаются мягкими.

Основываясь на внешнем осмотре ребенка, можно определить степень недоношенности (гестационный возраст) по совокупности морфологических критериев. Для этой цели разработаны оценочные таблицы, в которых признаки выражены в балльной системе.

Недоношенных детей можно классифицировать в зависимости от веса при рождении:

- низкая масса тела при рождении: вес ребёнка при рождении составляет менее 2500 граммов;
- очень низкая масса тела при рождении: вес ребенка при рождении составляет менее 1500 граммов;
- экстремально низкая масса тела: вес ребенка при рождении составляет менее 1000 граммов;
- другие категории недоношенности: включают детей с различными степенями недоношенности, которые определяются на основе срока беременности и массы тела при рождении.

Степень недоношенности классифицируется следующим образом:

- легкая степень недоношенности: рождение между 34 и 36 неделями гестации;
- средняя степень недоношенности: рождение между 32 и 34 неделями гестации;
- тяжелая степень недоношенности: рождение до 32 недель гестации [111, 112].

Каждая степень недоношенности требует индивидуального подхода к лечению и уходу, учитывая особенности физиологического состояния ребенка.

Недоношенные дети сталкиваются с рядом физиологических нарушений, которые требуют своевременного выявления и лечения. Среди них:

- респираторные осложнения, вызванные незрелостью лёгких: респираторный дистресс-синдром, нарушение дыхания, бронхолегочная дисплазия;
- патологии сердечно-сосудистой системы: врожденные пороки сердца и другие нарушения;
- желудочно-кишечные проблемы: незрелость желудочно-кишечного тракта, что может привести к некротизирующему энтероколиту и другим расстройствам питания и усвоения пищи;
- патологии иммунной системы: незрелость иммунитета делает недоношенных детей более восприимчивыми к инфекциям;
- сенсорные нарушения: ретинопатия недоношенных и нарушения слуха;
- долгосрочные последствия: возможны задержки в физическом развитии и хронические заболевания в более позднем возрасте [113].

Недоношенность также может привести к серьезным неврологическим нарушениям, которые в дальнейшем могут повлиять на нейропсихическое развитие:

- внутрижелудочковые кровоизлияния, возникающие из-за хрупкости сосудов головного мозга у недоношенных детей;
- перинатальные поражения центральной нервной системы: могут проявляться в виде церебрального паралича, задержки психомоторного развития, замедленной реакции на раздражения, несовершенства терморегуляции, мышечной гипотонии и других нарушений [114].

Из-за незрелости механизмов терморегуляции недоношенные дети склонны к гипотермии, т.е. низкой способности производить тепло вместе с высокой теплоотдачей. Нарушение механизма адекватного повышения температуры тела в ответ на инфекцию может приводить к избыточному накоплению тепла, т.е. гипертермии. Гипертермии также способствует недоразвитие потовых желез [115].

Новорождённые, особенно недоношенные, имеют ограниченные возможности для терморегуляции. У них узкий термонеutralный диапазон, и они не могут компенсировать изменения температуры окружающей среды с помощью потоотделения или дрожи. Ответ на холод сводится к вазоконстрикции, что позволяет сохранить тепло в центральной части тела. Вазоконструкция – сужение кровеносных сосудов, вызванное сокращением их гладких мышц. Это естественная реакция организма на холод или стресс, при которой кровь перенаправляется из периферических частей тела (например, конечностей) к жизненно важным органам (мозгу, сердцу, печени), чтобы сохранить тепло и обеспечить их нормальное функционирование. У младенцев, особенно недоношенных, вазоконстрикция – это основной механизм предотвращения потерь тепла, так как их система терморегуляции ещё недостаточно развита. Этот механизм имеет свои ограничения, и температура тела может значительно измениться в зависимости от условий окружающей среды [116].

Недоношенность характеризуется рядом серьёзных нарушений функциональных систем организма, среди которых наблюдается незрелость коры головного мозга, незрелость терморегуляционных механизмов, сниженная теплопродукция и повышенная, отсутствие адекватного повышения температуры как реакции на инфекционный процесс, а также высокая возможность перегрева ребёнка в НИ. Избыточные потери тепла фактически обесценивают весь дальнейший уход за ребёнком и могут привести к необратимым изменениям в организме вплоть до летального исхода. Отмечается незрелость систем органов дыхания, вследствие чего снижен объём дыхания и нарушен его ритм. Сердечно-сосудистая система характеризуется слабостью наполнения и лабильностью пульса, а также снижением резистентности лёгочных сосудов [117]. Также отмечают ряд особенностей в развитии желудочно-кишечного тракта, эндокринной системы, половых желёз и почек [118]. Эти признаки, вместе с перенесенной гипоксией, могут служить факторами, приводящими к необходимости проведения интенсивной терапии [117].

В таблице 1.2 представлены требования к заданию температуры и влажности для адаптации новорожденного в зависимости от его массы тела и возраста [118 – 122].

Таблица 1.2 – Параметры микроклимата в НИ в зависимости от массы тела и возраста новорожденного

| Степень недоношенности | Масса тела, гр | Возраст в днях | Срок гестации  | Температурный режим в инкубаторе, °C | Влажность, % |
|------------------------|----------------|----------------|----------------|--------------------------------------|--------------|
| IV                     | 800 – 1200     | 0 – 4          | 22 – 26 недель | 37 – 35                              | 85           |
|                        |                | 4 – 8          |                |                                      |              |
|                        |                | 8 – 14         |                | 35 – 34                              |              |
|                        |                | 15 – 21        |                | 34 – 33                              | 50           |
|                        |                | 21 – 28        |                | 33 – 32.5                            |              |
| III                    | 1200 – 1500    | 0 – 4          | 27 – 28 недель | 35 – 34.5                            | 85           |
|                        |                | 4 – 8          |                |                                      | 50           |
|                        |                | 8 – 14         |                | 34.5 – 34                            |              |
|                        |                | 15 – 21        |                | 34 – 33                              |              |
|                        |                | 21 – 28        |                | 33 – 32                              |              |
| II                     | 1500 – 1700    | 0 – 4          | 29 – 34 недели | 35 – 34                              | 75 – 70      |
|                        |                | 4 – 8          |                |                                      | 55 – 50      |
|                        |                | 8 – 14         |                | 34 – 33                              | 50           |
|                        |                | 15 – 21        |                | 33 – 32                              |              |
|                        |                | 21 – 28        |                |                                      |              |
|                        | 1700 – 1800    | 0 – 4          |                | 34 – 33                              | 75 – 70      |
|                        |                | 4 – 8          |                |                                      | 55 – 50      |
|                        |                | 8 – 14         |                | 33 – 32.5                            | 50           |
|                        |                | 15 – 21        |                | 32.5 – 32                            |              |
|                        | 1800 –         | 0 – 4          |                | 33 – 32                              | 75 – 70      |

|  |                 |        |  |           |         |
|--|-----------------|--------|--|-----------|---------|
|  | 1900            | 4 – 8  |  |           | 55 – 50 |
|  |                 | 8 – 14 |  | 32        | 50      |
|  | 1900 и<br>более | 0 – 4  |  | 32.5 – 32 | 75 – 70 |
|  |                 | 4 – 8  |  |           | 55 – 50 |
|  |                 | 8 – 14 |  | 32        | 50      |
|  |                 |        |  |           |         |

Обобщив данные из таблицы 1.2, отметим, что диапазон температур в НИ поддерживается в диапазоне от 37 °С до 32 °С, относительная влажность поддерживается в диапазоне от 90% до 50 – 55%. Концентрация подаваемого кислорода зависит от состояния новорожденного. Для обеспечения требуемой концентрации кислорода медицинскими работниками применяется неинвазивный метод транскутанного мониторинга, определяющего уровень насыщения крови кислородом. В среднем, рекомендуемый показатель концентрации подаваемого в НИ кислорода составляет 35 – 40%.

Температурный диапазон воздуха в палатах интенсивной терапии и реанимации новорожденных, где установлен НИ, составляет от 23 °С до 25 °С с соблюдением санитарно-эпидемиологических норм. Это способствует поддержанию комфортного микроклимата и обеспечению притока свежего воздуха, необходимого для здоровья пациентов.

Исходя из технических характеристик современных НИ, можно назвать существующую точность поддержания параметров микроклимата. Соответственно отклонение поддерживаемой температуры составляет  $\leq 0.5$  °С, для относительной влажности –  $\pm 5\%$ , для концентрации подаваемого в НИ кислорода –  $\pm 4\%$ .

Учитывая ранее изложенный материал исследований [90 – 108] по негативному воздействию факторов окружающей среды на организм новорожденного, выделим отдельно влияние яркого света на физиологическое и психическое состояние ребенка.

Продолжительное воздействие повышенной экспозиции и яркого освещения приводит к нарушениям биоритмов, снижению реакции и ориентации на световые и звуковые раздражители, а также к поведенческим нарушениям [118]. Соблюдение регулярных циркадных ритмов в отделениях реанимации и интенсивной терапии новорожденных способствует снижению уровня кортизола, нормализации режима сна и бодрствования, а также стимулирует выработку гормонов роста, что в совокупности оказывает положительное влияние на физическое и психоэмоциональное развитие младенца [123, 124]. На основе исследований, практического опыта были разработаны и внедрены четкие рекомендации по соблюдению циклического освещения в отделениях интенсивной терапии и реанимации для новорожденных. В зависимости от степени недоношенности, общего состояния ребенка, положения его тела в НИ и времени суток свет должен регулироваться плавно в диапазоне от  $1 \pm 0.01$  лк до  $325 \pm 5$  лк. Согласно СанПиН 2.1.3678-2020 официально рекомендованная норма общей освещенности в детских отделениях, палатах интенсивной терапии новорожденных, послеоперационных составляет 200 лк [125, 126].

Для защиты новорожденного от воздействия яркого света и соблюдения светового режима в настоящее время применяются изотермические чехлы, которые накидывают на колпак НИ. Однако данный подход имеет ряд недостатков: нарушение норм противопожарной безопасности из-за легковоспламеняемости ткани; накопление в ткани пыли и патогенных микроорганизмов; ошибки медицинского персонала из-за субъективных факторов могут приводить к несоблюдению временного режима и точного соблюдения циркадного ритма.

Решить эти проблемы можно путем внедрения высокоточных автоматизированных систем управления освещением с использованием технологии смарт-остекления, которые обеспечат точное соблюдение циркадных ритмов, минимизируют риски и создадут более безопасные и комфортные условия для новорожденных. Отличительной особенностью и преимуществом

применяемой технологии автоматической имитации светового дня является плавность перехода от режима «день» в режим «ночь» и наоборот.

Таким образом, проведенный анализ высокорейтинговых публикаций свидетельствует об острой потребности применения НИ для выхаживания недоношенных и ослабленных новорожденных, т.к. эти медицинские устройства обеспечивают стабильную, контролируемую среду, защищающую младенцев от агрессивной внешней среды. Несмотря на высокую точность и распространенность существующих систем выхаживания новорожденных, предлагается усовершенствованная версия НИ нового поколения со смарт-остеклением и высокоточной ГНСУ микроклиматом, что обеспечит более стабильные и комфортные условия для недоношенных детей, способствуя их лучшему развитию и снижению стресса.

### 1.5 Основные выводы, постановка цели и задач исследования

В результате детального анализа отрасли разработки и исследования НИ, включая конструкцию и виды существующих видов кувезов, физических и математических моделей тепло- и массопереноса, применение НФ, разработку алгоритмов управления параметрами микроклимата, системы непрерывного мониторинга физиологических показателей новорожденного и влияние негативных факторов внешней среды, были сформулированы нерешенные проблемы и перспективы их дальнейшего развития.

В первых поколениях НИ применялись позиционные системы управления параметрами микроклимата, которые характеризуются наличием колебательных режимов и отсутствием стабилизации.

В современных НИ используются линейные ПИД-регуляторы. Однако выходные параметры, которые следует стабилизировать (температура воздушного пространства внутри НИ, относительная влажность, концентрация кислорода и уровень освещенности), являются взаимосвязанными параметрами, что, в свою очередь, вызывает большую сложность их стабилизации. К тому же для точной

настройки регуляторов четырех выходных параметров в общей сложности требуется подобрать 12 коэффициентов регулирования. В предлагаемом алгоритме ГНСУ настраиваются всего два параметра.

Алгоритм ГНСУ относится к классу адаптивных алгоритмов. ГНСУ предназначен для управления многосвязными, нелинейными, стохастическими объектами, такими как НИ. Этот алгоритм управления масштабируемый, что дает возможность изменения количества управляемых и управляющих параметров (добавление дополнительных устройств, датчиков и исполнительных устройств). Например, перспективными решениями для повышения точности управления могут быть регулирование скорости вращения вентилятора, управление параметрами микроклимата в помещении, где находится НИ. Алгоритм ГНСУ реализован на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и высокоуровневого объектно-ориентированного языка программирования Python, что в перспективе дает возможность расширить функции НИ, в том числе для включения в их программное обеспечение систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР), интеллектуальных систем бесконтактного измерения температуры ребенка, пульса, частоты дыхания, распознавания движений и т.п.

Современные модели НИ требуют значительных улучшений, включая внедрение инновационных технологий для защиты новорожденных от негативного влияния шума и света, интеграцию искусственного интеллекта для повышения точности диагностики и автоматизации мониторинга, а также использование передовых методов управления микроклиматом, таких как нейросетевые алгоритмы глубокого обучения, уточненные с помощью проработанных комплексных моделей взаимодействия между компонентами НИ и младенца и проведения экспериментов по моделированию физиологических процессов с применением ГНФ. Особое внимание должно уделяться модернизации конструкции НИ, например, путем внедрения систем smart-остекления для регулирования освещенности и поддержания циркадных ритмов у недоношенного ребенка.

Целью исследования является повышение точности поддержания параметров микроклимата – температуры, относительной влажности, концентрации кислорода и освещённости, а также температуры кожи ребенка в НИ за счёт разработки системы управления на основе применения метода ГНСУ.

Для достижения поставленной цели были сформулированы задачи исследования:

- Исследование факторов, оказывающих воздействие на эффективность управления и поддержания, необходимых для недоношенных детей условий микроклимата в НИ.

- Аппаратная реализация экспериментальной установки для исследования особенностей управления параметрами микроклимата и состоянием организма новорожденного, включающей НИ, блок управления микроклиматом на основе микрокомпьютера, а также ГНФ с управляемой имитацией кровотока.

- Разработка и изготовление полноростового ГНФ с программной реализацией усовершенствованной позиционной системы управления имитацией кровотока в ГНФ, предназначенного для проведения исследований для точной настройки и оценки эффективности ГНСУ.

- Разработка нейросетевой системы управления для поддержания оптимального уровня микроклимата в НИ.

- Разработка математической модели тепло- и массопереноса в НИ на основе блочного принципа, реализующего учёт взаимодействия модели ребёнка, элементов НИ, входящих, выходящих потоков воздуха и добавленного кислорода, а также влияния возмущающих факторов внешней среды и решение задачи ее параметрической идентификации.

- Имитационные исследования метода ГНСУ на основе комплексной математической модели тепло- и массопереноса в НИ для оценки эффективности разрабатываемой системы управления, а также проведение эксплуатационных исследований на разрабатываемой экспериментальной установке для оценки эффективности поддержания параметров микроклимата в НИ и возможности управления состоянием организма ребенка.

## 1.6 Выводы по первой главе

1. Исследованы принцип работы и структура НИ.
2. Приведена классификация НИ, выявлены основные производители и проведен анализ технического развития.
3. Проведен анализ основных исследований по процессам тепло- и массопереноса в НИ.
4. Исследованы основные направления разработки неонатальных фантомов для целей изучения процессов тепло- и массопереноса в организме новорожденных.
5. Проанализированы существующие системы мониторинга параметров организма ребенка.
6. Изучены основные работы и выявлены проблемы по разработке систем управления НИ.
7. Исследовано влияние негативных факторов окружающей среды на организм недоношенного ребенка.
8. Рассмотрены медицинские аспекты и необходимость использования НИ.
9. Определены цели и задачи исследования.

## ГЛАВА 2 ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ УСТАНОВКА ДЛЯ ИССЛЕДОВАНИЯ ОСОБЕННОСТЕЙ УПРАВЛЕНИЯ МИКРОКЛИМАТОМ В НЕОНАТАЛЬНЫХ ИНКУБАТОРАХ С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ ГИДРОДИНАМИЧЕСКОГО ФАНТОМА НОВОРОЖДЕННОГО

Реализация новых методов высокоточного управления такими объектами, как НИ, осложняется нелинейностью, нестационарностью, стохастичностью параметров и наличием перекрёстных связей. Для подобных объектов применение алгоритмов, основанных на классических методах управления, не всегда соответствует критериям эффективности поддержания заданных параметров. Имеются требования к высокоточному поддержанию в НИ параметров микроклимата [127, 128].

В данной главе представлены этапы разработки экспериментальной установки НИ нового поколения для исследования особенностей высокоточного алгоритма управления микроклиматом с использованием полноростового ГНФ. Экспериментальная установка основана на использовании одноплатного микрокомпьютера, что обеспечивает гибкость и точность управления параметрами микроклимата в НИ, интегрируя современные технологии для мониторинга и регулирования температуры, относительной влажности и других ключевых параметров, что делает систему более надежной и адаптивной.

### 2.1 Структура, принцип работы и монтаж экспериментальной установки

Предлагается экспериментальная установка (рисунок 2.1), включающая полноростовой ГНФ с имитацией системы кровообращения [129] для проведения эксплуатационных исследований по оценке влияния высокоточных методов управления на протекание динамических процессов тепло- и массопереноса в НИ.

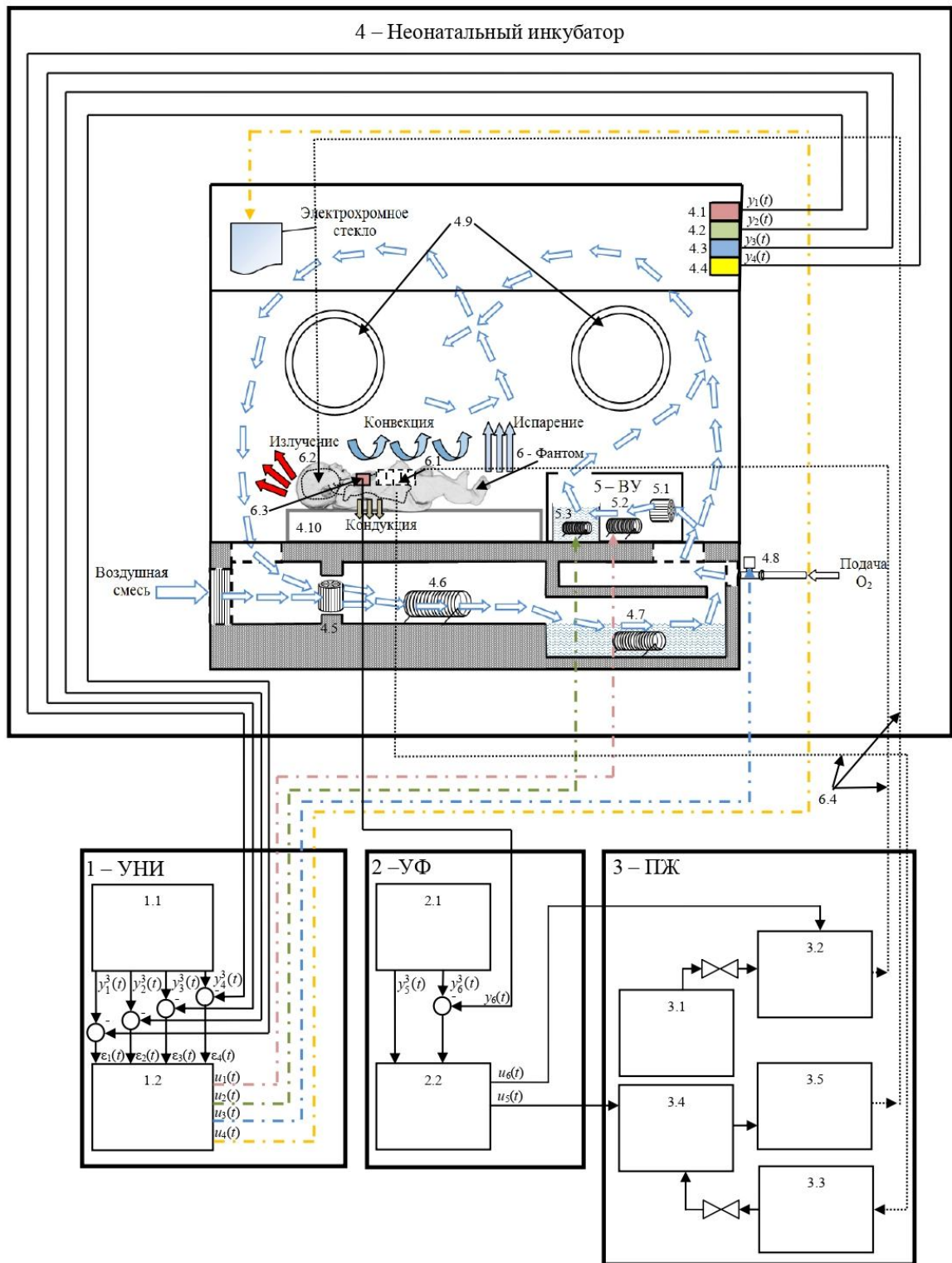


Рисунок 2.1 – Обобщенный вид экспериментальной установки с использованием ГНФ

Структура разработанной экспериментальной установки (рисунок 2.1) [129] выполнена в виде взаимосвязанных блоков: блок управления НИ (УНИ) – 1, блок

управления ГНФ (УФ) – 2, блок подготовки кровеимитирующей жидкости и жидкости для имитации процесса испарения телом ребенка (блок подготовки жидкости (ПЖ)) – 3, НИ Amelie фирмы ARDO – 4, блок формирования потока воздуха (ФПВ) – 5; ГНФ – 6.

Задающие воздействия, определяющие цель управления по поддержанию заданных параметров микроклимата НИ – температуры  $y_1^3(t)$ , относительной влажности,  $y_2^3(t)$ , концентрации кислорода  $y_3^3(t)$  и уровня освещенности  $y_4^3(t)$ , формируются на блоке 1.1 (УНИ), который выполнен на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B Desktop Kit». На основе сигналов рассогласования  $\varepsilon_1(t) = y_1(t) - y_1^3(t)$ ,  $\varepsilon_2(t) = y_2(t) - y_2^3(t)$ ,  $\varepsilon_3(t) = y_3(t) - y_3^3(t)$ ,  $\varepsilon_4(t) = y_4(t) - y_4^3(t)$  посредством ГНСУ в блоке 1.2 формируются управляющие сигналы  $u_i(t)$ ,  $i=1,2,3,4$ , представляющие собой коэффициенты заполнения ШИМ. Контур управления реализован на основе обратной связи с расположенными внутри НИ датчиками 4.1 – 4.4 температуры, относительной влажности [129], концентрации кислорода и освещенности соответственно для получения текущей информации  $y_1(t) - y_4(t)$  состояния внутренней среды НИ.

В разрабатываемой экспериментальной установке предлагается совместная работа разрабатываемого блока ВУ и управляющих элементов контроллера НИ 4 (4.5 – вентилятор; 4.6 – нагреватель воздуха; 4.7 – нагреватель воды в увлажнителе). Предполагается, что значения управляющих элементов 4.5 – 4.7 будут установлены на минимум с целью имитации возмущающих воздействий окружающей среды, а также для обеспечения подачи отфильтрованного воздуха в блок ФПВ [129].

В блоке ФПВ циркуляция воздуха обеспечивается вентилятором 5.1, прогоняющим отфильтрованный воздух, который далее нагревается, увлажняется и затем поступает в камеру с новорожденным.

Управляющие сигналы  $u_1(t)$ ,  $u_2(t)$ ,  $u_3(t)$ ,  $u_4(t)$ , формируемые на выходе микрокомпьютера, соответственно воздействуют на следующие элементы системы: коэффициент заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента 5.2, поддерживающего температуру воздушного пространства в НИ, %;

коэффициент заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента увлажнителя 5.3, %; коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения на электромагнитный клапан расхода кислорода 5.4, %; коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения, подаваемого на электрохромное стекло 5.5, которое обеспечивает заданную освещенность внутри НИ, %.

Блок управления тепло-влажностными процессами (УФ), воспроизводимых с помощью разрабатываемого полноростового ГНФ 6 недоношенного ребёнка, реализован на основе одноплатного микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B Desktop Kit». ГНФ помещается на матрас 4.10 внутри НИ 4. Блок 2.1 предназначен для формирования задающих воздействий  $y_5^3(t)$  и  $y_6^3(t)$ .

Посредством применения алгоритма усовершенствованного позиционного регулирования [129, 130] в блоке 2.2 с учетом сигнала рассогласования  $\varepsilon_6(t) = y_6(t) - y_6^3(t)$  на нагреватель 3.4 кровеимитирующей жидкости подается управляющее воздействие  $u_5(t)$ . Реализована обратная связь с датчиком 6.3 температуры поверхности ГНФ  $y_6(t)$ . Подогретая кровеимитирующая жидкость поступает из накопительной емкости 3.3 и циркулирует через внутренние полости ГНФ 6.2 с помощью перистальтического насоса 3.5. Имитация естественного испарения влаги с тела новорожденного  $y_5^3(t)$  осуществляется подачей воды из емкости 3.1 к увлажнителю 6.1 на поверхности тела ГНФ 6 путем передачи управляющего сигнала  $u_6(t)$  на шприцевой насос 3.2. Циркуляция жидкостей в экспериментальной установке управления ГНФ обеспечивается через замкнутый контур эластичных трубок 6.4. Работа НИ 4 перманентно подвергается влиянию внешних возмущающих факторов, возникающих вследствие особенностей конструкции НИ, работы системы подачи кислорода 4.8, включающей датчик кислорода 4.3, течения воздуха через порты доступа 4.9 [129].

Экспериментальная установка (рисунок 2.1) позволяет исследовать систему поддержания параметров микроклимата НИ и управления состоянием ребенка в НИ в условиях, максимально приближенных [129] к клиническим.

В общем виде, создание экспериментальной установки подразумевает монтаж 4 взаимосвязанных блоков: электропитания (Э), управления и отображения (УиО), воздействующих устройств (ВУ) и датчиков (Д). При монтаже блоков будем ориентироваться на структурную схему, представленную на рисунке 2.2.

Блок Э предназначен для подачи переменного тока на шину питания, микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B» и на подключённый к нему монитор. Шина питания необходима для передачи питания на блок вентиляторов, охлаждающих регуляторы мощности и силовые ключи, а также на блок питания 12 В двух силовых ключей N-Channel v3 и на блок питания 24 В постоянного тока регуляторов мощности MP248. Блок УиО представляет собой микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B», передающий управляющие воздействия (сигналы ШИМ) на воздействующие устройств ВУ через следующие элементы управления: два силовых ключа N-Channel v3 для управления электрохромным стеклом и электромагнитным клапаном Такаока 20201609 и через два регулятора мощности MP248 для управления нагревателем и увлажнителем. Блок ВУ представляет собой устройства: электрохромное стекло, электромагнитный клапан для управления потоком кислорода от кислородного баллона, а также нагреватель и увлажнитель, через которые нагнетается воздух с помощью вентилятора, соединённого напрямую с шиной питания. Блок Д формирует текущие значения управляемых величин на микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B» с помощью набора датчиков: датчика температуры и влажности HDC1080 внутренней среды НИ, датчика температуры, относительной влажности и давления BME280 для измерения температуры кожи ребёнка, датчика освещённости BH1750, а также датчика кислорода ME2-O2-Ф20, сигнал с которого поступает на микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B» через АЦП PCF8591.

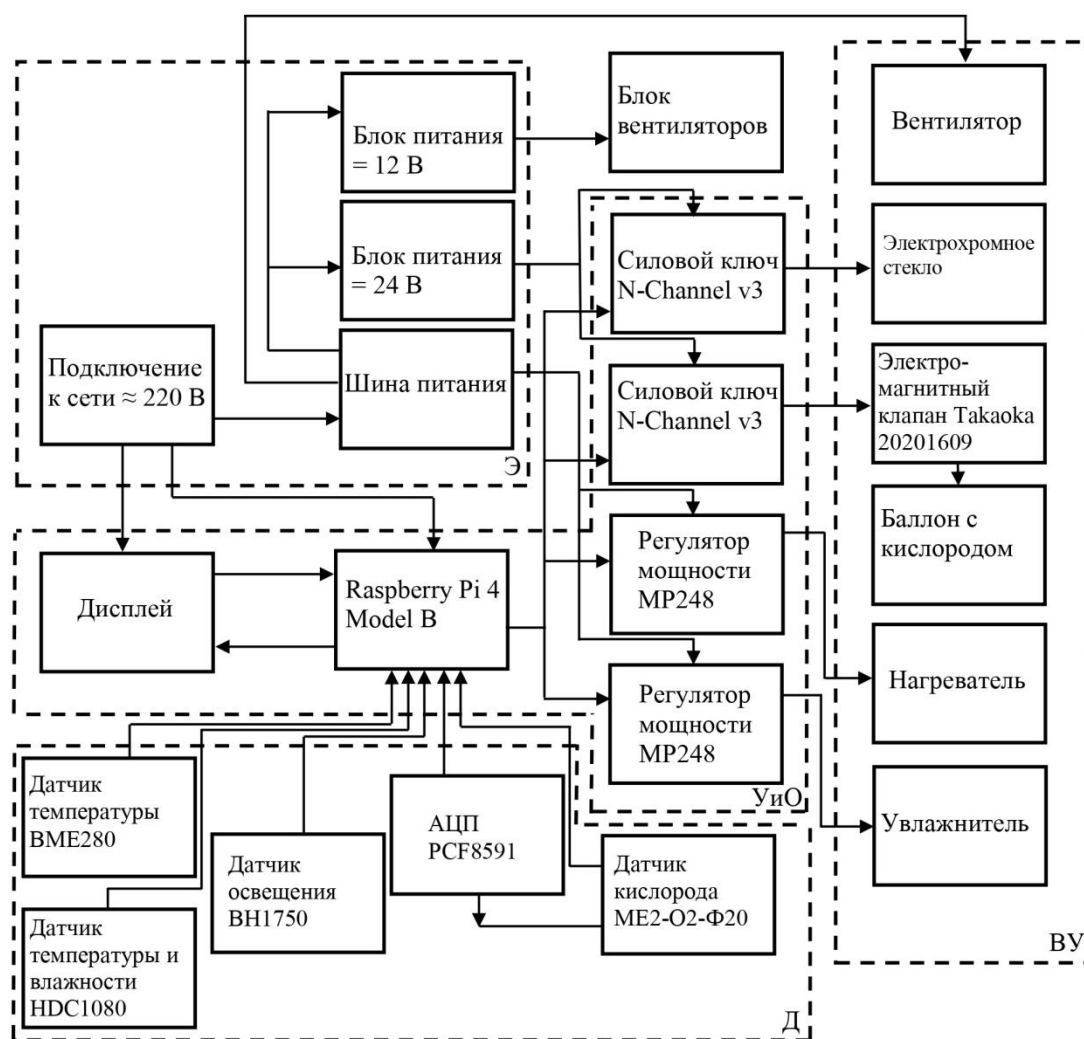


Рисунок 2.2 – Структурная схема экспериментальной установки

Монтаж блоков электропитания (Э) и управления и отображения (УиО) осуществляется на металлическом каркасе, предназначенном для крепления двух DIN-реек. На нижнюю часть (основание каркаса) производится монтаж блоков питания ключей и вентиляторов, а также два соединительных клеммника.

Четыре вентилятора охлаждения соединены параллельно, устанавливаются в верхней части каркаса и служат для охлаждения регуляторов мощности.

Нижняя DIN-рейка является основной для крепления микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B», выключателя электропитания всей установки, и макетной платы, применяемой в силу высокого числа компонентов установки и связанной с ним сложностью эргономичного монтажа проводов.

Подключение блоков управления и отображения (УиО), и датчиков (Д) отображено в таблице 2.1.

Таблица 2.1 – Подключение блоков управления и отображения и датчиков

| Название элемента                                                  | Подключение к Raspberry Pi 4 Model B                                                                                                                                                                               |
|--------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Модуль цифрового датчика измерения температуры и влажности HDC1080 | VCC (+) – напрямую к пину питания (3.3В или 5В);<br>GND (-) – напрямую к пину заземления;<br>двухпроводной интерфейс I2C подключен через макетную плату, адрес 0x40) к пину 3 (GPIO 2/ SDA) и пину 5 (GPIO 3/ SCL) |
| Модуль датчика измерения температуры, влажности и давления BME280  | VCC (+) – напрямую к пину питания (3.3В или 5В);<br>GND (-) – напрямую к пину заземления;<br>двухпроводной интерфейс I2C подключен через макетную плату, адрес 0x76) к пину 3 (GPIO 2/ SDA) и пину 5 (GPIO 3/ SCL) |
| Модуль датчика освещенности BH1750                                 | VCC (+) – напрямую к пину питания (3.3В или 5В);<br>GND (-) – напрямую к пину заземления;<br>двухпроводной интерфейс I2C подключен через макетную плату, адрес 0x23) к пину 3 (GPIO 2/ SDA) и пину 5 (GPIO 3/ SCL) |
| Модуль датчика кислорода ME2-O2-Ф20                                | VCC (+) – напрямую к пину питания (3.3В или 5В);<br>GND (-) – напрямую к пину заземления;<br>SIG – к АЦП PCF8591 через аналоговый вход AIN0                                                                        |
| АЦП/ЦАП преобразователь PCF8591                                    | VCC (+) – напрямую к пину питания (3.3В или 5В);<br>GND (-) – напрямую к пину заземления;<br>двухпроводной интерфейс I2C подключен через макетную плату, адрес 0x48) к пину 3 (GPIO 2/ SDA) и пину 5 (GPIO 3/ SCL) |

|                                                           |                                                                                                                    |
|-----------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Регулятор мощности<br>MP248                               | для регулирования мощности нагревателя воздуха напрямую к «Raspberry Pi 4 Model B» через Pin 15 (GPIO 22)          |
|                                                           | для регулирования мощности нагревателя воды в увлажнителе напрямую к «Raspberry Pi 4 Model B» через Pin 7 (GPIO 4) |
| Силовой ключ на базе полевого транзистора<br>N-Channel v3 | для управления клапаном подачи кислорода подключен напрямую к «Raspberry Pi 4 Model B» через Pin 13 (GPIO 27)      |
|                                                           | для управления электрохромным остеклением подключен напрямую к «Raspberry Pi 4 Model B» через Pin 12 (GPIO 18)     |

Элементы блока управления и отображения (УиО) – крепятся попарно (два регулятора мощности MP248, два ключа N-Channel v3) на верхней DIN-рейке. Напряжения, управляемые через регуляторы мощности и ключи, а также напряжение питания охлаждающих вентиляторов передаются через провода, которые образуют три кабельных жгута соответственно и крепятся на левой стенке установки.

На правой части установки произведён монтаж трёх силовых выходов для нагревателя воздуха в НИ, нагревателя воды в увлажнителе, а также вентилятора, обеспечивающего циркуляцию воздуха. Отметим, что вентилятор, обеспечивающий циркуляцию воздуха и охлаждающие вентиляторы не управляются, их работа запускается сразу после включения установки в сеть. Монтаж проводов к силовым выходам осуществлён по правой стенке установки.

В верхней части установки произведён монтаж выхода управления клапаном кислорода и управления умным остеклением в формате RS-232 вместе с соединительными проводами до ключей управления N-Channel v3.

Монтаж блока ФПВ осуществлён в виде железного короба с установленными внутри вентилятором, прогоняющим воздух через нагреватель воздуха и нагреватель воды в установленной ёмкости.

Модули датчиков температуры и влажности HDC1080, освещенности BH1750 и кислорода ME2-O2-Ф20 устанавливаются в пространство внутреннего купола НИ на левой стенке совместно, по аналогии с датчиками базового НИ Amelie, а также к телу ГНФ прикреплен модуль датчика температуры BME280.

## 2.2 Электрическая схема экспериментальной установки

Разработка электрической схемы НИ является ключевым моментом, обеспечивающим его надежную и безопасную работу. На рисунках 2.3 – 2.4 представлены электрические структурные схемы, определяющие основные её функциональные части, назначение и взаимосвязи элементов. Описание включает в себя блоки питания, системы управления, датчики и исполнительные механизмы, которые обеспечивают поддержание оптимальных условий для новорожденного. Аппаратное обеспечение экспериментальной установки с описанием технических характеристик описано в таблице 2.2.

Таблица 2.2 – Технические характеристики элементов экспериментальной установки

| Элементы лабораторной установки                                                   | Технические характеристики                                   |
|-----------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------|
| Блок управления и мониторинга параметрами микроклимата в неонатальном инкубаторе: |                                                              |
| Микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B»                                           | Напряжение питания: 5 В<br>Максимальный ток потребления: 3 А |
| Автоматический выключатель<br>IEK ВА 47-29 С6                                     | Количество полюсов: 1<br>Отключающая способность: 4.5 кА     |

|                                                                    |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
|--------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                                    | Номинальный ток: 6 А                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                  |
| Блок питания YXDY S-12W-12                                         | Входное напряжение: $\approx 110 - 260$ В<br>Выходное напряжение: 12 В<br>Мощность: 12 Вт                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
| Блок питания EAC CTG-60W-24V                                       | Входное напряжение: 190 – 240 В<br>Выходное напряжение: 24 В<br>Выходной ток: 2,5 А<br>Мощность: 60 Вт                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| Вентиляторы охлаждения<br>Tidar RQD5015MS                          | Напряжение: 12 В<br>Ток: 0.15 А                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                       |
| Модуль цифрового датчика измерения температуры и влажности HDC1080 | Напряжение питания: 3.3 В или 5 В<br>Потребляемый ток: 150 мкА<br>Диапазон измерения температуры: $-40 - 105^{\circ}\text{C}$<br>Точность измерения температуры: $\pm 0.2^{\circ}\text{C}$<br>Диапазон измерения влажности: 0 – 100% RH<br>Точность измерения влажности: $\pm 2\%$<br>время отклика: $\leq 5$ с                                                                                                       |
| Модуль датчика измерения температуры, влажности и давления BME280  | Напряжение питания: 3.3 В или 5 В<br>Потребляемый ток: 0.1 – 3.6 мкА<br>Диапазон измерения температуры: $0 - 65^{\circ}\text{C}$<br>Точность измерения температуры: $\pm 0.5^{\circ}\text{C}$<br>Диапазон измерения влажности: 0 – 100% RH<br>Точность измерения влажности: $\pm 3\%$<br>Диапазон измерения давления воздуха: 300 – 1100 гПа<br>Точность измерения давления: $\pm 1$ гПа<br>время отклика: $\sim 1$ с |
| Модуль датчика освещенности BH1750                                 | Диапазон измерений: 0 – 65535 люкс<br>Точность: $\pm 20\%$ (в зависимости от условий)                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                 |

|                                                                                 |                                                                                                                                                                                           |
|---------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                                                 | Напряжение питания: 3.3 В или 5 В                                                                                                                                                         |
| Модуль датчика концентрации кислорода Winsen Grove - Oxygen Sensor (ME2-O2-Ф20) | Напряжение питания: 3.3 В или 5 В<br>Диапазон измерения: 0 – 25%<br>Чувствительность: 0.05...0.15 мА (в воздухе)                                                                          |
| АЦП/ЦАП преобразователь РСF8591                                                 | Количество каналов:<br>АЦП: 4 аналоговых входа<br>ЦАП: 1 аналоговый выход<br>Напряжение питания: 3.3В или 5В<br>Точность:<br>АЦП: $\pm 1$ ЛСБ (наименее значащий бит)<br>ЦАП: $\pm 1$ ЛСБ |
| Силовой ключ на базе полевого транзистора N-Channel v3                          | Напряжение питания: 3.3 В или 5 В<br>Потребляемый ток: до 100 мА<br>Максимальное коммутируемое напряжение: 30 В<br>максимальный коммутируемый ток: 20 А                                   |
| Регулятор мощности MP248                                                        | Максимальная мощность: 8 кВт<br>Напряжение нагрузки: 220 В<br>Напряжение питания: 3.3 В или 5В<br>Тип нагрузки: переменный ток                                                            |
| Блок воздействующих устройств:                                                  |                                                                                                                                                                                           |
| Вентилятор KFL-E12038HB2                                                        | Напряжение питания: 100 – 240 В<br>Потребляемый ток: 0.03А<br>Диапазон частоты: 50-60 Гц                                                                                                  |
| Нагревательный элемент для воздушного пространства инкубатора                   | Напряжение питания: $\approx 220$ – 240 В<br>Мощность: 600 Вт                                                                                                                             |
| Нагревательный элемент увлажнителя (тэн для воды)                               | Напряжение питания: 220 В<br>Мощность: 500 Вт                                                                                                                                             |

|                                                                                         |                                                                                                                                                                                                                                            |
|-----------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Электрохромное стекло<br>(смарт-пленка) Smartfilm                                       | Напряжение питания: 48 – 65±5 В<br>Диапазон частоты: 50 – 60 Гц<br>Сила тока: 56 мА на 1 м.кв<br>Потребление тока: 5 Вт на 1 м. кв<br>Скорость переключения: менее 1 с<br>Защита от ультрафиолета: блокирует свыше 98%<br>Замутнение: 4,5% |
| Электромагнитный клапан<br>кислородный К. ТАКАОКА,<br>модель 202010609 (серия<br>18966) | Напряжение питания: 12/ 24 В<br>Рабочая температура: 0 – 60°C<br>Тип работы: пропорциональный                                                                                                                                              |

Согласно структурной схеме (рисунок 2.2) разработана схема электрического взаимодействия элементов блока управления и мониторинга параметрами микроклимата в НИ: электропитания (Э), управления и отображения (УиО) и датчиков (Д), которая представлена на рисунке 2.3.

В общем виде блок управления и мониторинга представляет собой устройство, которое сочетает в себе высоковольтную сеть переменного тока и низковольтную сеть постоянного тока, безопасно разведенные между собой.

Питание самого микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и подключённого к нему монитора происходит от сети переменного тока 220 В независимо от питания установки.

Питание установки обеспечивается за счет стандартного источника переменного тока на 220 В. На линию фазы установлен однополюсный автоматический выключатель IEK ВА 47-29 С6, разрывающий цепь для включения/выключения установки. Линии питания подведены к соединительным клеммникам – «фазы» и «заземление».

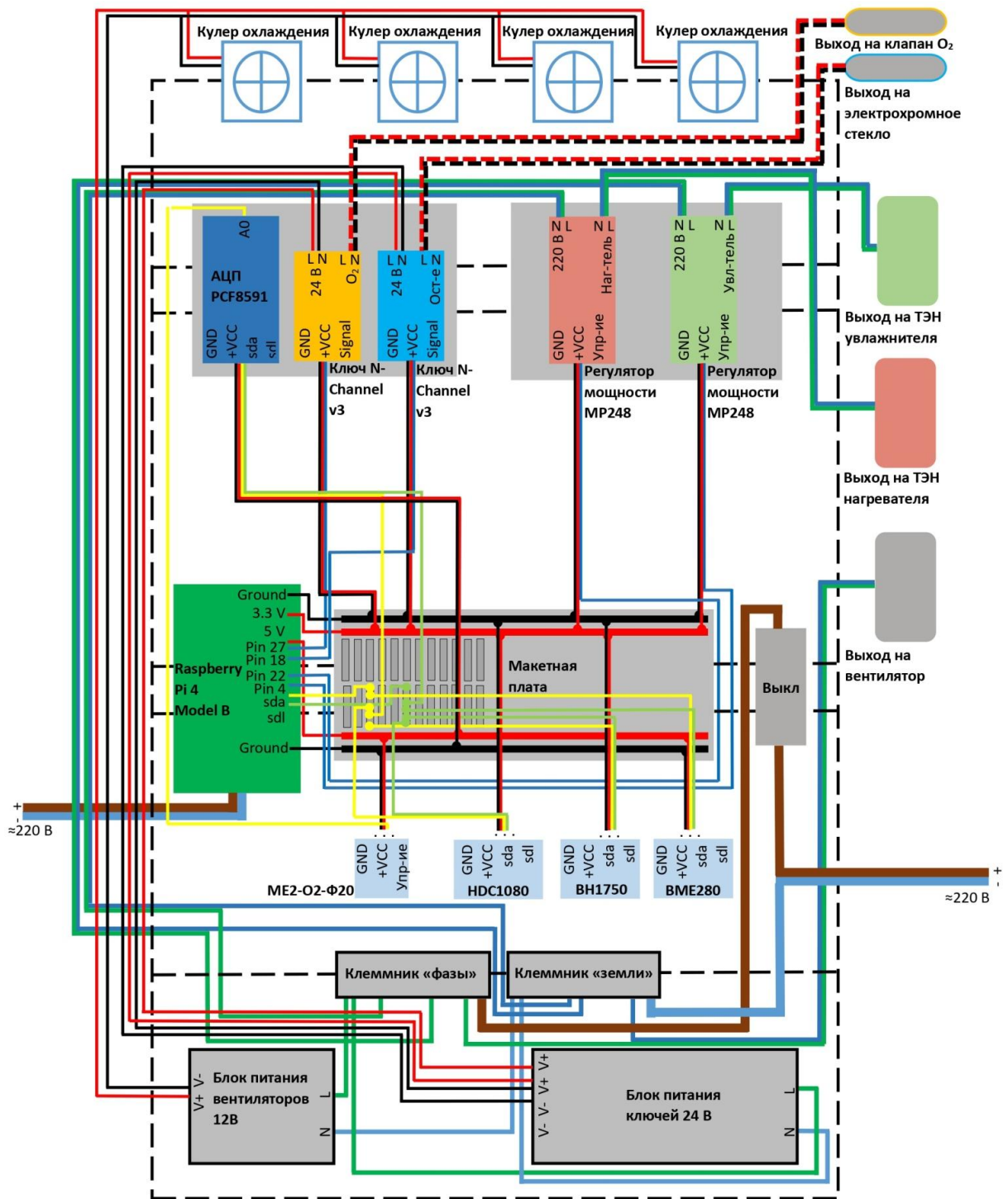


Рисунок 2.3 – Электрическая структурная схема блока управления и мониторинга параметров микроклимата

С помощью соединительных клеммников происходит распараллеливание линии питания на нагрузку: вентилятор KFL-E12038HB2 для обеспечения циркуляции воздуха внутри НИ; блок питания YXDY S-12W-12 вентиляторов охлаждения установки Tidar RQD5015M; блок питания EAC CTG-60W-24V для

электромагнитного кислородного клапана и электрохромного остекления соответственно через два силовых ключа на базе полевого транзистора N-Channel v3; два регулятора MP248 для управления мощностью нагревательных элементов воздуха и увлажнителя в блоке ВУ соответственно.

Система охлаждения блока управления и мониторинга параметрами микроклимата экспериментальной установки осуществляется за счет четырех параллельно соединенных вентиляторов Tidar RQD5015M, работа которых обеспечивается блоком питания YXDY S-12W-12, преобразующего переменное напряжение 220 В в постоянное напряжение 12 В.

Блок питания EAC CTG-60W-24V, преобразующий переменное напряжение 220 В в постоянное напряжение 24 В, предназначен для передачи напряжения на два силовых ключа на базе полевого транзистора N-Channel v3, с помощью которых реализуется управление степенью открытия электромагнитного пропорционального кислородного клапана К. ТАКАОКА и степенью прозрачности семи параллельно соединенных смарт-стекол Smartfilm. Оба силовых ключа питаются напряжением 3.3 В, передаваемого от «Raspberry Pi 4 Model B» через шину питания макетной платы.

Регуляторы мощности MP248 предназначены для управления мощностью (до 8 кВт) двух нагревательных элементов воздуха и увлажнителя в разрабатываемом прототипе контроллера НИ (блок ВУ) в цепях переменного тока с напряжением 220 В совместно с микрокомпьютером «Raspberry Pi 4 Model B». Регуляторы мощности выступают в качестве силового блока управления нагрузкой с помощью сигнала ШИМ с вывода микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B». Напряжение питания управляющей части составляет 3.3 В и передается от микрокомпьютера через шину питания макетной платы.

Для мониторинга температуры и влажности внутри рабочей камеры НИ используется модуль цифрового датчика HDC1080. Датчик подключается к микрокомпьютеру «Raspberry Pi 4 Model B» посредством четырех стандартных проводов. Выводы датчика освещенности VCC (+) и GND (-) подключены через шину питания макетной платы к пину питания 3.3 В и пину заземления

соответственно, а данные передаются по двухпроводному интерфейсу I2C через макетную плату по адресу 0x40 к пинам микрокомпьютера SDA и SCL (таблица 2.1). Преимуществами модуля являются высокая точность измерений, стабильность работы, низкое энергопотребление, невысокая стоимость, простота использования и соответствие поставленным задачам в экспериментах.

В зависимости от проводимого эксперимента применяется модуль высокоточного метеодатчика BME280 для измерения температуры с поверхности тела ГНФ. Датчик подключается к микрокомпьютеру «Raspberry Pi 4 Model B» посредством четырех стандартных проводов. Выводы датчика освещенности VCC (+) и GND (-) подключены через шину питания макетной платы к пину питания 5 В и пину заземления соответственно, а данные передаются по двухпроводному интерфейсу I2C через макетную плату по адресу 0x76 к пинам микрокомпьютера SDA и SCL (таблица 2.1). Преимуществами модуля являются высокая точность измерений и разрешения, низкое энергопотребление и быстрое время отклика (около 1 с).

Для измерения концентрации кислорода в воздушном пространстве НИ применяется модуль электрохимического датчика Winsen Grove – oxygen Sensor (ME2-O2-Ф20). Принцип работы модуля основан на преобразовании энергии химических связей в электрическую работу. Происходит процесс электрохимического окисления кислорода на рабочем электроде внутри электролитической ячейки. Ток, протекающий при электрохимической реакции прямо пропорционален концентрации кислорода. При помещении датчика в воздушное пространство будет вырабатываться небольшой ток, а выходное напряжение будет меняться с течением времени. В связи с тем, что датчик кислорода выводит аналоговые значения напряжения, необходимо использовать АЦП/ЦАП PCF8591 для преобразования аналогового сигнала в цифровой. В таком случае подключение датчика кислорода совместно с АЦП к микрокомпьютеру «Raspberry Pi 4 Model B» будет происходить следующим образом. Датчик кислорода подключается посредством трех соединительных проводов. Выводы датчика кислорода VCC (+) и GND (-) подключены через

шину питания макетной платы к пину питания 5 В и пину заземления соответственно, вывод данных SIG подключен напрямую к АЦП через аналоговый вход AIN0. В свою очередь питание и заземление АЦП осуществляется аналогично датчику кислорода, а данные передаются по двухпроводному интерфейсу I2C через макетную плату по адресу 0x48 к пинам микрокомпьютера SDA и SCL (таблица 2.1).

В первой главе диссертационного исследования было описано негативное влияние на функциональное состояние недоношенных детей и их дальнейшее развитие. Для положительной динамики развития младенца в отделениях реанимации и интенсивной терапии новорожденных (ОРИТН) крайне важно соблюдать физиологические циркадные ритмы. В настоящее время для создания условий, приближенных к естественным суточным ритмам освещенности, используется изотермическое покрывало (чехол), которое во время сна ребенка накидывается на купол НИ. Однако применение такой накидки имеет ряд недостатков, таких, как ограниченный визуальный контроль за состоянием ребенка, высокий риск развития инфекций при неправильном уходе за накидкой или использовании нестерильного материала, повышенный риск перегрева ребенка, а также нарушение циркадных ритмов младенца за счет резкого перепада уровня освещенности. В рамках диссертационной работы вместо накидки на НИ предлагается использование электрохромного стекла для реализации режима «день – ночь». Преимуществом такого метода управления является плавный переход из режима «день» в режим «ночь» и наоборот, что помогает адаптироваться младенцу к естественному чередованию дня и ночи, а, следовательно, положительно сказывается на их дальнейшем физическом и психоэмоциональном развитии. Для оценки эффективности степени излучения падающего на внешнюю поверхность НИ для новорожденных и проходящего внутрь рабочей камеры используется цифровой модуль датчика освещенности BH1750, который обладает большим диапазоном измерений (до 65535 люкс) и в отличие от аналоговых датчиков способен различить даже небольшие отклонения освещенности. Выводы датчика освещенности VCC (+) и GND (-) подключены

через шину питания макетной платы к пину питания 3.3 В и пину заземления соответственно, а данные передаются по двухпроводному интерфейсу I2C через макетную плату по адресу 0x23 к пинам микрокомпьютера SDA и SCL (таблица 2.1).

На рисунке 2.4 представлен результат монтажа блока управления и мониторинга параметров микроклимата экспериментальной установки, реализующей ГНСУ.

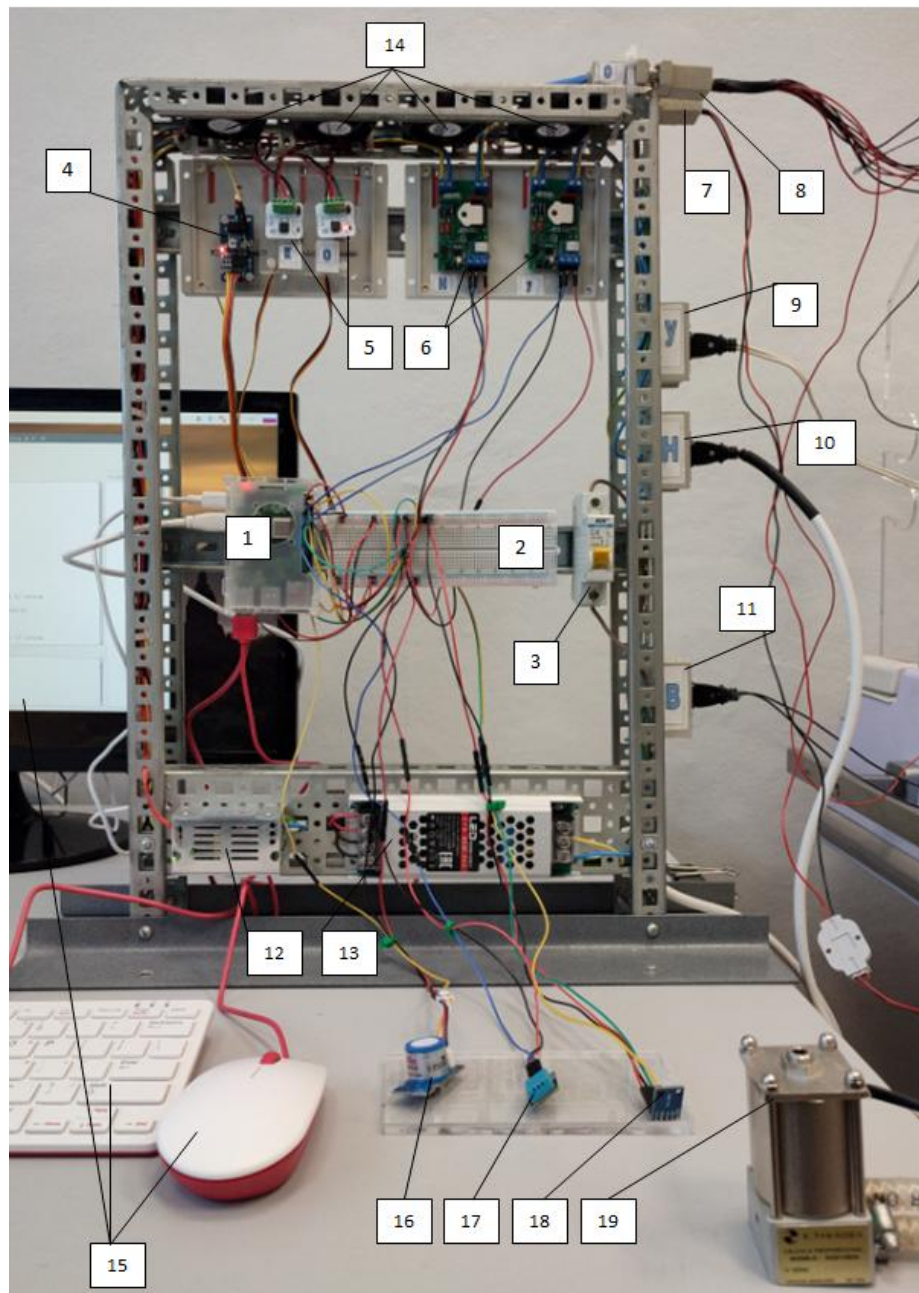


Рисунок 2.4 – Блок управления и мониторинга параметров микроклимата

На рисунке 2.4 введены следующие обозначения: 1 – микрокомпьютер Raspberry Pi 4 model B; 2 – макетная плата; 3 – автоматический выключатель питания IEK ВА 47-29 С6; 4 – АЦП PCF8591; 5 – два силовых ключа N-Channel v3 для управления электрохромным стеклом и электромагнитным клапаном Такаока 20201609; 6 – два регулятора мощности MP248 для управления нагревателями воздуха и воды в увлажнителе; 7 – разъём подключения управления электромагнитным клапаном Такаока 20201609 для управления кислородом; 8 – разъём подключения управления электрохромным стеклом; 9 – разъём подключения увлажнителя; 10 – разъём подключения нагревателя; 11 – разъём подключения вентилятора для нагнетания воздуха; 12 – блок питания вентиляторов охлаждения 12V; 13 – блок питания силовых ключей 24V; 14 – кулеры для охлаждения регуляторов мощности; 15 – периферия (монитор, клавиатура, мышь); 16 – датчик кислорода ME2-O2-Ф20; 17 – датчик температуры и влажности HDC1080; 18 – датчик освещённости BH1750; 19 – электромагнитный клапан Такаока 20201609.

На рисунке 2.5 представлена электрическая структурная схема блока воздействующих устройств, включающая в себя блок формирования потока воздуха с заданными значениями (вентилятор; два нагревательных тэна воздуха и воды в увлажнителе), электрохромные стекла, электромагнитный клапан кислородный и баллон для подачи кислорода в систему.

Блок воздействующих устройств связан с блоком управления и мониторинга параметров микроклимата (рисунок 2.3) посредством пяти входов: кислородного клапана, электрохромного стекла, нагревательного элемента увлажнителя, нагревательного элемента воздушного пространства рабочей камеры НИ и на вентилятор.

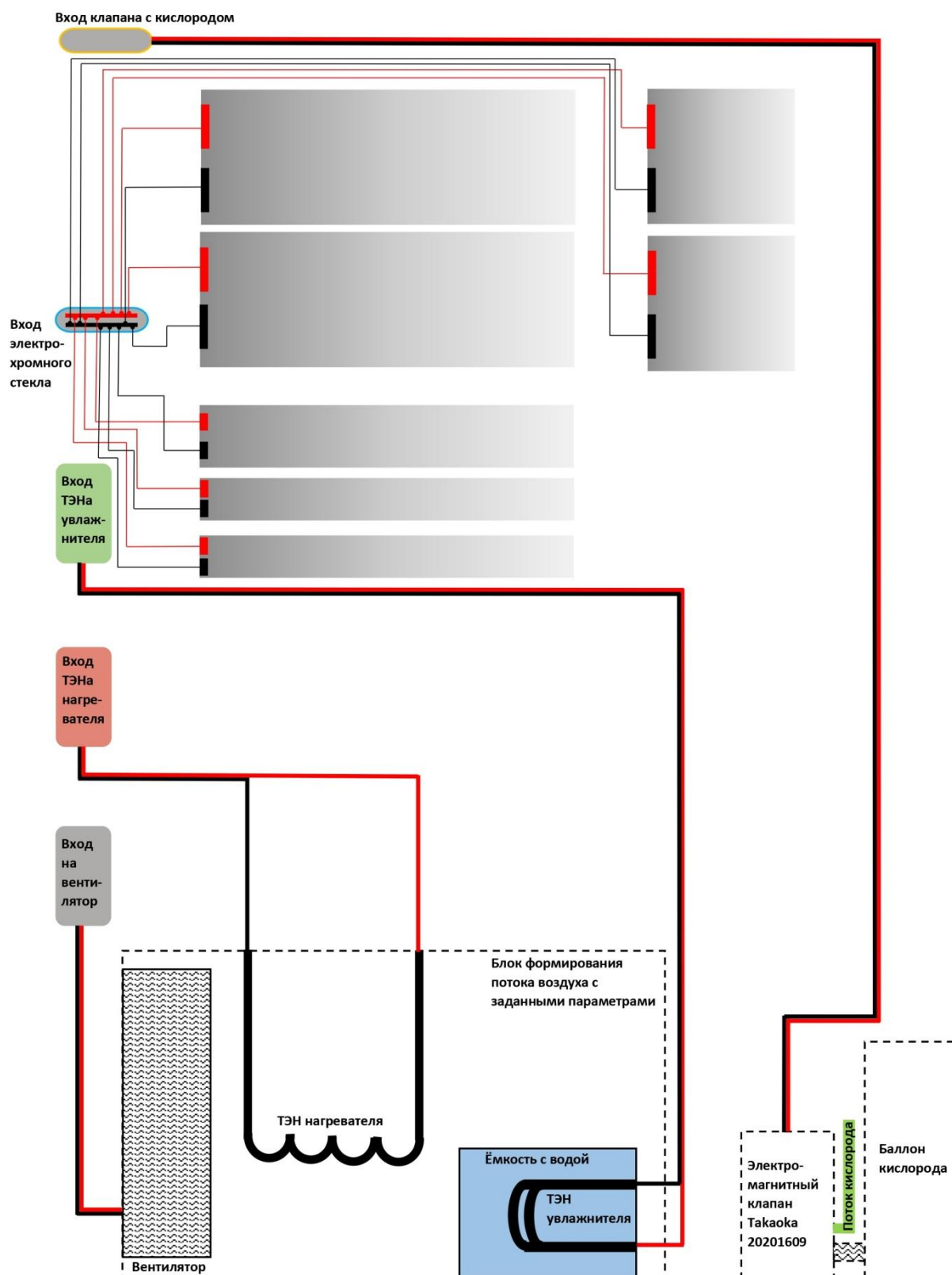


Рисунок 2.5 – Электрическая структурная схема блока воздействующих устройств

Управление степенью освещенности осуществляется через изменение напряжения (до 65 В), подаваемого на группу электрохромных стекол через

силовой ключ на базе полевого транзистора N-Channel v3. Электрохромное стекло изменяет степень прозрачности под воздействием электрического тока, благодаря перестройке молекул внутри материала, что позволяет контролировать прохождение света. Это достигается за счет окислительно-восстановительных реакций в электрохромных материалах, таких как оксиды металлов, которые изменяют оптические свойства стекла.

На каждом SMART изделии имеется 2 пары контактных групп:

- 1) основная, подключающаяся к блоку питания 48 – 65 Вт;
- 2) дублирующая, подключающаяся в случае выхода из строя или обрыва основной контактной группы.

Контактные группы всех стекол формируются для удобства монтажа и управления в две шины питания.

Разрабатываемый блок формирования потока воздуха с заданными параметрами микроклимата (ФПВ) в НИ является прототипом управляющих элементов контроллера типового серийно выпускаемого НИ. Напряжения на нагревательные элементы воздушного пространства и увлажнителя подаются через силовые линии от регуляторов мощности MP248.

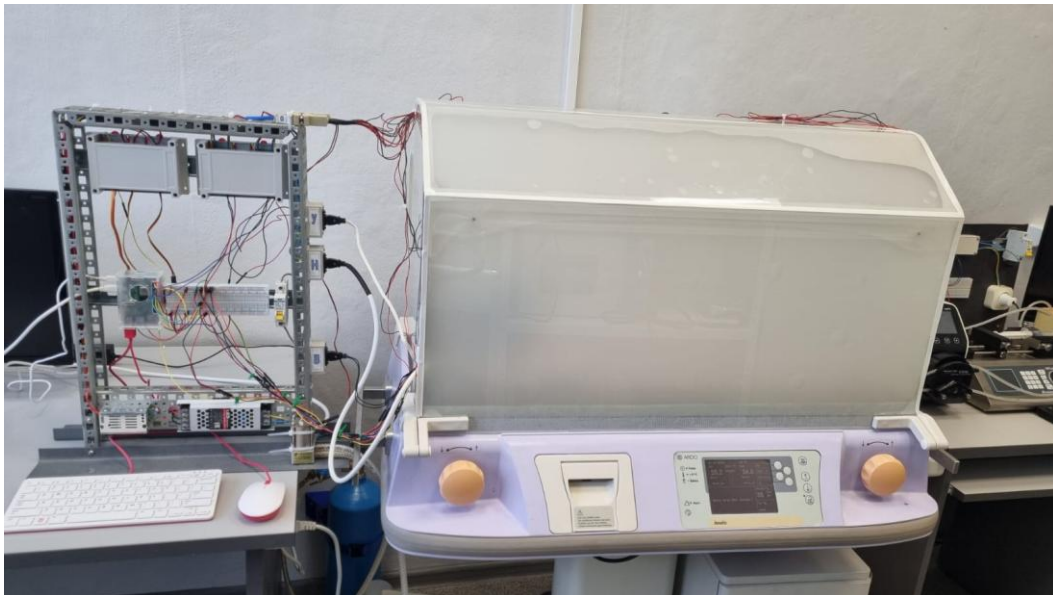
Количество подаваемого кислорода в экспериментальный образец НИ дозируется с помощью электромагнитного клапана кислородного К. ТАКАОКА (модель 202010609) путем передачи на него напряжения (до 24 В) с силового ключа на базе полевого транзистора N-Channel v3.

Все элементы блока ВУ предполагают управление напряжением с помощью широтно-импульсной модуляции (ШИМ), скважность и длительность которой будет регулироваться разрабатываемым ГНСУ.

Результат монтажа экспериментального блока ВУ, а также работа электрохромного стекла при смене режимов «день-ночь» продемонстрированы на рисунке 2.6. Блок ФПВ расположен внутри рабочей камеры НИ.



(a)



(б)

Рисунок 2.6 – Работа электрохромного стекла при (а) режиме «день» и (б) режиме «ночь»

Тестирование и отладка экспериментальной установки продемонстрировали высокую степень устойчивости работы узлов, в том числе при постоянной и длительной нагрузке.

### 2.3 Проектирование и создание полноростового гидродинамического фантома новорожденного с управляемой имитацией кровотока

Особое внимание при разработке экспериментальной установки уделено исследованию процессов тепло- и массопереноса в НИ с учетом процессов терморегуляции новорожденного. Для этого предлагается проектирование и изготовление ГНФ с управляемой имитацией кровотока. Конструкция ГНФ должна учитывать анатомические особенности новорожденного, обеспечивая высокую степень реалистичности при моделировании физиологических процессов [2, 129].

Известные методы изготовления ГНФ, несмотря на свои преимущества, не позволяют проводить серию экспериментов для оценки взаимного влияния параметров внутренней среды НИ с процессами терморегуляции организма новорожденного [25 – 29]. Вследствие этого предложен оригинальный метод проектирования и создания мультимодальных ГНФ, который состоит из нескольких этапов:

1. С помощью современных высокотехнологичных методов диагностического сканирования квалифицированными медицинскими специалистами проводится анализ структуры исследуемого биологического объекта. Также допускается использование авторитетных медицинских изданий, известных медицинских баз данных для получения аналогичной информации.

2. Полученные медицинские изображения подвергается сегментации, в ходе которой происходит оценка размеров и формы.

3. С помощью методов компьютерной визуализации производится корректировка геометрии сегментированных медицинских изображений для их дальнейшего преобразования в трехмерные модели, на основе которых будут получены формы для литья сегментов ГНФ.

4. На основе полученных 3D-моделей сегментов тела новорожденного посредством технологии трехмерной печати фотополимерной смолой создаются формы-полости для литья с последующим соединением и герметизацией.

5. Литье матриксом (силикон) для имитации анатомически корректных структур осуществляется в разборные формы [131, 132], изготавливаемые на этапе (3) с помощью фотополимерного 3D-принтера. Форма для литья совмещается с имитатором сосудистой сети с герметизации краев.

6. Далее детали формы для литья удаляются. Устанавливаются входные и выходные трубки для ввода во внутреннюю полость ГНФ и вывода нагретой кровеимитирующей жидкости.

Принимая во внимание сложность мелких кровеносных сосудов, было принято решение проводить имитацию исключительно крупных кровеносных сосудов.

Предложенный оригинальный метод не требует высоких финансовых вложений, и позволяет, при необходимости, заменять ГНФ без вмешательства в систему управления кровеимитирующей жидкости. Конструкция предусматривает расположение нагревателя кровеимитирующей жидкости вне ГНФ [131, 133].

В общем виде, создание экспериментальной установки для управления ГНФ, имитирующим внешний вид ребёнка, подразумевает монтаж 4 взаимосвязанных блоков: электропитания (Э), управления ГНФ (УФ), подготовки жидкости (ПЖ) и датчиков (Д). При монтаже блоков будем ориентироваться на структурную схему, представленную на рисунке 2.7.

Блок управления ГНФ (УФ) реализован на основе микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B», совмещённым с периферией (дисплей) и регулятором мощности MP248, предназначенным для управления нагревателем кровеимитирующей жидкости на основе алгоритма усовершенствованного позиционного регулирования и сигнала рассогласования, полученного с блока Д (датчика HDC1080), снимающего температуру кровеимитирующей жидкости. Блок подготовки жидкости ПЖ предназначен для циркуляции подогретой кровеимитирующей жидкости по эластичным трубкам от накопительной ёмкости с водой через перистальтический насос Shenchen Lab V6 во внутреннюю полость ГНФ и с последующим возвращением жидкости в накопительную ёмкость с

водой. Шприцевой насос SPLab01 предназначен для передачи по эластичной трубке жидкости от накопительной ёмкости с водой [133] к поверхности ГНФ, обернутой марлей, для имитации испарения и дыхания ребёнка. Элементы блока УФ, а также насосы Shenchon Lab V6 и SPLab01 питаются от электросети Э, используя переменное напряжение  $\approx 220$  В.

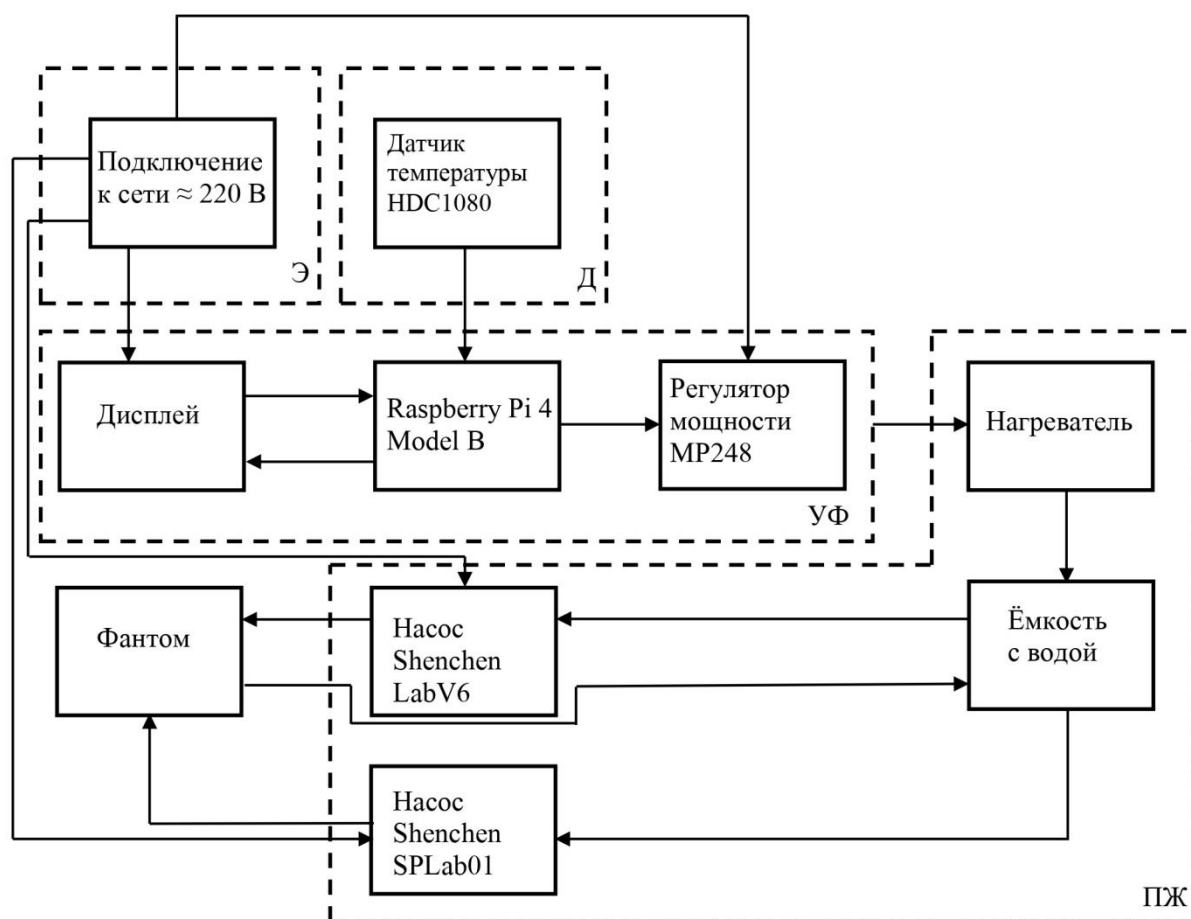


Рисунок 2.7 – Структурная схема системы управления гидродинамическим фантомом

Предложенный полноростовой ГНФ, имитирующий тело ребёнка, состоит из сегментов – голова, грудная клетка, брюшная полость, руки и ноги.

Каждый из сегментов тела ГНФ выполнен из двухкомпонентного силикона серии Sorta Clear методом литья с помощью форм, распечатанных из фотополимерной смолы на 3D-принтере Anycubic Photon S. Внутри сегментов

головы и тела создаются связанные между собой полости, через которые циркулирует кровеимитирующая жидкость.

На этапе моделирования ГНФ заданы его корректные размеры, отражающие пропорции сегментов тела новорожденного и соответствующие анатомо-физиологическим признакам [135]. Создание анатомически точной формы недоношенного ребенка позволяет более точно воспроизвести реальные условия, в которых находится новорожденный, проводить более реалистичные эксперименты, требующие точную имитацию тепловых процессов, т.к. распределение тепла в организме зависит от анатомических особенностей. Трехмерная модель тела новорождённого была разработана на основе диаграммы Фентона [134], изображений, реальных физических и анатомических параметров недоношенного ребёнка (таблица 2.3), рожденного на 30-й недели беременности с использованием программных обеспечений для трехмерного (3D) моделирования MakeHuman Community 1.2.0 и Blender 2.80 для дальнейшего изготовления ГНФ (рисунки 2.8 – 2.11).

Таблица 2.3 – Физические параметры недоношенного ребенка

| Параметры                   | Показатель |
|-----------------------------|------------|
| Масса тела при рождении, гр | 1400       |
| Длина тела при рождении, см | 38         |
| Окружность головы, см       | 28         |
| Окружность груди, см        | 23,5       |

На рисунке 2.8 показана трехмерная модель ГНФ, полученная в программной среде для создания 3D-моделей людей «MakeHuman Community 1.2.0», благодаря которой возможно добиться любого уровня детализации.

Дальнейшее редактирование модели ГНФ и разделение его на сегменты проводились в программной среде для создания трехмерной графики и анимации Blender 3D.

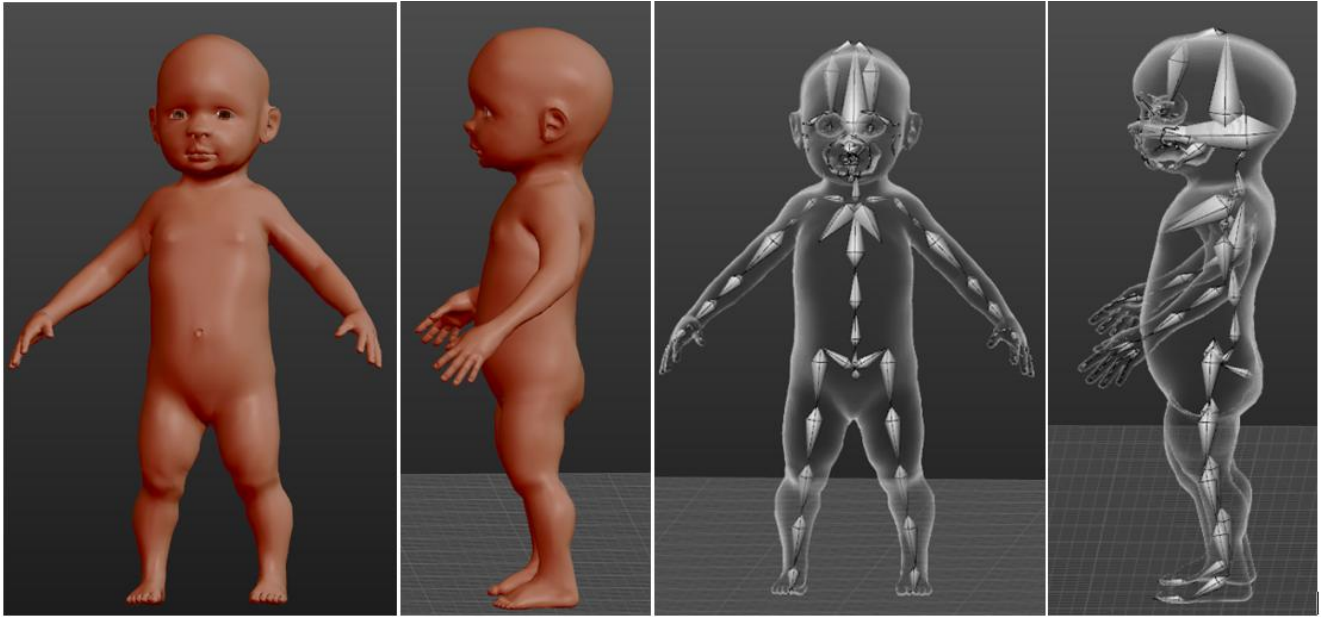


Рисунок 2.8 – Внешний вид и внутренняя структура фантома в программной среде для 3D-моделирования MakeHuman Community 1.2.0

На рисунках 2.9 – 2.11 представлены модели отдельных сегментов разрабатываемого ГНФ для последующего литья силиконом.

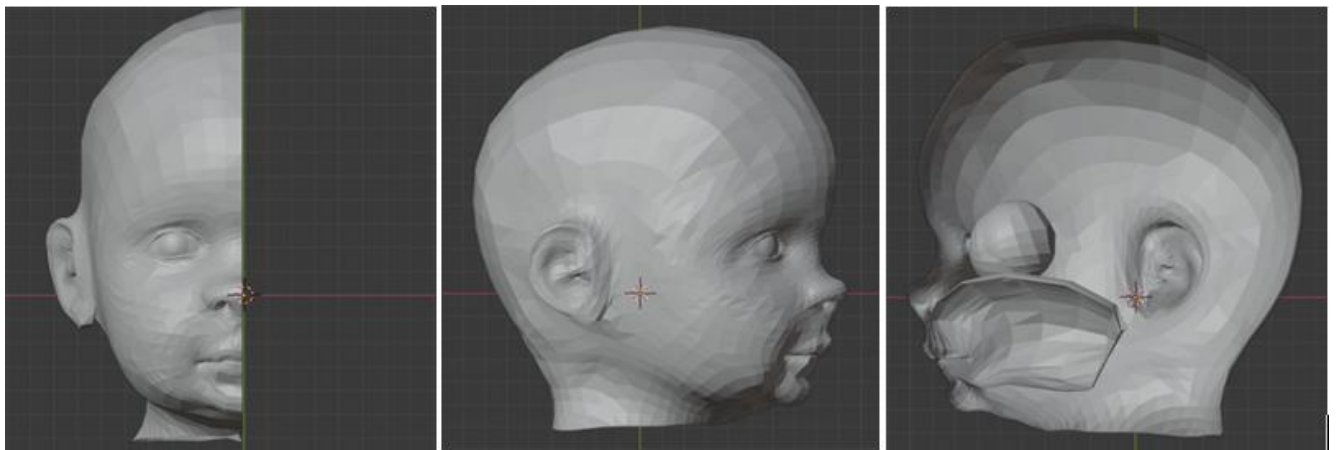


Рисунок 2.9 – Структура головы фантома, импортированная в программную среду для 3D-моделирования Blender

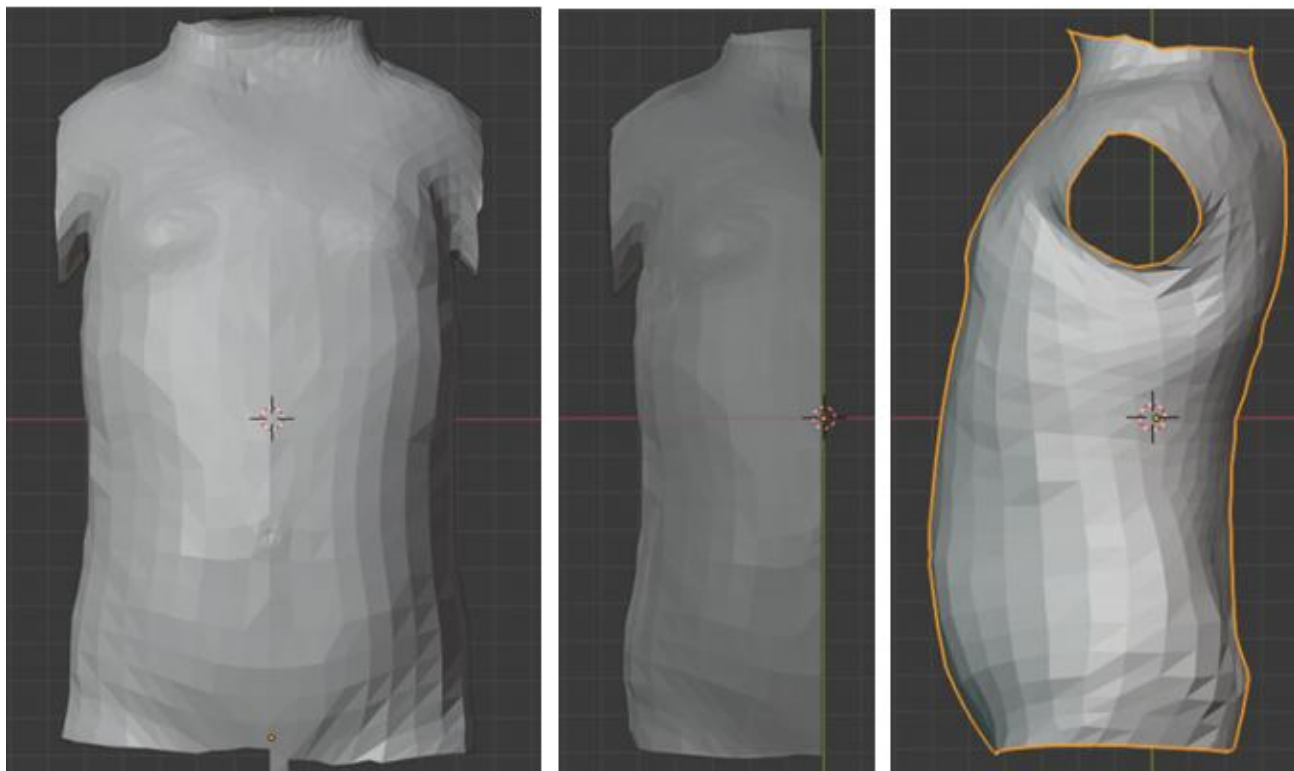


Рисунок 2.10 – Структура торса фантома, импортированная в программную среду для 3D-моделирования Blender



Рисунок 2.11 – Структура конечностей фантома, импортированная в программную среду для 3D-моделирования Blender

Для достижения высокой точности и детализации сложной анатомической структуры тела новорожденного на основе технологии 3D-печати фотополимером были изготовлены анатомически корректные формы с последующим литьем силиконом, склейкой и герметизацией, а также внутренние полости, заполняемые кровеимитирующей жидкостью. На рисунке 2.12 показаны этапы изготовления на 3D принтере с предварительной загрузкой модели в слайсер (а) – (в) экспериментальных образцов для литья сегментов тела ГНФ (г).

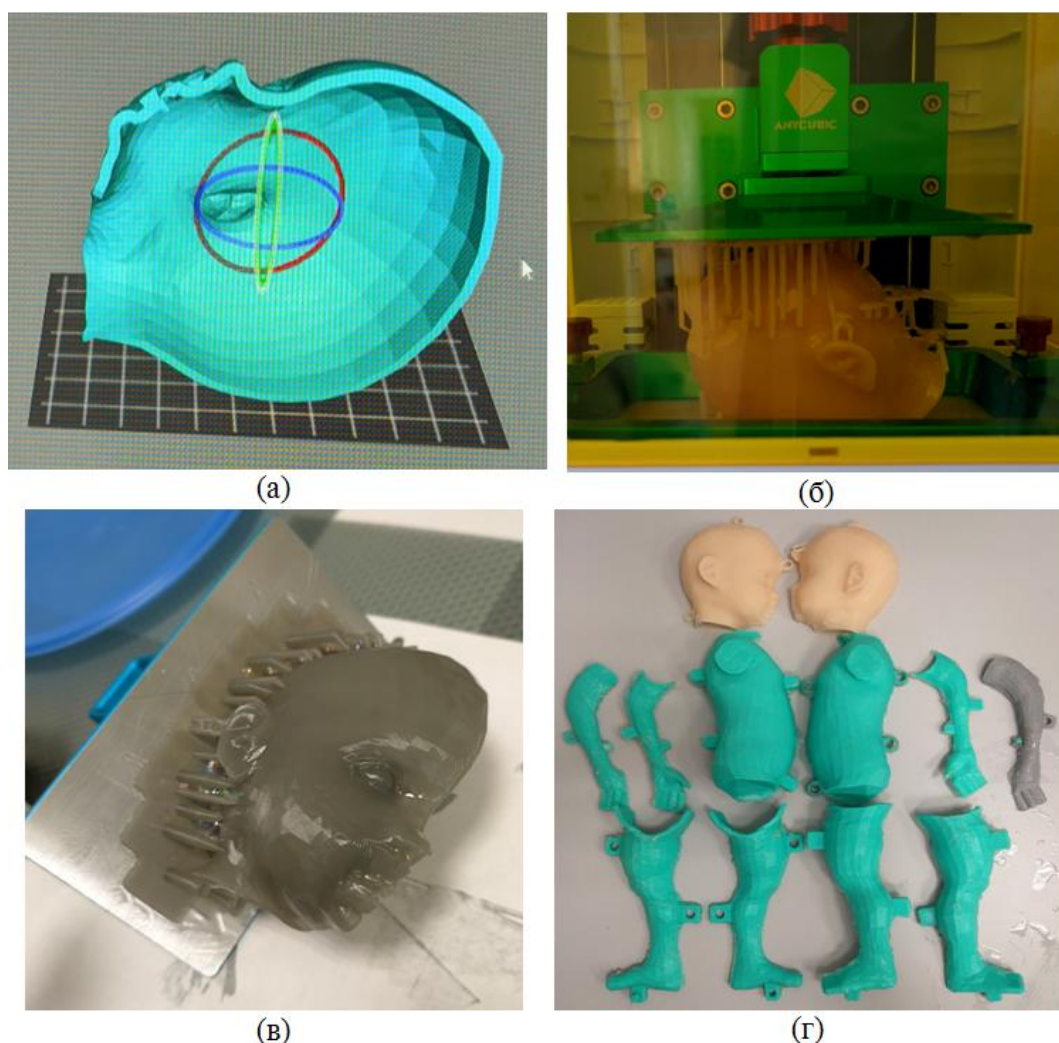


Рисунок 2.12 – Процесс изготовления экспериментальных образцов форм для литья сегментов тела фантома (г), а также этапы их печати (а) – (в)

После ряда проведенных экспериментов по оценке времени и степени итогового затвердевания материала поверхности ГНФ, в качестве основы ГНФ

использовался двухкомпонентный прозрачный силикон на платиновой основе с добавлением медной стружки [135] (рисунок 2.13).

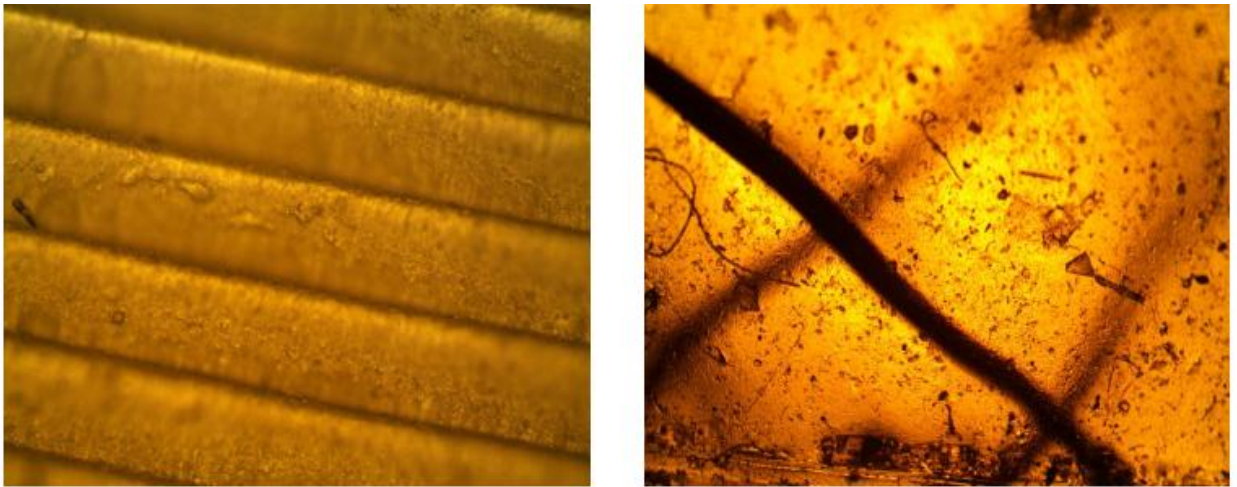


Рисунок 2.13 – Структура матрикса сегмента фантома

На рисунке 2.14 изображён готовый элемент ГНФ (головы) после процесса заливки формы силиконом с включением медной стружки для максимального приближения к теплофизическим свойствам тела новорожденного.



Рисунок 2.14 – Элемент готового фантома новорождённого

В целом, предложенный подход создания полноростовых ГНФ дает адекватное представление о геометрических, гидродинамических, а также частично и механических особенностях организма исследуемого биообъекта. Такая высокая степень соответствия реальным параметрам биологической модели позволяет существенно повысить точность проводимых исследований и моделирования различных процессов, происходящих в организме новорожденного. Это открывает дополнительные перспективы для разработки и тестирования инновационных медицинских технологий, направленных на улучшение качества диагностики и лечения, а также на повышение эффективности терапевтического вмешательства.

#### 2.4 Электрическая схема управления гидродинамическим неонатальным фантомом

Разработана электрическая схема управления ГНФ, определяющая основные функциональные части, назначение и взаимосвязи элементов управления ГНФ. Описание включает в себя систему управления, датчик и исполнительные механизмы, которые обеспечивают поддержание требуемых параметров ГНФ. Аппаратное обеспечение экспериментальной установки системы управления ГНФ с описанием технических характеристик представлено в таблице 2.4.

Таблица 2.4 – Технические характеристики элементов экспериментальной установки управления гидродинамическим фантомом

| Элементы лабораторной установки для управления гидродинамическим фантомом | Технические характеристики                               |
|---------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|
| Блок электропитания:                                                      |                                                          |
| Автоматический выключатель ИЕК ВА 47-29 С6                                | Количество полюсов: 1<br>Отключающая способность: 4.5 кА |

|                                                                                 |                                                                                                                                                                                                         |
|---------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                                                 | Номинальный ток: 6 А                                                                                                                                                                                    |
| Блок управления неонатальным фантомом:                                          |                                                                                                                                                                                                         |
| Микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B»                                         | Напряжение питания: 5 В<br>Максимальный ток потребления: 3 А                                                                                                                                            |
| Регулятор мощности MP248                                                        | Максимальная мощность: 8 кВт<br>Напряжение нагрузки: 220 В<br>Напряжение питания: 3.3 В или 5В<br>Тип нагрузки: переменный ток                                                                          |
| Блок подготовки жидкости:                                                       |                                                                                                                                                                                                         |
| Нагревательный элемент увлажнителя (тэн для воды)                               | Напряжение питания: 220 В<br>Мощность: 500 Вт                                                                                                                                                           |
| Перистальтический насос Shenchon Lab V6 для имитации кровотока                  | Напряжение питания: 220 В<br>Диапазон частоты вращения: 0.1 – 600 об/мин<br>Диапазон расхода: 0.00069 – 12 л/мин<br>Погрешность расхода: $\pm 0.5\%$                                                    |
| Шприцевой насос SPLab01 для имитации испарения влаги с поверхности тела фантома | Напряжение питания: 220 В<br>Объем шприца: 10 мкл – 140 мл<br>Скорость потока: 0.831 нл/мин – 152.9 мл/мин<br>Количество каналов: один<br>Режим работы: инфузия/откачивание<br>Погрешность: $\pm 0.5\%$ |
| Датчики:                                                                        |                                                                                                                                                                                                         |
| Модуль цифрового датчика измерения температуры и влажности HDC1080              | Напряжение питания: 3.3 В или 5 В<br>Потребляемый ток: 150 мкА                                                                                                                                          |

|                                                                   |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
|-------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
|                                                                   | <p>Диапазон измерения температуры: -40 – 105°C</p> <p>Точность измерения температуры: <math>\pm 0.2</math> °C</p> <p>Диапазон измерения влажности: 0 – 100% RH</p> <p>Точность измерения влажности: <math>\pm 2</math> %</p> <p>время отклика: <math>\leq 5</math> с</p>                                                                                                                                                                                                    |
| Модуль датчика измерения температуры, влажности и давления ВМЕ280 | <p>Напряжение питания: 3.3 В или 5 В</p> <p>Потребляемый ток: 0.1 – 3.6 мкА</p> <p>Диапазон измерения температуры: 0 – 65°C</p> <p>Точность измерения температуры: <math>\pm 0.5</math> °C</p> <p>Диапазон измерения влажности: 0 – 100% RH</p> <p>Точность измерения влажности: <math>\pm 3</math> %</p> <p>Диапазон измерения давления воздуха: 300 – 1100 гПа</p> <p>Точность измерения давления: <math>\pm 1</math> гПа</p> <p>время отклика: <math>\sim 1</math> с</p> |

Согласно структурной схеме (рисунок 2.7) разработана схема электрического взаимодействия элементов блоков электропитания (Э), управления ГНФ (УФ), подготовки жидкости (ПЖ), датчиков (Д) и ГНФ, которая представлена на рисунке 2.15.

Элементы блока УФ, а также блока ПЖ, состоящего из перистальтического и шприцевого насосов Shenchen Lab V6 и SPLab01, независимо питаются от электросети (Э), используя напряжение переменного тока 220 В.

Питание установки в целом обеспечивается за счет стандартного источника переменного тока на 220 В. На линию фазы установлен однополюсный автоматический выключатель IEK ВА 47-29 С6, разрывающий цепь для включения/выключения установки.

Совмещенный с периферией блок управления ГНФ (УФ) представляет собой устройство по передаче управляющего сигнала от микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» к регулятору мощности MP248. Питание самого микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и подключённого к нему монитора происходит от сети переменного тока 220 В независимо от питания установки.

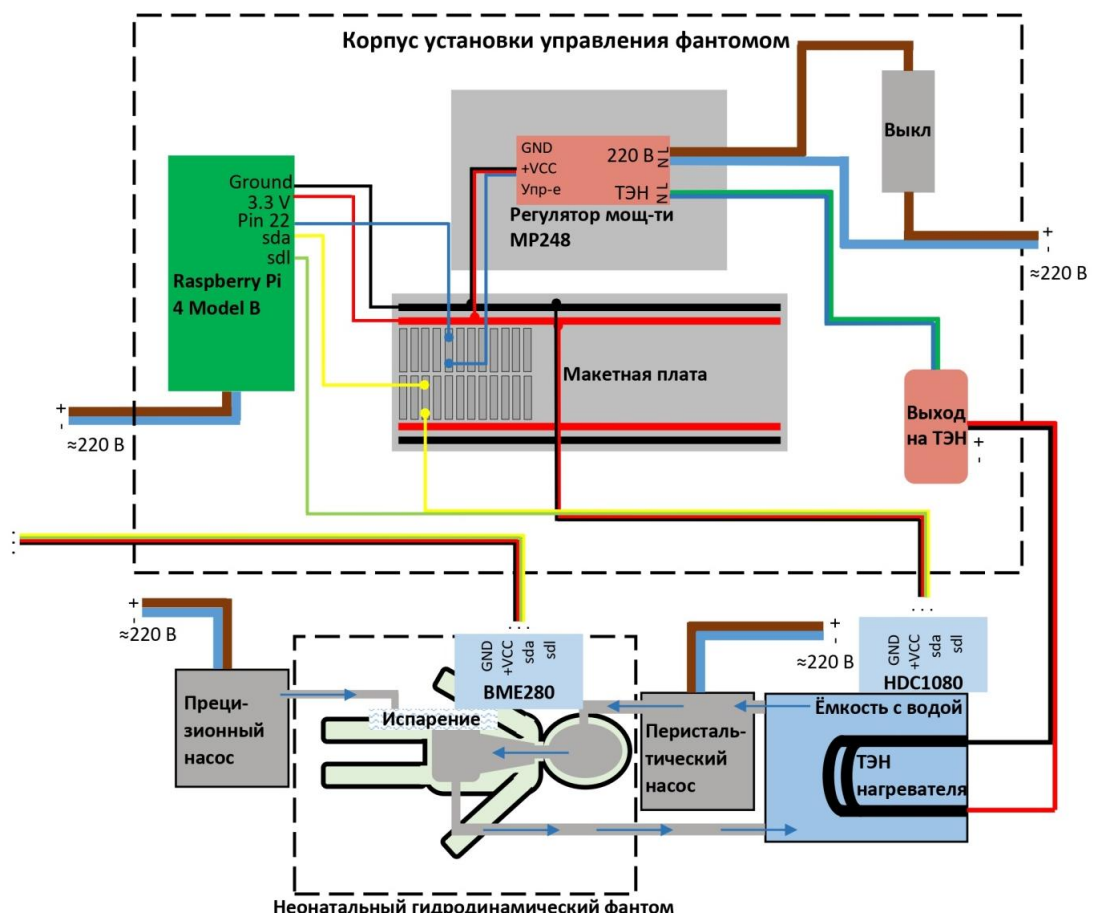


Рисунок 2.15 – Электрическая структурная схема системы управления гидродинамическим фантомом

Регулятор мощности MP248 необходим для управления мощностью нагревательного элемента кровеимитирующей жидкости в цепях переменного тока с напряжением до 220 В совместно с микрокомпьютером «Raspberry Pi 4 Model B» на основе данных, полученных с датчика температуры HDC1080 и усовершенствованного алгоритма позиционного регулирования. Напряжение питания управляющей части составляет 3.3 В и передается от микрокомпьютера через шину питания макетной платы. Подключение датчика к микрокомпьютеру «Raspberry Pi 4 Model B» осуществляется аналогично подключению такого же датчика, расположенного в описанном ранее блоке управления и мониторинга параметров микроклимата в НИ.

Модуль цифрового датчика BME280 расположен на теле разрабатываемого ГНФ для отслеживания его температуры тела. Подключение датчика к микрокомпьютеру «Raspberry Pi 4 Model B» осуществляется аналогично подключению модуля датчика HDC1080.

Результат монтажа экспериментальной установки системы управления ГНФ продемонстрирован на рисунке 2.16.

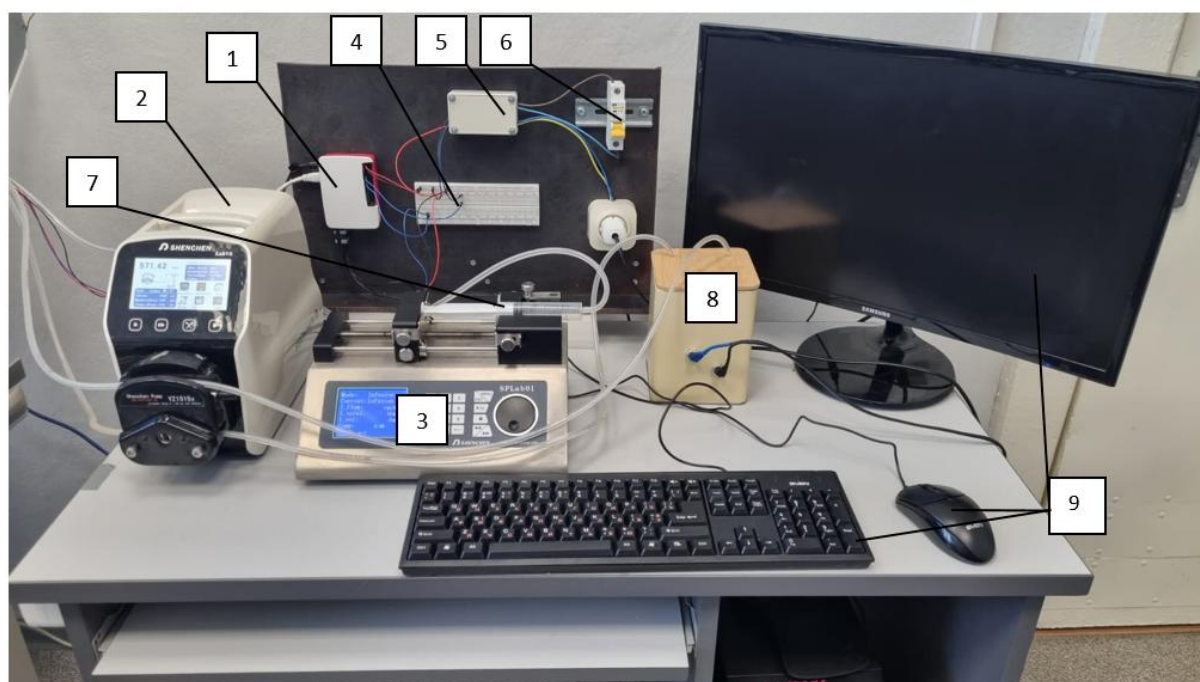


Рисунок 2.16 – Экспериментальная установка системы управления гидродинамическим фантомом

На рисунке 2.16 введены следующие обозначения: 1 – микрокомпьютер Raspberry Pi 4 model B; 2 – перистальтический насос Shenchen Lab V6; 3 – шприцевой насос SPLab01; 4 – макетная плата; 5 – регулятор мощности MP248; 6 – автоматический выключатель питания IEK ВА 47-29 С6; 7 – шприц подачи жидкости; 8 – накопительная ёмкость с жидкостью; 9 – периферия (монитор, клавиатура, мышь).

Доработанная версия полноростового ГНФ с добавлением функции управляемого увлажнения для имитации не только тепловых процессов, но и испарения влаги телом ребенка представлена на рисунке 2.17. На груди ГНФ расположен датчик температуры и влажности.



Рисунок 2.17 – Полноростовой гидродинамический фантом тела новорождённого

Результат разработки взаимосвязанных элементов блоков управления, мониторинга и воздействующих устройств в НИ, а также ГНФ с блоком системы его управления представлен на рисунке 2.18, где введены следующие обозначения: 1 – экспериментальная установка, реализующая систему управления параметрами микроклимата в НИ; 2 – НИ; 3 – блок формирования воздушных потоков (воздействующих устройств); 4 – ГНФ; 5 – электрохромное стекло; 6 – перистальтический насос Shenchen Lab V6; 7 – шприцевой насос SPLab01, 8 – блок подготовки и управления подачей жидкости; 9 – накопительная ёмкость с жидкостью, 10 – баллон кислорода.

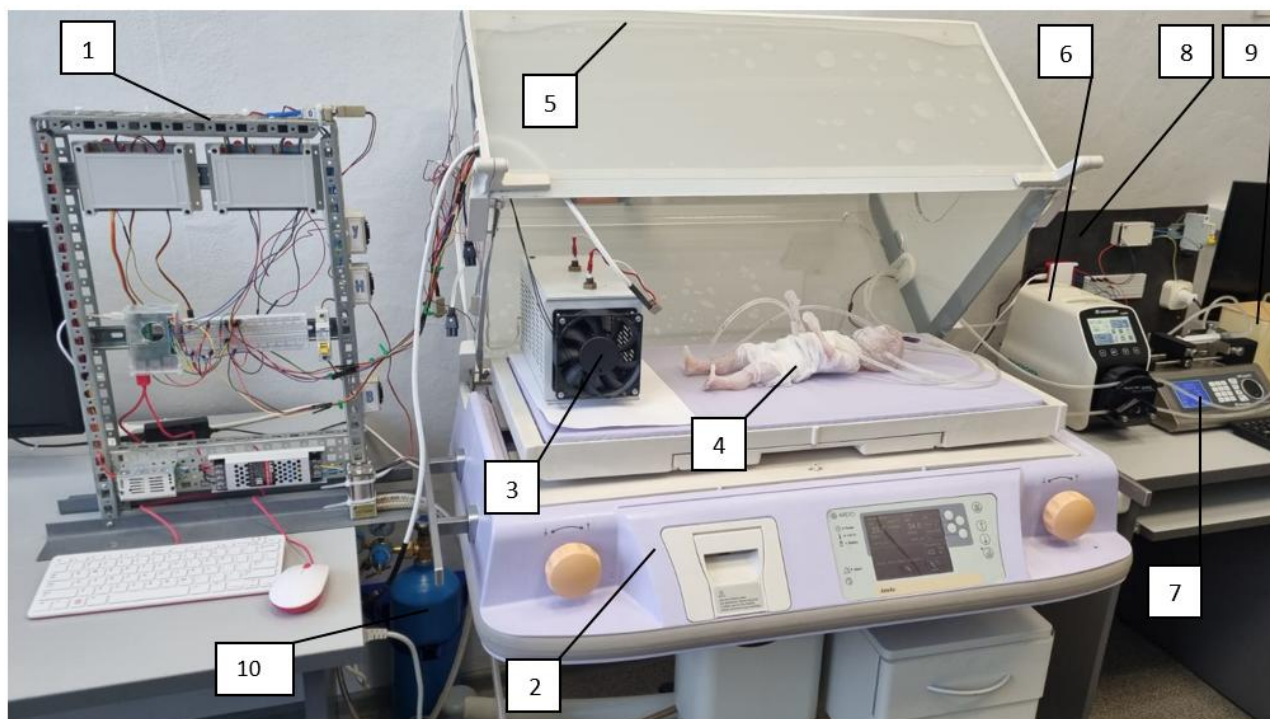


Рисунок 2.18 – Экспериментальная установка для выявления особенностей управления микроклиматом в неонатальных инкубаторах с использованием полноростового гидродинамического фантома новорождённого

Проведение серии экспериментов с разработанным ГНФ на лабораторной установке позволит оценить эффективность различных алгоритмов управления. Для выбора оптимального метода управления и его настройки необходимо разработать комплексную математическую модель, учитывающую процессы тепло- и массопереноса в НИ, а также особенности взаимодействия ребёнка и элементов НИ.

## 2.5 Выводы по второй главе

Описаны этапы разработки экспериментальной установки для исследования особенностей управления параметрами микроклимата в НИ с использованием ГНФ, в частности:

1. Разработаны структурная и электрическая схемы экспериментальной установки для оценки эффективности предложенного метода управления параметрами микроклимата в НИ.

2. На основе структурной и электрической схем описана аппаратная реализация экспериментальной версии НИ, включающей этапы монтажа и технические характеристики основных электрических компонентов.

3. Описаны основные этапы разработки ГНФ и системы управления имитацией кровотока.

### ГЛАВА 3 РАЗРАБОТКА КОМПЛЕКСНОЙ МАТЕМАТИЧЕСКОЙ МОДЕЛИ ПРОЦЕССОВ ТЕПЛО- И МАССОПЕРЕНОСА И СИСТЕМЫ УПРАВЛЕНИЯ ПАРАМЕТРАМИ МИКРОКЛИМАТА В НЕОНАТАЛЬНЫХ ИНКУБАТОРАХ

В данной главе разработана комплексная математическая модель процессов тепло- и массопереноса в НИ. Математическая модель учитывает все ключевые аспекты тепло- и массопереноса в НИ, включая тепловые процессы взаимодействия компонентов НИ и новорожденного. На основе полученной модели разработан авторский алгоритм ГНСУ параметрами микроклимата в НИ, необходимый для запуска, отладки и проверки работоспособности экспериментальной установки НИ с использованием ГНФ.

Разработка и настройка параметров высокоточной системы управления включают проведение модельных исследований, которые позволят проверить корректность работы алгоритма и оценить степень соответствия реальных характеристик экспериментальной установки заданным требованиям. Эти действия направлены на обеспечение надежности и эффективности функционирования экспериментальной установки, что критически важно для поддержания оптимальных условий содержания новорожденных.

#### 3.1 Постановка задачи поиска оптимальной структуры и параметров системы управления параметрами микроклимата в неонатальных инкубаторах

НИ характеризуются многосвязностью, нелинейностью, нестационарностью и стохастичностью параметров. На рисунке 3.1 представлена структурная схема системы управления микроклиматом в НИ с нейроконтроллером, которая соответствует разработанной экспериментальной установке (рисунки 2.1 – 2.18).

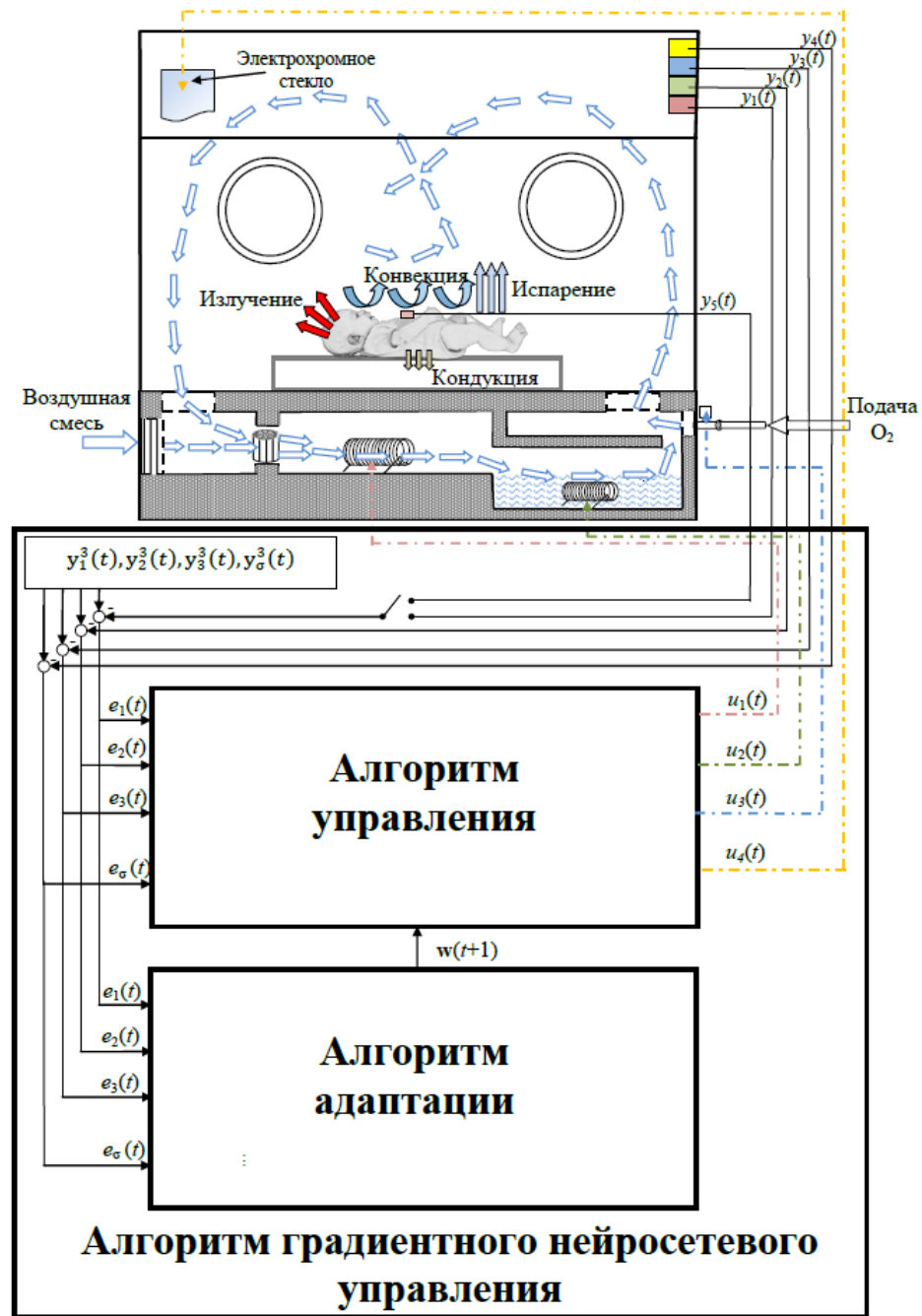


Рисунок 3.1 – Структурная схема системы управления с нейроконтроллером

Устанавливается связь между входными, выходными и управляющими координатами НИ в виде уравнения (3.1) [136]:

$$\begin{aligned} \frac{dy(\tau)}{d\tau} &= f(a, u(\tau), z(\tau)), \\ y(0) &= y_0, \quad u(\tau) \in U, \end{aligned} \quad (3.1)$$

Здесь  $\mathbf{y}(\tau) = (y_1(\tau), y_2(\tau), \dots, y_{18}(\tau))$  – выходной сигнал объекта управления НИ, зависящий от времени  $\tau$ ;  $\mathbf{a} = (a_1, a_2, \dots, a_{45})$  – параметры объекта;  $\mathbf{u}(\tau) = (u_1(\tau), u_2(\tau), u_3(\tau), u_4(\tau))$  – сигнал управления;  $\mathbf{z}(\tau) = (z_1(\tau), z_2(\tau), z_3(\tau), z_4(\tau), z_5(\tau))$  – случайное возмущение;  $\mathbf{y}_0 = (y_0^1, y_0^2, \dots, y_0^{18})$  – наблюдаемый выход объекта при  $\tau=0$ ;  $U$  – заданное множество допустимых управлений [127, 136 – 138].

Составляющие векторов выходных сигналов  $\mathbf{y}(\tau)$ , управляющих сигналов  $\mathbf{u}(\tau)$  и случайных возмущающих воздействий  $\mathbf{z}(\tau)$  НИ уравнения (3.1) представлены соответственно в таблицах 3.1 – 3.3.

Таблица 3.1 – Составляющие вектора выходных параметров  $\mathbf{y}(\tau)$

| Обозначение    | Название                                                    | Размерность       |
|----------------|-------------------------------------------------------------|-------------------|
| $y_1(\tau)$    | Температура воздушного пространства в инкубаторе            | К                 |
| $y_2(\tau)$    | Относительная влажность воздушной среды в инкубаторе        | %                 |
| $y_3(\tau)$    | Концентрация кислорода                                      | кг/м <sup>3</sup> |
| $y_4(\tau)$    | Освещенность                                                | лк                |
| $y_5(\tau)$    | Температура кожи новорожденного                             | К                 |
| $y_6(\tau)$    | Температура ядра тела новорождённого                        | К                 |
| $y_7(\tau)$    | Температура матраца                                         | К                 |
| $y_8(\tau)$    | Энтальпия воды в увлажнителе                                | Дж                |
| $y_9(\tau)$    | Масса воды в увлажнителе                                    | кг                |
| $y_{10}(\tau)$ | Энтальпия воздушного пространства в инкубаторе              | Дж                |
| $y_{11}(\tau)$ | Масса воздушной среды в неонатальном инкубаторе             | кг                |
| $y_{12}(\tau)$ | Температура внутренней стенки инкубатора                    | К                 |
| $y_{13}(\tau)$ | Температура нагревателя воздуха                             | К                 |
| $y_{14}(\tau)$ | Температура наружной стенки инкубатора                      | К                 |
| $y_{15}(\tau)$ | Давление насыщенных паров в увлажнителе                     | Па                |
| $y_{16}(\tau)$ | Концентрация паров воды в воздушном пространстве инкубатора | кг/м <sup>3</sup> |

|                |                                |                   |
|----------------|--------------------------------|-------------------|
| $y_{17}(\tau)$ | Концентрация азота             | кг/м <sup>3</sup> |
| $y_{18}(\tau)$ | Температура воды в увлажнителе | К                 |

Таблица 3.2 – Составляющие вектора управляющих воздействий  $u(\tau)$ 

| Обозначение | Название                                                                                                                                             | Размерность |
|-------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------|
| $u_1(\tau)$ | Коэффициент заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента, поддерживающего температуру воздуха в инкубаторе                       | %           |
| $u_2(\tau)$ | Коэффициент заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента увлажнителя                                                             | %           |
| $u_3(\tau)$ | Коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения на электромагнитный клапан расхода кислорода                                                        | %           |
| $u_4(\tau)$ | Коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения, подаваемого на электрохромное стекло, которое обеспечивает заданную освещенность внутри инкубатора | %           |

Таблица 3.3 – Составляющие вектора возмущающих воздействий  $z(\tau)$ 

| Обозначение | Название                                   | Размерность       |
|-------------|--------------------------------------------|-------------------|
| $z_1(\tau)$ | Входной поток воздуха в инкубатор          | м <sup>3</sup> /с |
| $z_2(\tau)$ | Температура окружающей среды               | К                 |
| $z_3(\tau)$ | Концентрация паров воды в окружающей среде | кг/м <sup>3</sup> |
| $z_4(\tau)$ | Температура подаваемого кислорода          | К                 |
| $z_5(\tau)$ | Освещённость окружающей среды              | лк                |

Составляющие вектора параметров объекта управления НИ  $a=(a_1, a_2, \dots, a_{45})$  будут представлены подробнее в разделе 3.2.

Алгоритм ГНСУ [137] работает в дискретном времени  $t = 0, 1, 2, 3, \dots, t_k$ , связанным с непрерывным временем  $\tau$  и шагом квантования  $\Delta\tau$ :

$$\tau = t \cdot \Delta\tau. \quad (3.2)$$

Задается вектор ошибки  $\mathbf{e}(t) = (y_1(t) - y_1^3(t), y_2(t) - y_2^3(t), y_3(t) - y_3^3(t), y_\sigma(t) - y_\sigma^3(t))$  и вектор задания  $\mathbf{y}_3(t) = (y_1^3(t), y_2^3(t), y_3^3(t), y_\sigma^3(t))$  [136]. Параметр  $y_\sigma$  – выбирается из условий клинической задачи:  $\sigma = 4$  – стабилизация температуры воздушного пространства НИ,  $\sigma = 5$  – стабилизация температуры кожи ребёнка.

Алгоритм ГНСУ задает вектор  $\{\mathbf{u}(1), \mathbf{u}(2), \dots, \mathbf{u}(t_k)\}$  [136]. На вход алгоритма ГНСУ поступает вектор ошибок  $\mathbf{e}(t)$ . Архитектуру нейронной сети задает вектор  $\boldsymbol{\beta} = \{s_1, s_2, \dots, s_j, \dots, s_M, N_1, \dots, N_j, \dots, N_M\}$  и определяет  $M$  – число слоёв нейронной сети,  $s_j$  – функции активации,  $N_j$  – число нейронов в слое. Алгоритм адаптации корректирует весовые коэффициенты  $\mathbf{w}(t)$  [136]. Алгоритм адаптации определяет вектор  $\boldsymbol{\gamma} = \{\lambda, \eta\}$ , в котором  $\eta$  – коэффициент шага градиентного метода,  $\lambda$  – коэффициент регуляризации [136, 138, 139]. Вектор  $\boldsymbol{\alpha} = \{\boldsymbol{\beta}, \boldsymbol{\gamma}\}$  задает алгоритм ГНСУ в виде:

$$\begin{cases} \mathbf{u}(t) = F[\mathbf{w}(t), \mathbf{y}(t), \boldsymbol{\alpha}] \\ \mathbf{w}(t+1) = G[\mathbf{w}(t), \mathbf{y}(t), \mathbf{y}(t+1), \boldsymbol{\alpha}] \end{cases} \quad (3.3)$$

который соответствует типовому алгоритму адаптивного управления [137]

Структурно-параметрический синтез алгоритма ГНСУ НУ определяется постановкой задачи: для  $t \in [0, t_k]$ , вектора  $\mathbf{a}$ , множеств  $\{\mathbf{z}_1(t), \mathbf{z}_2(t), \dots, \mathbf{z}_r(t), \dots, \mathbf{z}_R(t)\}$ ,  $\{y_1^3(t), y_2^3(t), y_3^3(t), y_\sigma^3(t)\}$  найти вектор  $\boldsymbol{\alpha}^*$ , при котором критерий минимален [136]:

$$\boldsymbol{\alpha}^* = \arg \min_{\boldsymbol{\alpha} \in V} \sum_{r=1}^R \sum_{t=1}^{t_k} \left( \sum_{i=1}^3 (y_i(\mathbf{a}, \mathbf{u}(t), \mathbf{z}_r(t)) - y_i^3(t))^2 + (y_\sigma(t) - y_\sigma^3(t))^2 \right) \quad (3.4)$$

и выполняются уравнения связи (3.1) – (3.3) [136]. Здесь  $R$  – количество экспериментов.

### 3.2 Математическая модель неонатального инкубатора с новорожденным

Для исследования и настройки системы управления НИ строится математическая модель (3.1).

На рисунке 3.2 представлена структурная схема, которая иллюстрирует взаимосвязь между различными блоками НИ и ребёнком, а также направления материальных и тепловых потоков между ними. Эта схема помогает визуализировать, как тепловые и материальные потоки перемещаются внутри системы, обеспечивая поддержание оптимальных условий для новорождённого.

Здесь показаны  $Q_1 - Q_{17}$  – тепловые потоки, Вт;  $W_1 - W_3$  – материальные потоки испарённой влаги, кг/с;  $z_1, G_1, G_2$  – потоки входящего и выходящего воздуха, м<sup>3</sup>/с.

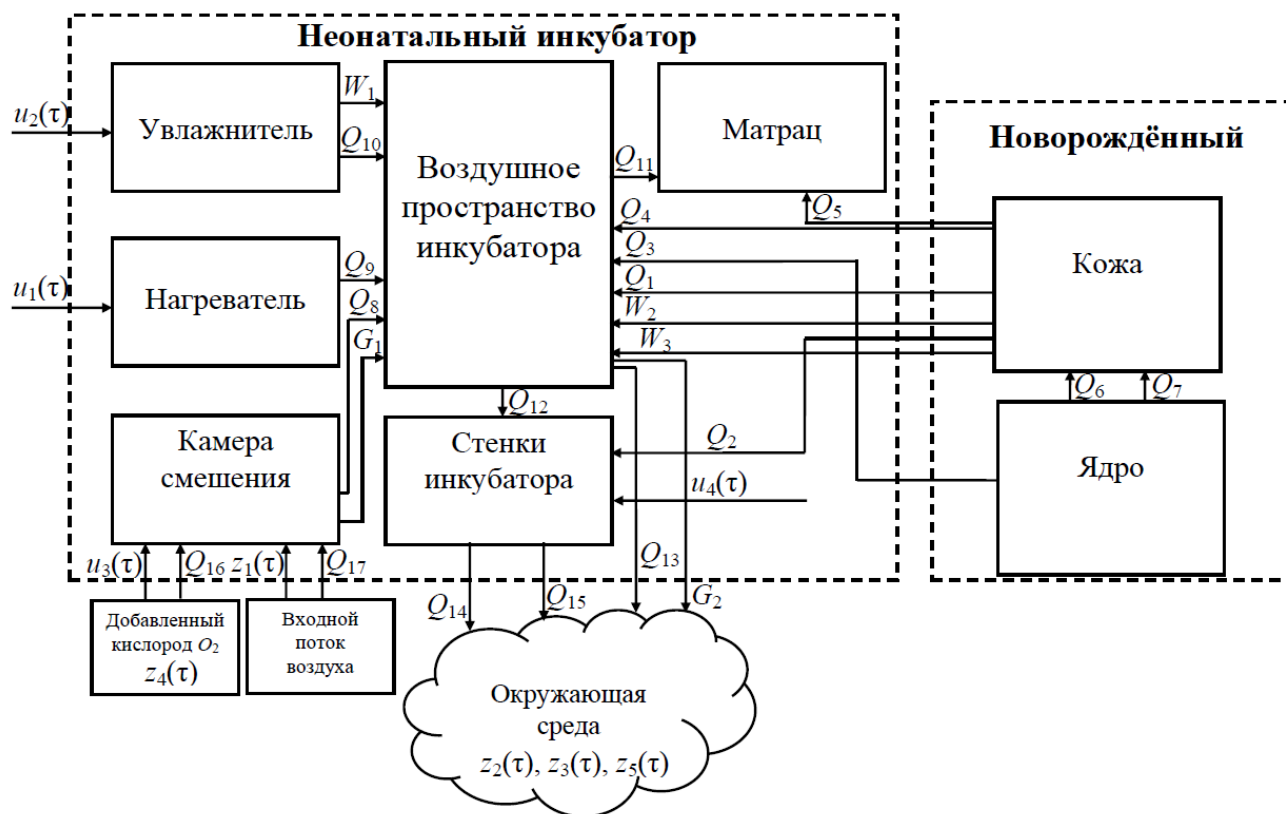


Рисунок 3.2 – Схема материальных и тепловых потоков в неонатальном инкубаторе

Таким образом, математическую модель тепло- и массопереноса можно рассматривать как совокупность взаимосвязанных моделей, описывающих процессы терморегуляции ребёнка, а также тепловой и материальный баланс внутри НИ. В модели учтены основные компоненты НИ: стенки НИ, матрац, увлажнитель, нагреватель воздушного пространства внутри НИ и воздушное пространство НИ, а также особенности окружающей среды, где размещен НИ.

В таблице 3.4 представлено подробное математическое описание процессов терморегуляции новорожденного.

Таблица 3.4 – Модель процессов терморегуляции ребёнка

| Процесс                                                               | Математическое описание                                                                      | №      |
|-----------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| Динамика изменения температуры ядра тела и кожи новорождённого        | $C_c M_c \frac{dT_c}{d\tau} = Q_m - Q_c - Q_{bl} - Q_b,$ $T_c(0) = T_{c0}$                   | (3.5)  |
|                                                                       | $C_s M_s \frac{dT_s}{d\tau} = Q_c + Q_{bl} - Q_{cd} - Q_r - Q_{cv} - Q_e,$ $T_s(0) = T_{s0}$ | (3.6)  |
| Тепло, выделяемое в результате процессов метаболизма в ядре, Вт [111] | $Q_m = \frac{1,94 \cdot m}{3600}$                                                            | (3.7)  |
| Тепло, передающееся от ядра к коже, Вт                                | $Q_c = \frac{2\lambda_s \pi l (T_c - T_s)}{\ln \frac{r_s}{r_c}}$                             | (3.8)  |
| Тепло, передающееся от ядра к коже посредством кровотока, Вт          | $Q_{bl} = \rho_b V_b C_b b (T_c - T_s)$                                                      | (3.9)  |
| Тепловые потери при дыхании за секунду, Вт                            | $Q_b = \rho_a V_N (C_a (T_c - T_a) + \theta (w_{ex} - w_a))$                                 | (3.10) |
| Тепловой поток, передающийся от ребёнка к матрацу в процессе          | $Q_{cd} = A_s K_{con} (T_s - T_M)$                                                           | (3.11) |

|                                                                                           |                                                                                                                                      |        |
|-------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| кондукции, Вт                                                                             |                                                                                                                                      |        |
| Поток лучистого тепла, передаваемого к внутренней стенке инкубатора от новорожденного, Вт | $Q_r = A_r \sigma \varepsilon_{sw} (u_4(\tau)) (T_s^4 - T_w^4) \varphi_{sw}$                                                         | (3.12) |
| Конвекционный перенос тепла от кожи ребёнка в воздушное пространство инкубатора, Вт       | $Q_{cv} = \alpha_s A_{cv} (T_s - T_a)$                                                                                               | (3.13) |
| Потери тепла, возникающие в результате испарения влаги с кожи новорожденного, Вт [12]     | $Q_e = W_2 \theta,$ $W_2 = B_{sa} \cdot d (P_s - \varphi \cdot P_{H_2O})$ $d = 1,43 \cdot \exp\left(9,119 - \frac{2808}{T_s}\right)$ | (3.14) |

В таблице 3.5 раскрываются параметры модели процессов терморегуляции новорожденного.

Таблица 3.5 – Параметры модели процессов терморегуляции новорожденного

| Обозначение | Название                                                      | Размерность                          |
|-------------|---------------------------------------------------------------|--------------------------------------|
| $T_c$       | Температура ядра новорожденного                               | К                                    |
| $T_s$       | Температура кожи новорожденного                               | К                                    |
| $C_c$       | Теплоемкость ядра новорожденного                              | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup> |
| $C_s$       | Теплоемкость кожи новорожденного                              | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup> |
| $M_c$       | Масса ядра новорожденного                                     | кг                                   |
| $M_s$       | Масса кожи новорожденного                                     | кг                                   |
| $m$         | Масса новорождённого                                          | кг                                   |
| $l$         | Длина тела новорожденного, форма которого принята как цилиндр | м                                    |
| $r_s$       | Внешний радиус тела новорожденного, форма                     | м                                    |

|                               |                                                                                    |                                      |
|-------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|
|                               | которого принята как цилиндр                                                       |                                      |
| $r_c$                         | Радиус ядра новорожденного, форма тела которого принята как цилиндр                | м                                    |
| $\lambda_s$                   | Теплопроводность внутреннего слоя кожи                                             | Вт·м <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup>  |
| $\rho_b$                      | Плотность крови                                                                    | кг/м <sup>3</sup>                    |
| $V_b$                         | Объем крови                                                                        | м <sup>3</sup>                       |
| $C_b$                         | Удельная теплоёмкость крови                                                        | Дж·кг <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup> |
| $b$                           | Параметр кровотока                                                                 | с <sup>-1</sup>                      |
| $C_a$                         | Теплоёмкость воздуха                                                               | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup> |
| $\rho_a$                      | Плотность воздуха                                                                  | кг/м <sup>3</sup>                    |
| $V_i$                         | Дыхательный объем                                                                  | м <sup>3</sup>                       |
| $\nu$                         | Частота дыхания                                                                    | с <sup>-1</sup>                      |
| $T_a$                         | Температура воздушного пространства                                                | К                                    |
| $w_{ex}$                      | Влагосодержание выдыхаемого воздуха                                                | кг·кг <sup>-1</sup>                  |
| $w_a$                         | Влагосодержание вдыхаемого воздуха                                                 | кг·кг <sup>-1</sup>                  |
| $\theta$                      | Удельная теплота испарения                                                         | Дж·кг <sup>-1</sup>                  |
| $A_s$                         | Площадь контакта тела ребёнка с матрасом                                           | м <sup>2</sup>                       |
| $K_{con}$                     | Коэффициент теплопередачи при кондуктивном теплообмене                             | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-1</sup>  |
| $T_M$                         | Температура поверхности матраса                                                    | К                                    |
| $A_r$                         | Площадь поверхности тела ребёнка в зоне лучистого теплообмена                      | м <sup>2</sup>                       |
| $\sigma$                      | Постоянная Стефана-Больцмана                                                       | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-4</sup>  |
| $\varepsilon_{sw}(u_4(\tau))$ | Степень черноты в системе поверхностей тела ребенка и внутренней стенки инкубатора |                                      |
| $T_w$                         | Температура внутренней стенки инкубатора                                           | К                                    |
| $\varphi_{sw}$                | Угловой коэффициент облучения                                                      |                                      |
| $\alpha_s$                    | Конвекционный коэффициент теплоотдачи, который                                     | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-1</sup>  |

|            |                                                                                                                                      |                |
|------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------|
|            | определяется экспериментально                                                                                                        |                |
| $A_{cv}$   | Площадь поверхности тела ребёнка в зоне конвективного теплообмена                                                                    | м <sup>2</sup> |
| $W_2$      | Масса испаренной влаги с кожи ребенка                                                                                                | кг/с           |
| $B_{sa}$   | Площадь поверхности тела новорожденного                                                                                              | м <sup>2</sup> |
| $d$        | Эмпирический коэффициент для расчета испарения влаги с кожи новорожденного, который зависит от температуры кожи новорожденного $T_s$ | -              |
| $P_s$      | Давление насыщенных паров                                                                                                            | Па             |
| $\phi$     | Относительная влажность                                                                                                              | %              |
| $P_{H_2O}$ | Парциальное давление паров воды в воздухе                                                                                            | Па             |

В таблице 3.6 представлено математическое описание теплового баланса в НИ с учетом тепловых процессов в нагревателе и увлажнителе, а также входных и выходных потоков воздуха.

Таблица 3.6 – Модель теплового баланса в неонатальном инкубаторе

| Процесс                                                                                                                           | Математическое описание                                  | №      |
|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------|--------|
| Тепловые процессы, протекающие через стенки инкубатора, с условием, что стенки инкубатора настолько тонкие и не накапливают тепло | $Q_{in} - Q_{ro} - Q_{co} = 0,$ $Q_{in} = Q_r + Q_{cw},$ | (3.15) |
| Тепловой поток, обусловленный конвективным                                                                                        | $Q_{cw} = \alpha_{cw} A_w (T_a - T_w)$                   | (3.16) |

|                                                                                                  |                                                                              |        |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------|--------|
| теплообменом от воздушной среды к внутренним стенкам инкубатора, Вт                              |                                                                              |        |
| Потери тепла через стенки инкубатора посредством конвективной теплоотдачи в окружающую среду, Вт | $Q_{co} = \alpha_{wo} A_{wi} (T_{wo} - T_o)$                                 | (3.17) |
| Потери тепла через стенки инкубатора посредством радиационной теплоотдачи в окружающую среду, Вт | $Q_{ro} = A_w \sigma \epsilon_{wo} (u_4(\tau)) (T_{wo}^4 - T_o^4) \phi_{wo}$ | (3.18) |
| Тепло от внутренней поверхности стенки к внешней за счет теплопроводности материала стенки, Вт   | $Q_{in} = \frac{A_w \lambda_w (T_w - T_{wo})}{h_w}$                          | (3.19) |
| Динамика тепловых процессов в матрасе                                                            | $C_M m_M \frac{dT_M}{d\tau} = Q_{cd} + Q_{mc}$ $T_M(0) = T_{M0}$             | (3.20) |
| Конвекционный поток тепла,                                                                       | $Q_{mc} = \alpha_M A_M (T_a - T_M)$                                          | (3.21) |

|                                                                                                                     |                                                                                                                                                                                                    |        |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| передающегося к<br>матрацу от<br>воздушной среды<br>внутри инкубатора,<br>Вт                                        |                                                                                                                                                                                                    |        |
| Изменение<br>температуры воды в<br>увлажнителе $T_{hd}$ , К                                                         | $C_w \frac{d(M_{hd}T_{hd})}{d\tau} = \frac{(220 \cdot u_2(\tau)/100)^2}{R_{hd}} \cdot Q_w,$ $M_{hd}(0)T_{hd}(0) = M_{hd0}T_{hd0},$ $Q_w = W_1 T_{hd} C_w + W_1 \theta + \alpha_{hd}(T_{hd} - T_a)$ | (3.22) |
| Изменение массы<br>воды в увлажнителе<br>за счет процесса<br>испарения влаги                                        | $\frac{dM_{hd}}{d\tau} = -W_1,$ $M_{hd}(0) = M_{hd0}$                                                                                                                                              | (3.23) |
| Скорость испарения<br>(расход) влаги $W_1$<br>из увлажнителя, кг/с                                                  | $W_1 = \beta A_{hd}(P_s - P_{H_2O}),$ $\beta = \alpha_{hd} \cdot T_{hd}^{b_{hd}}$                                                                                                                  | (3.24) |
| Давление<br>насыщенных паров<br>в воздушном<br>пространстве<br>инкубатора<br>(уравнение<br>Антуана)                 | $P_s = p \cdot \exp\left(-\frac{q}{T_{hd} - 273}\right)$                                                                                                                                           | (3.25) |
| Парциальное<br>давление паров<br>воды в воздушном<br>пространстве<br>инкубатора на<br>основе уравнения<br>состояния | $P_{H_2O} = \frac{C_{H_2O} \cdot R \cdot T_a}{M_{H_2O}}$                                                                                                                                           | (3.26) |

|                                                                                                                                             |                                                                                                                                  |        |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------|
| идеальных газов                                                                                                                             |                                                                                                                                  |        |
| Относительная влажность, которая является управляемым параметром                                                                            | $\varphi = \frac{P_{H_2O}}{P_s} \cdot 100\%$                                                                                     | (3.27) |
| Изменение температуры воздушного пространства инкубатора при условии, что внутренняя среда идеально перемешана благодаря работе вентилятора | $C_a \frac{d(T_a m_a)}{d\tau} = Q_{cv} + Q_b + Q_{ha} + Q_e + Q_w + Q_i - Q_{mc} - Q_{cw} - Q_o,$ $T_a(0)m_a(0) = T_{a0}m_{a0}.$ | (3.28) |
| Изменение температуры нагревателя в неонатальном инкубаторе, которое учитывает количество тепла, выделяемое нагревателем, и тепловые потери | $C_{ha}m_{ha} \frac{dT_{ha}}{d\tau} = Q_h - Q_{ha},$ $T_{ha}(0) = T_{ha0},$                                                      | (3.29) |
| Выделение тепла при работе                                                                                                                  | $Q_h = \frac{(220 \cdot u_1(\tau)/100)^2}{R_h}$                                                                                  | (3.30) |

|                                                                                                                                                                                                                            |                                                                   |        |
|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|--------|
| нагревательного<br>элемента, Вт                                                                                                                                                                                            |                                                                   |        |
| Тепловой поток при<br>взаимодействии<br>нагревателя с<br>воздушной средой в<br>инкубаторе, Вт                                                                                                                              | $Q_{ha} = \alpha_a A_a (T_{ha} - T_a)$                            | (3.31) |
| Суммарный поток<br>тепла,<br>передающегося в<br>инкубатор из<br>камеры смешения<br>входного потока<br>воздуха, который<br>нагнетается<br>вентилятором, и<br>дополнительно<br>подаваемого из<br>магистрالی<br>кислорода, Вт | $Q_i = z_1(\tau) \rho_i C_i T_o + G_3(u_3(\tau)) C_{O_2} T_{O_2}$ | (3.32) |
| Тепловой поток<br>уходящего из<br>инкубатора воздуха<br>$G_2(\tau)$ , Вт                                                                                                                                                   | $Q_o = G_2(\tau) \rho_o C_o T_a$                                  | (3.33) |

В таблице 3.7 представлено пояснение параметров математической модели теплового баланса в НИ.

Таблица 3.7 – Параметры модели теплового баланса в НИ

| Обозначение                   | Название                                                                                                                                             | Размерность                          |
|-------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|--------------------------------------|
| $\alpha_{cw}$                 | коэффициент теплоотдачи от внутренней воздушной среды к внутренним стенкам инкубатора                                                                | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-1</sup>  |
| $A_w$                         | площадь внутренней поверхности стенок в зоне конвективного теплообмена                                                                               | м <sup>2</sup>                       |
| $\alpha_{wo}$                 | коэффициент теплоотдачи                                                                                                                              | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-1</sup>  |
| $A_{wi}$                      | площадь внешней поверхности стенок в зоне конвективного теплообмена                                                                                  | м <sup>2</sup>                       |
| $\varepsilon_{wo}(u_4(\tau))$ | степень черноты внешней стороны стенки                                                                                                               | -                                    |
| $u_4(\tau)$                   | коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения, подаваемого на электрохромное стекло, которое обеспечивает заданную освещенность внутри инкубатора | %                                    |
| $T_{wo}$                      | температура внешней стороны стенки неонатального инкубатора                                                                                          | К                                    |
| $T_o$                         | температура окружающей среды                                                                                                                         | К                                    |
| $\varphi_{wo}$                | угловой коэффициент облучения                                                                                                                        |                                      |
| $\lambda_w$                   | теплопроводность стенки                                                                                                                              | Вт·м <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup>  |
| $h_w$                         | толщина стенки                                                                                                                                       | м                                    |
| $C_M$                         | теплоёмкость материала матраца                                                                                                                       | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup> |
| $m_M$                         | масса матраца                                                                                                                                        | кг                                   |
| $\alpha_M$                    | коэффициент конвективной теплоотдачи от воздушной среды инкубатора к матрацу                                                                         | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-1</sup>  |
| $A_M$                         | площадь контакта матраца с воздушной средой инкубатора                                                                                               | м <sup>2</sup>                       |
| $C_w$                         | теплоёмкость воды                                                                                                                                    | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup> |
| $M_{hd}$                      | масса воды в увлажнителе                                                                                                                             | кг                                   |
| $u_2(\tau)$                   | коэффициент заполнения ШИМ для управления                                                                                                            | %                                    |

|                  |                                                                                                                                |                                                       |
|------------------|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------|
|                  | мощностью нагревательного элемента увлажнителя                                                                                 |                                                       |
| $Q_w$            | тепловой поток от увлажнителя                                                                                                  | Вт                                                    |
| $R_{hd}$         | сопротивление нагревательного элемента                                                                                         | Ом                                                    |
| $\alpha_{hd}$    | коэффициент, характеризующий конвективную теплоотдачу от нагревательного элемента увлажнителя                                  | Вт·К <sup>-1</sup>                                    |
| $\beta$          | коэффициент массоотдачи от поверхности воды увлажнителя в воздушное пространство инкубатора                                    | кг·м <sup>-2</sup> ·Па <sup>-1</sup> ·с <sup>-1</sup> |
| $a_{hd}, b_{hd}$ | эмпирические коэффициенты, связывающие коэффициент массоотдачи $\beta$ с температурой воды в увлажнителе $T_{hd}$              | -                                                     |
| $A_{hd}$         | площадь поверхности воды увлажнителя                                                                                           | м <sup>2</sup>                                        |
| $p, q$           | константы Антуана, зависящие от конкретного вещества и получаемые экспериментально                                             | -                                                     |
| $R$              | универсальная газовая постоянная                                                                                               | Дж·моль <sup>-1</sup> ·К <sup>-1</sup>                |
| $M_{H_2O}$       | молярная масса воды                                                                                                            | кг/моль                                               |
| $C_a$            | теплоёмкость воздуха                                                                                                           | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup>                  |
| $m_a(\tau)$      | масса воздушного пространства инкубатора                                                                                       | кг                                                    |
| $C_{ha}$         | теплоёмкость нагревательного элемента                                                                                          | Дж·К <sup>-1</sup> ·кг <sup>-1</sup>                  |
| $m_{ha}$         | масса нагревательного элемента                                                                                                 | кг                                                    |
| $T_{ha}$         | температура нагревательного элемента                                                                                           | К                                                     |
| $u_1(\tau)$      | коэффициент заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента, поддерживающего температуру воздуха в инкубаторе | %                                                     |
| $R_h$            | сопротивление нагревательного элемента                                                                                         | Ом                                                    |
| $\alpha_a$       | коэффициент конвективной теплоотдачи от нагревателя к воздушной среде инкубатора                                               | Вт·м <sup>-2</sup> ·К <sup>-1</sup>                   |

|                  |                                                                                                                              |                                                      |
|------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------|
| $A_a$            | площадь поверхности нагревательного элемента, через которую происходит теплообмен                                            | $\text{м}^2$                                         |
| $z_1(\tau)$      | входной поток воздуха                                                                                                        | $\text{м}^3/\text{с}$                                |
| $\rho_i$         | плотность входящего потока воздуха                                                                                           | $\text{кг}/\text{м}^3$                               |
| $C_i$            | теплоёмкость входящего потока воздуха                                                                                        | $\text{Дж} \cdot \text{К}^{-1} \cdot \text{кг}^{-1}$ |
| $G_3(u_3(\tau))$ | расход подаваемого кислорода, который определяется на основе эксперимента в зависимости от давления в кислородной магистрали | $\text{кг}/\text{с}$                                 |
| $u_3(\tau)$      | коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения на электромагнитный клапан расхода кислорода                                | %                                                    |
| $C_{O_2}$        | теплоёмкость кислорода                                                                                                       | $\text{Дж} \cdot \text{К}^{-1} \cdot \text{кг}^{-1}$ |
| $T_{O_2}$        | температура подаваемого кислорода                                                                                            | К                                                    |
| $\rho_o$         | плотность выходящего потока воздуха                                                                                          | $\text{кг}/\text{м}^3$                               |
| $C_o$            | теплоёмкость выходящего воздуха                                                                                              | $\text{Дж} \cdot \text{К}^{-1} \cdot \text{кг}^{-1}$ |

Для расчета выходящего потока воздуха из НИ  $G_2(\tau)$  принимаем инкубатор как проточную пневматическую емкость (рисунок 3.3).

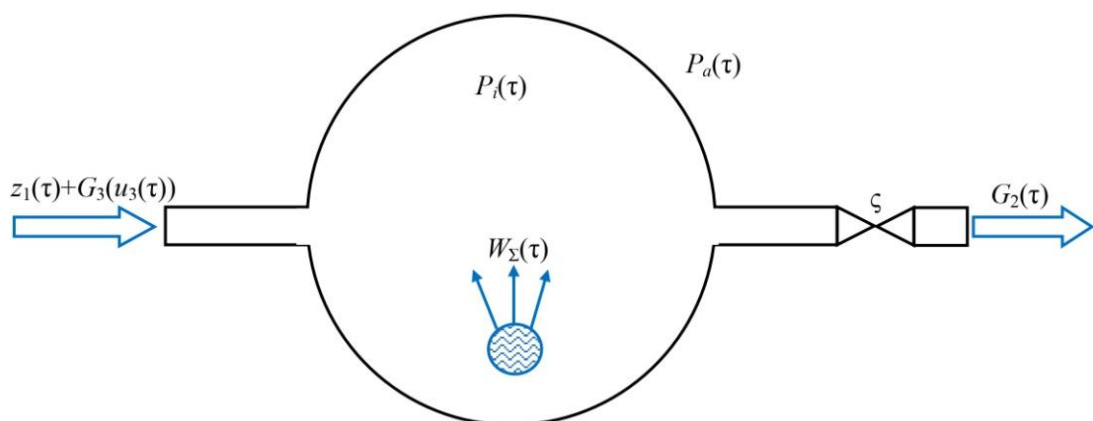


Рисунок 3.3 – Структура неонатального инкубатора как проточной емкости

В пневматическую емкость принудительно поступает через фильтр за счет вентилятора воздух  $z_1(\tau)$  и кислород  $G_3(u_3(\tau))$  из магистрали.

Внутри емкости в воздушную среду поступает влага  $W_\Sigma(\tau)$  за счет работы увлажнителя, испарения с кожи ребенка и дыхания, кг/с. Расход всей испаренной влаги в воздушном пространстве НИ определяется следующим образом:

$$W_\Sigma(\tau) = W_1(\tau) + W_2(\tau) + W_3(\tau), \quad (3.34)$$

где  $W_3(\tau) = \rho_a V_i v(w_{ex} - w_a)$  – расход испаренной влаги с кожи ребенка за счет дыхания, кг/с.

Выходящий поток воздуха из НИ  $G_2(\tau)$ , м<sup>3</sup>/с, пропорционален разности давлений внутри НИ  $P_i$ , Па и внешнего атмосферного  $P_a$ , Па [139, 140]:

$$G_2(\tau) = \zeta(P_i(\tau) - P_a(\tau)), \quad (3.35)$$

где  $\zeta$  – эмпирический коэффициент, характеризующий суммарное сопротивление выходному потоку воздуха в НИ (отверстия, зазоры, неплотности и т.п.), с/Па·м<sup>3</sup>.

Таким образом, в НИ создается избыточное давление  $P_i$ . Инкубатор относится к классу чистых помещений. В связи с этим введем новое понятие для НИ – чистая камера. Для контроля разности давлений внутренней среды НИ и окружающей среды предлагается использовать разработанные автором методы измерения и регулирования температуры и давления тензомостом [141, 142]. Это позволит определять допустимость эксплуатации НИ. В случае отсутствия избыточного давления НИ не может иметь свойства чистой камеры.

В камеру смешения поступают входной отфильтрованный поток воздуха  $z_1(\tau)$  и добавленный кислород  $u_3(\tau)$ , смесь которых  $G_1(\tau)$  посредством принудительной циркуляции подается в воздушное пространство НИ, м<sup>3</sup>/с:

$$G_1(\tau) = z_1(\tau) + G_3(u_3(\tau)) / \rho_{O_2}, \quad (3.36)$$

где  $\rho_{O_2}$  – плотность подаваемого из магистрали кислорода, кг/м<sup>3</sup>.

Уравнения покомпонентного материального баланса для внутренней среды НИ записываются:

$$V \frac{dC_{H_2O}}{d\tau} = C_{iH_2O} \cdot z_1(\tau) + W_{\Sigma}(\tau) - C_{H_2O}(\tau) \cdot G_2(\tau), \quad (3.37)$$

$$C_{H_2O}(0) = C_{iH_2O},$$

$$V \frac{dC_{O_2}}{d\tau} = C_{iO_2} \cdot z_1(\tau) + G_3(u_3(\tau)) - C_{O_2}(\tau) \cdot G_2(\tau), \quad (3.38)$$

$$C_{O_2}(0) = C_{iO_2},$$

$$V \frac{dC_{N_2}}{d\tau} = C_{iN_2} \cdot z_1(\tau) - C_{N_2}(\tau) \cdot G_2(\tau), \quad (3.39)$$

$$C_{N_2}(0) = C_{iN_2},$$

где  $V$  – объем НИ, м<sup>3</sup>;  $C_{N_2}$ ,  $C_{O_2}$ ,  $C_{H_2O}$  – концентрации газов в воздухе, кг/м<sup>3</sup>.

Давление внутри НИ  $P_i(\tau)$ , Па, определяется следующим образом:

$$P_i(\tau) = R \cdot T_a(\tau) \cdot \left( \frac{C_{iH_2O}(\tau)}{M_{H_2O}} + \frac{C_{iO_2}(\tau)}{M_{O_2}} + \frac{C_{iN_2}(\tau)}{M_{N_2}} \right), \quad (3.40)$$

где  $M_{H_2O}$ ,  $M_{O_2}$ ,  $M_{N_2}$  – молярная масса вещества, кг/моль.

Масса воздушной смеси (воздушного пространства) в НИ  $m_a(\tau)$ , кг, определяем следующим образом:

$$m_a(\tau) = V \cdot (C_{H_2O}(\tau) + C_{O_2}(\tau) + C_{N_2}(\tau)), \quad (3.41)$$

Уравнения (3.5) – (3.41) определяют математическую модель динамики процессов тепло- и массопереноса в НИ.

Физическая модель, описывающая освещенность внутри НИ с учетом влияния электрохромного стекла и внешней освещенности, определяется по уравнению линейной регрессии (3.42):

$$\psi(\tau) = \psi_0 + j \cdot u_4(\tau) + k \cdot z_5(\tau), \quad (3.42)$$

где  $\psi_0$  – эмпирический коэффициент, определяемый экспериментально и представляющий собой базовую освещенность внутри НИ при нулевых значениях других переменных, лк;  $u_4(\tau)$  – коэффициент заполнения ШИМ для подачи напряжения [136], подаваемого на электрохромное стекло в момент времени  $\tau$ , которое обеспечивает заданную освещенность внутри НИ, %;  $j$  – эмпирический коэффициент, определяемый экспериментально и показывающий, как изменение напряжения влияет на освещенность внутри НИ;  $z_5(\tau)$  – освещенность окружающей среды в отделении реанимации и терапии новорожденных в момент времени  $\tau$ , лк;  $k$  – эмпирический коэффициент, определяемый экспериментально и показывающий, как внешняя освещенность  $z_5(\tau)$  влияет на освещенность внутри НИ [139].

Для упрощения восприятия и анализа математической модели теплового и материального балансов в НИ, все параметры и выходные данные представлены в виде векторов  $\mathbf{Q}(\tau)$ ,  $\mathbf{a}(\tau)$  и  $\mathbf{y}(\tau)$ . Эти векторы включают основные физические величины, управляющие воздействия и реакции системы на внешние условия. Для обеспечения ясности и удобства работы с моделью приведем соответствия между обозначениями векторов параметров  $\mathbf{Q}(\tau)$ ,  $\mathbf{a}(\tau)$  и  $\mathbf{y}(\tau)$  с их физическим смыслом.

Тепловые потоки обозначим соответственно:  $Q_1(\tau) = Q_{cv}$ ;  $Q_2(\tau) = Q_r$ ;  $Q_3(\tau) = Q_b$ ;  $Q_4(\tau) = Q_e$ ;  $Q_5(\tau) = Q_{cd}$ ;  $Q_6(\tau) = Q_c$ ;  $Q_7(\tau) = Q_{bl}$ ;  $Q_8(\tau) = Q_i$ ;  $Q_9(\tau) = Q_{ha}$ ;  $Q_{10}(\tau) = Q_w$ ;  $Q_{11}(\tau) = Q_{mc}$ ;  $Q_{12}(\tau) = Q_{cw}$ ;  $Q_{13}(\tau) = Q_o$ ;  $Q_{14}(\tau) = Q_{co}$ ;  $Q_{15}(\tau) = Q_{ro}$ .

Выходные параметры:  $y_1(\tau) = T_a$ ;  $y_2(\tau) = \varphi$ ;  $y_3(\tau) = C_{O_2}$ ;  $y_4(\tau) = \psi(\tau)$ ;  $y_5(\tau) = T_s$ ;  $y_6(\tau) = T_c$ ;  $y_7(\tau) = T_M$ ;  $y_8(\tau) = T_{hd} M_{hd}$ ;  $y_9(\tau) = M_{hd}$ ;  $y_{10}(\tau) = T_a m_a$ ;  $y_{11}(\tau) = m_a$ ;  $y_{12}(\tau) = T_w$ ;  $y_{13}(\tau) = T_{ha}$ ;  $y_{14}(\tau) = T_{wo}$ ;  $y_{15}(\tau) = P_s$ ;  $y_{16}(\tau) = C_{H_2O}$ ;  $y_{17}(\tau) = C_{N_2}$ ;  $y_{18}(\tau) = T_{hd}$ .

Составляющие вектора параметров объекта  $\mathbf{a} = (a_1, a_2, \dots, a_{45})$  [136]:  $a_1 = \alpha_s A_{cv}$ ;  $a_2 = A_r \cdot \sigma \cdot \varepsilon_{sw}(u_4(\tau)) \varphi_{sw}$ ;  $a_3 = \rho_a V_i \nu C_a$ ;  $a_4 = -\theta w_a$ ;  $a_5 = \theta w_{ex}$ ;  $a_6 = \theta$ ;  $a_7 = A_s K_{con}$ ;  $a_8 = 2\lambda_s \pi l / \ln(r_s/r_c)$ ;  $a_9 = \rho_b V_b C_b b$ ;  $a_{10} = \alpha_a A_a$ ;  $a_{11} = C_w$ ;  $a_{12} = \alpha_{hd}$ ;  $a_{13} = \alpha_M A_M$ ;  $a_{14} = \alpha_{cw} A_w$ ;  $a_{15} = \rho_o C_o$ ;  $a_{16} = \alpha_{wo} A_{wi}$ ;  $a_{17} = A_w \cdot \sigma \cdot \varepsilon_{wo}(u_4(\tau))$ ;  $a_{18} = C_{O_2}$ ;  $a_{19} = \rho_i C_i$ ;  $a_{20} = A_w \lambda_w / h_w$ ;

$a_{21} = \beta A_{hd}; a_{22} = 1,43 \cdot B_{sa}; a_{23} = 9.919; a_{24} = 2808; a_{25} = -V_i V; a_{26} = \rho_a \cdot V_i \cdot v \cdot w_{ex}; a_{27} = \zeta; a_{28} = C_a;$   
 $a_{29} = V; a_{30} = \psi_0; a_{31} = j; a_{32} = k; a_{33} = C_{iH_2O}; a_{34} = C_{iO_2}; a_{35} = C_{iN_2}; a_{36} = C_M m_M; a_{37} =$   
 $C_w; a_{38} = (220/100)^2 / R_{hd}; a_{39} = p; a_{40} = -q; a_{41} = C_{ha} m_{ha}; a_{42} = (220/100)^2 / R_h; a_{43} =$   
 $C_c M_c; a_{44} = Q_m; a_{45} = C_s M_s.$  Возмущающие воздействия:  $z_2(\tau) = T_o; z_4(\tau) = T_{O_2}.$

В таблицах 3.8 – 3.10 представлены уравнения, приведенные к виду (3.1), которые определяют динамику тепловых и материальных потоков в НИ в соответствии с новыми обозначениями параметров и выходных данных векторов  $Q(\tau)$ ,  $y(\tau)$  и  $a(\tau)$ .

Таблица 3.8 – Тепловые потоки в неонатальном инкубаторе

|                                                                                                                                                                                 |                                                                   |
|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------|
| Поток конвективного тепла от кожи ребёнка в воздушное пространство инкубатора                                                                                                   | $Q_1(\tau) = a_1(y_5(\tau) - y_1(\tau))$                          |
| Поток лучистого тепла от кожи к стенкам инкубатора                                                                                                                              | $Q_2(\tau) = a_2(y_5^4 - y_{12}^4) \varphi_{sw}$                  |
| Результирующие потери тепла при дыхании                                                                                                                                         | $Q_3(\tau) = a_3(y_6(\tau) - y_1(\tau)) + a_4 y_{16}(\tau) + a_5$ |
| Потери тепла за счёт испарения с кожи ребёнка                                                                                                                                   | $Q_4(\tau) = a_6 W_2(\tau)$                                       |
| Поток кондуктивного тепла, который передаётся от ребёнка матрасу                                                                                                                | $Q_5(\tau) = a_7 (y_5(\tau) - y_7(\tau))$                         |
| Тепловой поток, передающийся от ядра к коже путём теплопередачи                                                                                                                 | $Q_6(\tau) = a_8 (y_6(\tau) - y_5(\tau))$                         |
| Тепловой поток, передающийся от ядра к коже за счёт кровотока                                                                                                                   | $Q_7(\tau) = a_9 (y_6(\tau) - y_5(\tau))$                         |
| Тепло, приходящее в инкубатор из камеры смешения входного потока воздуха $Q_{17}(\tau)$ , который нагнетается вентилятором и дополнительно подаваемого кислорода $Q_{16}(\tau)$ | $Q_8(\tau) = Q_{16}(\tau) + Q_{17}(\tau)$                         |
| Тепловой поток от нагревателя воздуха                                                                                                                                           | $Q_9(\tau) = a_{10} (y_{13}(\tau) - y_1(\tau))$                   |
| Тепловой поток с испаряющейся влагой от                                                                                                                                         | $Q_{10}(\tau) = a_{11} W_1(\tau) y_{18}(\tau) + a_6 W_1(\tau) +$  |

|                                                                                      |                                                                                                                                 |
|--------------------------------------------------------------------------------------|---------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| увлажнителя                                                                          | $a_{12}(y_8(\tau) - y_1(\tau))$                                                                                                 |
| Конвективный тепловой поток от воздушной среды к матрасу                             | $Q_{11}(\tau) = a_{13}(y_1(\tau) - y_7(\tau))$                                                                                  |
| Конвективный тепловой поток от воздушной среды к стенкам инкубатора                  | $Q_{12}(\tau) = a_{14}(y_1(\tau) - y_{12}(\tau))$                                                                               |
| Тепло, уходящее из инкубатора с выходным потоком воздуха                             | $Q_{13}(\tau) = a_{15}G_2(\tau) y_1(\tau)$                                                                                      |
| Поток конвективного тепла от стенок инкубатора в окружающую среду                    | $Q_{14}(\tau) = a_{16}(y_{14}(\tau) - z_2(\tau))$                                                                               |
| Поток тепла от стенок инкубатора в окружающую среду за счёт радиационной теплоотдачи | $Q_{15}(\tau) = a_{17}(y_{14}^4(\tau) - z_2^4(\tau))$                                                                           |
| Тепло, поступающее в камеру смешения с кислородом                                    | $Q_{16}(\tau) = a_{18}z_4(\tau)G_3(u_3(\tau))$                                                                                  |
| Тепло, поступающее в камеру смешения с входным потоком воздуха                       | $Q_{17}(\tau) = a_{19}z_1(\tau)z_2(\tau)$                                                                                       |
| Передача тепла через стенки инкубатора                                               | $Q_2(\tau) + Q_{12}(\tau) = Q_{14}(\tau) + Q_{15}(\tau)$<br>$Q_{14}(\tau) + Q_{15}(\tau) = a_{20}(y_{12}(\tau) - y_{14}(\tau))$ |

Таблица 3.9 – Материальные потоки в неонатальном инкубаторе

|                                                                                        |                                                                                                                                          |
|----------------------------------------------------------------------------------------|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Расход испаренной влаги из увлажнителя                                                 | $W_1(\tau) = a_{21}(y_{15}(y_{18}(\tau)) - P_{H20}(y_1(\tau)))$                                                                          |
| Поток испаренной влаги с кожи ребенка, кг/с                                            | $W_2(\tau) = a_{22} \cdot \exp(a_{23} - (a_{24}/y_5(\tau))) \cdot (y_{15}(\tau) - (y_5(\tau) - y_2(\tau) \cdot P_{H20}(y_1(\tau)))/100)$ |
| Поток испаренной влаги с кожи ребенка за счёт дыхания                                  | $W_3(\tau) = a_{25} y_{16}(\tau) + a_{26}$                                                                                               |
| Поток смеси воздуха и кислорода из камеры смешения в воздушное пространство инкубатора | $G_1(\tau) = z_1(\tau) + G_3(u_3(\tau))$                                                                                                 |

|                                                          |                                                                                                                   |
|----------------------------------------------------------|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Выходящий поток воздуха из инкубатора в окружающую среду | $G_2(\tau) = a_{27}(P_i(y_1(\tau)) - P_a(z_2(\tau)))$                                                             |
| Входящий поток воздуха в инкубатор                       | $z_1(\tau) = G_2(\tau) - G_3(u_3(\tau)) - W_\Sigma(\tau)$<br>$W_\Sigma(\tau) = W_1(\tau) + W_2(\tau) + W_3(\tau)$ |

Таблица 3.10 – Изменение выходных параметров в неонатальном инкубаторе

|                                             |                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |
|---------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Модель воздушного пространства в инкубаторе | $a_{28} \frac{dy_{10}(\tau)}{d\tau} = Q_1(\tau) + Q_3(\tau) + Q_9(\tau) + Q_4(\tau) + Q_{10}(\tau) + Q_8(\tau) - Q_{11}(\tau) - Q_{12}(\tau) - Q_{13}(\tau), y_{10}(0) = y_{10}^0$ $y_{11}(\tau) = a_{29}(y_3(\tau) + y_{16}(\tau) + y_{17}(\tau))$ $y_1(\tau) = y_{10}(\tau)/y_{11}(\tau)$ $y_4(\tau) = a_{30} + a_{31}u_4(\tau) + a_{32}z_5(\tau)$ $y_{12}(\tau) = (a_{14} \cdot y_1(\tau) - Q_{12}(\tau))/a_{14}$ $y_{14}(\tau) = (a_{20} \cdot a_{14} \cdot y_1(\tau) - Q_{12}(\tau))/(a_{14} \cdot a_{20} - Q_{12}(\tau)/a_{20})$ $a_{29} \frac{dy_{16}(\tau)}{d\tau} = a_{33}z_1(\tau) + W_\Sigma(\tau) - y_{16}(\tau)G_2(\tau), y_{16}(0) = y_{16}^0$ $a_{29} \frac{dy_3(\tau)}{d\tau} = a_{34}z_1(\tau) + G_3(u_3(\tau)) - y_3(\tau)G_2(\tau), y_3(0) = y_3^0$ $a_{29} \frac{dy_{17}(\tau)}{d\tau} = a_{35}z_1(\tau) - y_{17}(\tau)G_2(\tau), y_{17}(0) = y_{17}^0$ |
| Модель матраца                              | $a_{36} \frac{dy_7(\tau)}{d\tau} = Q_5(\tau) + Q_{11}(\tau), y_7(0) = y_7^0$                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                |
| Модель увлажнителя                          | $a_{37} \frac{dy_8(\tau)}{d\tau} = a_{38}(u_2(\tau))^2 - Q_{10}(\tau), y_8(0) = y_8^0$ $\frac{dy_9(\tau)}{d\tau} = -W_1(\tau), y_9(0) = y_9^0$ $y_2(\tau) = (P_{H2O}(y_1(\tau))/y_{15}(\tau)) \cdot 100\%$ $y_{15}(\tau) = a_{39} \cdot \exp(a_{40}/(y_{18}(\tau) - 273))$ $y_{18}(\tau) = y_8(\tau)/y_9(\tau)$                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                                             |

|                          |                                                                                                                                                                                                                            |
|--------------------------|----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| Модель<br>нагревателя    | $a_{41} \frac{dy_{13}(\tau)}{d\tau} = a_{42}(u_1(\tau))^2 - a_{10}(y_{13}(\tau) - y_1(\tau)), y_{13}(0) = y_{13}^0$                                                                                                        |
| Модель<br>новорожденного | $a_{43} \frac{dy_6(\tau)}{d\tau} = a_{44} - Q_6(\tau) - Q_7(\tau) - Q_3(\tau), y_6(0) = y_6^0$ $a_{45} \frac{dy_5(\tau)}{d\tau} = Q_6(\tau) + Q_7(\tau) - Q_5(\tau) - Q_2(\tau) - Q_1(\tau) - Q_4(\tau),$ $y_5(0) = y_5^0$ |

На основе уравнений (3.5) – (3.42) строится комплексная модель НИ с новорожденным для исследования высокоточной системы управления.

### 3.3 Разработка алгоритма градиентного нейросетевого управления параметрами микроклимата в неонатальном инкубаторе

Для управления многосвязными выходными параметрами НИ предлагается использовать методы нейросетевого управления. Эти методы привлекают внимание исследователей, особенно для управления сложными, нелинейными и стохастическими объектами. Однако они требуют значительных ресурсов для обучения нейронной сети.

Разработан новый метод нейросетевого управления: градиентного нейросетевого управления (ГНСУ) [127, 136 – 138, 143, 144]. Метод ГНСУ не требует обучения на основе данных о динамике объекта [137, 138].

Алгоритм ГНСУ относится к классу адаптивных алгоритмов. ГНСУ предназначен для управления многосвязными, нелинейными, стохастическими объектами, такими как НИ. Этот алгоритм управления масштабируемый, что дает возможность изменения количества управляемых и управляющих параметров (добавление дополнительных устройств, датчиков и исполнительных устройств). Например, перспективными решениями для повышения точности управления могут быть регулирование скорости вращения вентилятора, управление параметрами микроклимата в помещении, где находится НИ. Алгоритм ГНСУ

реализован на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и высокоуровневого объектно-ориентированного языка программирования Python, что в перспективе дает возможность расширить функции НИ, в том числе для включения в их программное обеспечение систем поддержки принятия врачебных решений (СППВР), интеллектуальных систем бесконтактного измерения температуры ребенка, пульса, частоты дыхания, распознавания движений и т.п.

В общем виде структура алгоритма управления подразумевает нейросетевой блок и НИ, объединенные в динамическую систему.

Алгоритм ГНСУ, представленный в виде алгоритма управления и алгоритма адаптации (рисунок 3.1), реализован на основе глубокой нейронной сети прямого распространения типа многослойного перцептрона (Multi-Layer Perceptron – MLP) (рисунок 3.4).

Векторы входных управляющих параметров  $\mathbf{u}(t)$  и выходных параметров  $\mathbf{y}(t)$  соответствуют векторам входных и выходных параметров, представленных в структурной схеме системы управления с нейроконтроллером (рисунок 3.1). В рамках диссертационной работы в качестве объекта исследования рассматривается система управления внутренней средой в НИ. В связи с этим, в качестве задания будет выбрана температура воздуха в НИ, а не температура кожи новорожденного.

Принимаем  $t$ -й шаг динамического процесса, связанный с непрерывным временем  $\tau$ :

$$t = \frac{\tau}{\Delta\tau},$$

где  $t$  – дискретное время;  $\tau$  – текущее время;  $\Delta\tau$  – выбранный шаг квантования процесса [127, 136, 138, 143, 144].

Динамическая система представляется дискретно:

$$\mathbf{y}(t+1) = F(\mathbf{y}(t), \mathbf{w}(t)),$$

где  $y(t)$  вектор управляемых координат;  $w(t)$  – множество весовых коэффициентов нейронной сети.

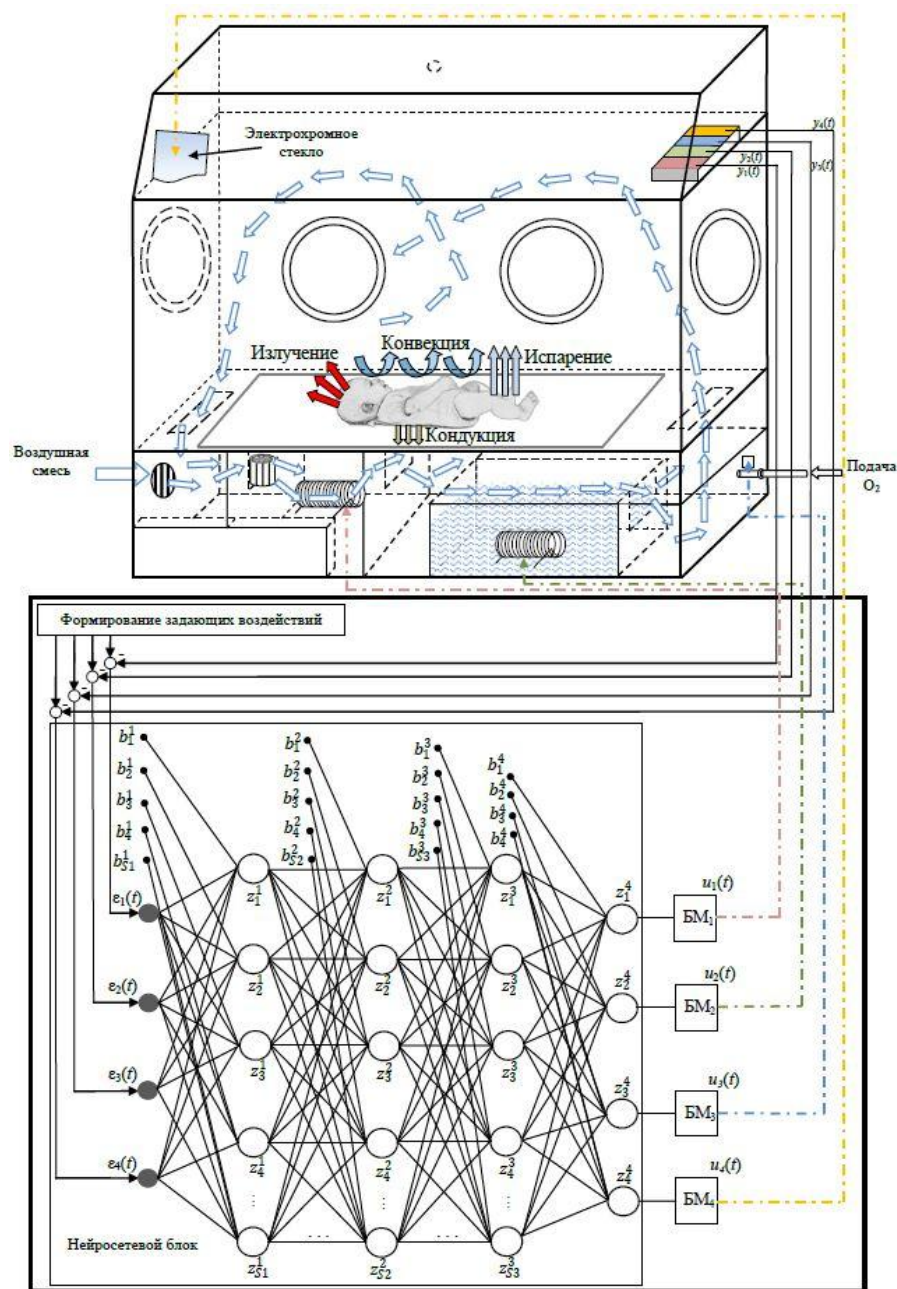


Рисунок 3.4 – Структурная схема системы управления с нейроконтроллером

Вектор рассогласования и функция цели управления соответственно записываются в виде:

$$\varepsilon(t) = y_3(t) - y(t),$$

$$e(\mathbf{F}(\mathbf{y}(t), \mathbf{w}(t))) = (\mathbf{y}(t) - \mathbf{y}_3(t))^T (\mathbf{y}(t) - \mathbf{y}_3(t)) = \sum_{n=1}^4 (\varepsilon_n(t))^2.$$

Алгоритм ГНСУ формирует управления  $\mathbf{u}(t)=(u_1(t), \dots, u_4(t))$  через блок масштабирования (БМ) [143].

Блок-схема алгоритма ГНСУ представлена на рисунке 3.5.

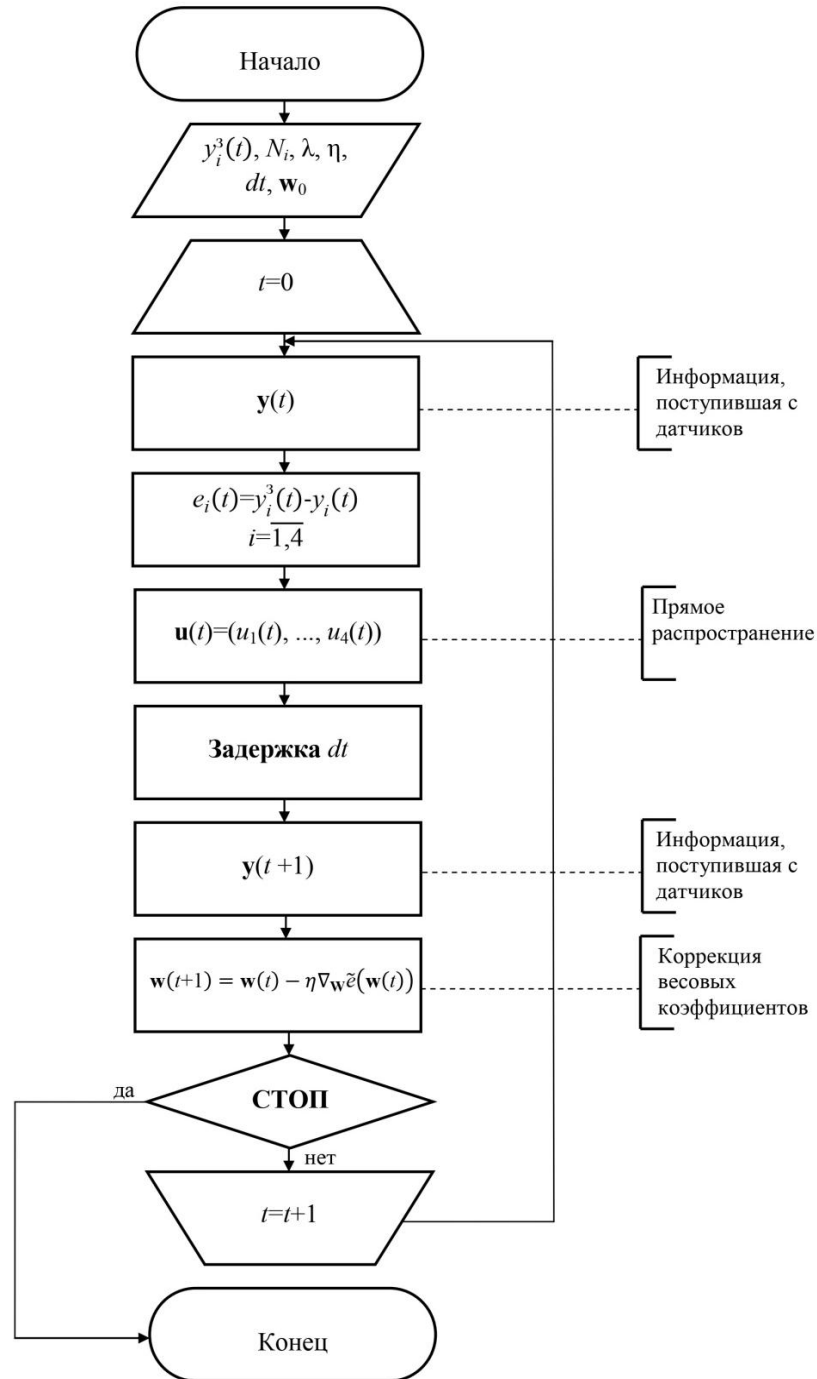


Рисунок 3.5 – Блок-схема алгоритма ГНСУ

Для устойчивости работы алгоритма ГНСУ используется метод регуляризации [145].

С учетом использования метода регуляризации изменяется целевая функция:

$$\tilde{e}(\mathbf{y}(t+1)) = \sum_{n=1}^4 (\varepsilon_n(t))^2 + \Omega(\mathbf{w}(t)),$$

$$\Omega(\mathbf{w}(t)) = \frac{1}{2} \lambda \left[ \left( \sum_{n=1}^4 \sum_{s=1}^S w_{ns}^1(t) \right)^2 + \left( \sum_{m=1}^4 \sum_{s=1}^S w_{ms}^2(t) \right)^2 + \left( \sum_{n=1}^4 \sum_{s=1}^S b_{ns}^1(t) \right)^2 + \right. \\ \left. + \left( \sum_{m=2}^4 \sum_{s=2}^S b_{ms}^1(t) \right)^2 \right],$$

где  $\lambda$  – коэффициент регуляризации;  $w_{ns}^1(t), w_{ms}^2(t), b_{ns}^1(t), b_{ms}^1(t)$  – весовые коэффициенты.

Весовые коэффициенты корректируются следующим образом:

$$\mathbf{w}(t+1) = \mathbf{w}(t) - \eta \nabla_{\mathbf{w}} \tilde{e}(\mathbf{w}(t)),$$

где  $\nabla_{\mathbf{w}}$  – вектор градиента,  $\eta \geq 0$  коэффициент настройки [127, 138].

Для реализации принципа отрицательной обратной связи в алгоритме ГНСУ в рабочей точке  $(\mathbf{y}_0, \mathbf{u}_0)$  вычисляется матрица Якоби:

$$\mathbf{J}(\mathbf{y}, \mathbf{u}) = \left[ \text{sign} \left( \frac{\partial y_i}{\partial u_j} \right) \right], \quad i=1, 2, 3, 4; \quad j=1, 2, 3, 4.$$

При настройке системы ГНСУ на основе математической модели выбирается архитектура сети MLP, настроечные параметры алгоритма  $\eta, \lambda$ , вектор весовых коэффициентов  $\mathbf{w}_0$ . Далее настройка проводится в процессе управления НИ, будут скорректированы настроечные параметры алгоритма  $\eta, \lambda$ , исходя из технических характеристик датчиков, применяемых в

экспериментальной установке.

Программная реализация метода ГНСУ параметрами микроклимата внутри НИ выполнялась на основе высокоуровневого объектно-ориентированного языка программирования Python. Результаты имитационного моделирования с применением математической модели и доказательства ее адекватности будут представлены в четвертой главе диссертационного исследования.

### 3.4 Разработка алгоритма управления гидродинамическим фантомом новорожденного

Важным аспектом при аппаратной реализации экспериментальной установки является создание эффективного метода управления ГНФ. В общем виде, управление параметрами фантома можно представить в виде системы с обратной связью. Для задач подобного типа наибольшее применение получили позиционные системы регулирования [146, 147].

ГНФ представляет собой устройство, моделирующее физиологические параметры новорожденного, что позволяет проводить исследования и тестирование медицинских процедур в контролируемых условиях. Основной целью является создание эффективной системы управления, обеспечивающей точное воспроизведение функционального состояния организма новорожденного.

Принцип работы управляющей системы неонатального фантома аналогичен работе термостата. Считывание показаний температуры тела фантома осуществляется через микрокомпьютер «Raspberry Pi 4 Model B» с помощью цифрового датчика BME280, расположенного на грудной клетке фантома. Температуру кровеймитирующей жидкости измеряет датчик HDC1080, расположенный в резервуаре с циркулирующей жидкостью. Исходя из полученных данных, происходит активация исполнительного устройства (нагревателя), расположенного в специальном резервуаре с циркулирующей жидкостью, для ее нагрева или охлаждения относительно заданного значения.

Для достижения поставленной цели предлагается использовать

усовершенствованное двухпозиционно-статическое регулирование с симметричным диапазоном пропорциональности [130]. Этот метод управления позволяет поддерживать стабильные условия в системе, обеспечивая высокую точность и надежность работы. Отличительной особенностью предложенной системы управления является внедрение дополнительного звена обратной связи, что позволяет оперативно корректировать параметры системы в ответ на изменения внешних условий или внутренних состояний фантома. На рисунке 3.6 показана структурная схема используемого алгоритма управления ГНФ.

На рисунке 3.6 введены следующие обозначения: ПР – двухпозиционный регулятор; НФ – неонатальный фантом;  $\varepsilon$  – ошибка регулирования;  $T_{s0}$  – задание (заданная температура поверхности ГНФ);  $T_s$  – выходной параметр (температура поверхности ГНФ);  $x_p$  – регулирующее воздействие (при  $x_p=1$  напряжение подается на нагревательный элемент кровеимитирующей жидкости, при  $x_p=0$  напряжение отсутствует);  $T_1$ ,  $T_2$  и  $k_1$ ,  $k_2$  – параметры корректирующего устройства, требующие настройки;  $x_k$  – корректирующий сигнал;  $\Delta$  – зона возврата реле.

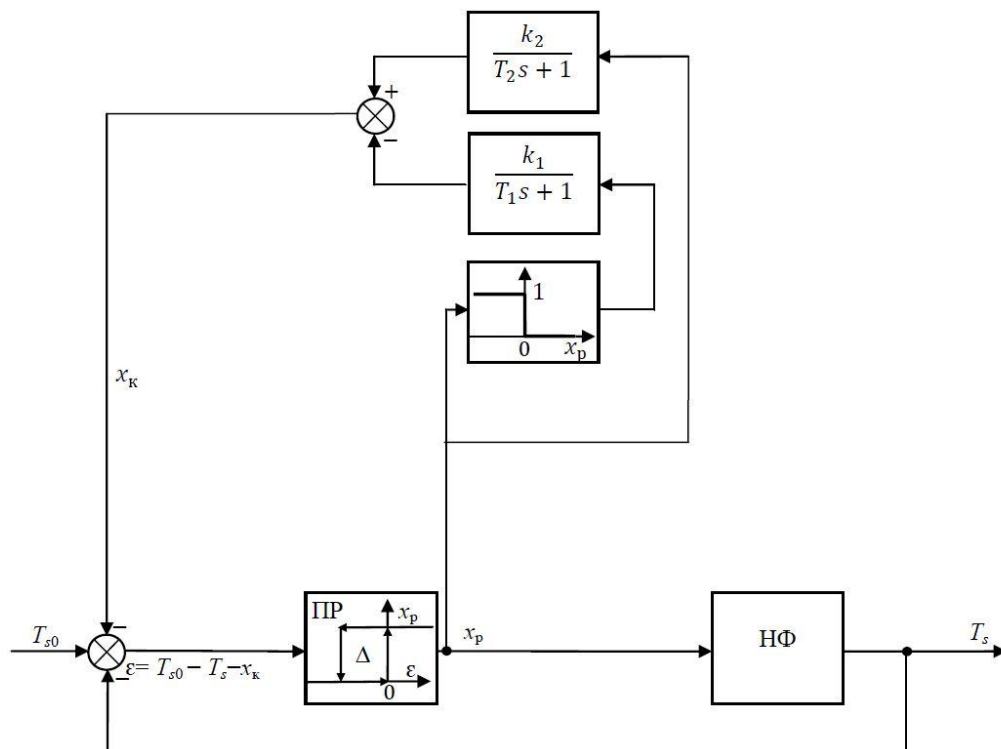


Рисунок 3.6 – Структурная схема усовершенствованного двухпозиционно-статического управления параметрами неонатального фантома

В ходе исследования были проведены теоретические расчеты и экспериментальные испытания, подтверждающие эффективность предложенного метода управления [129]. В авторской статье [130] представлены результаты работы, которые демонстрируют значительное улучшение характеристик системы по сравнению с традиционными методами регулирования, а именно минимальное отклонение от заданной величины (относительная погрешность 2.68% против 7.22%) и минимальная статическая ошибка.

Программная реализация метода управления температурой кровеймитирующей жидкости и отдельно температуры поверхности ГНФ также выполнялась на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и на основе языка программирования Python. Результаты, реализованные посредством усовершенствованного метода двухпозиционно-статического регулирования, будут продемонстрированы в четвертой главе диссертационного исследования.

### 3.5 Выводы по третьей главе

1. Поставлена задача поиска оптимальной структуры и параметров системы управления параметрами микроклимата в НИ.
2. Разработана комплексная математическая модель, учитывающая все аспекты тепло- и массопереноса в НИ, а также тепловые процессы взаимодействия ребёнка и элементов НИ.
3. Разработан алгоритм ГНСУ параметрами микроклимата в НИ.
4. Разработана система управления ГНФ на основе усовершенствованного позиционно-статического регулирования.

## ГЛАВА 4 ИССЛЕДОВАНИЕ МЕТОДА СОЗДАНИЯ ДЛЯ НОВОРОЖДЕННОГО ПОДХОДЯЩИХ УСЛОВИЙ ОКРУЖАЮЩЕЙ СРЕДЫ В НЕОНАТАЛЬНОМ ИНКУБАТОРЕ

В данной главе исследуется метод создания подходящих условий окружающей среды для новорожденного в НИ. Основное внимание уделяется параметрической идентификации параметров математической модели НИ и новорожденного. Исследования включают в себя анализ динамических и статических характеристик системы при работе алгоритма ГНСУ. Целью исследования является оценка эффективности и надежности ГНСУ параметрами микроклимата в НИ, а также проверка ее работоспособности на экспериментальной установке с использованием ГНФ.

### 4.1 Параметрическая идентификация математической модели неонатального инкубатора

Будем считать, что для построения математической модели НИ (3.5) – (3.42) используется экспериментально-аналитический метод [140]. Для коррекции выбранных параметров модели необходимо провести параметрическую идентификацию.

Под параметрической идентификацией понимают «определение параметров математической модели [139], обеспечивающей наилучшее совпадение выходных координат модели и процесса при одинаковых входных воздействиях» (ГОСТ 20913-75 «Автоматизированные системы управления технологическими процессами»).

Процесс параметрической идентификации состоит из четырех основных этапов: 1) планирования и подготовки эксперимента на объекте; 2) его проведения и обработки результатов эксперимента; 3) формирования функции невязки экспериментальных и расчетных данных, решения экстремальной задачи

коррекции параметров модели; 4) проверки адекватности полученной модели реальному объекту (валидация модели).

Выполнены 1-й и 2-й этапы процесса параметрической идентификации.

Получены переходные характеристики (кривые разгона) управляемых параметров НИ при различных коэффициентах заполнения ШИМ управления мощностью нагревательных элементов воздуха в НИ и воды в увлажнителе, подачи напряжения на электромагнитный клапан расхода кислорода и подачи напряжения на электрохромное стекло, которое обеспечивает заданный уровень освещенности внутри НИ. Эксперименты проводились на установке (рисунки 2.1 – 2.18).

Эксперименты проводились при внешней температуре воздуха 24.2 °С и относительной влажности воздуха 40 %. Один цикл эксперимента занимал 1 час. На микрокомпьютере «Raspberry Pi 4 Model B» выходные управляющие сигналы ШИМ на всех этапах работы экспериментальной установки формировались с частотой 1 кГц.

Проведена оценка характера и скорости нагрева воздушной среды внутри НИ при различных коэффициентах заполнения ШИМ управления мощностью нагревательного элемента: 20%, 40%, 60%, 80% и 100%. Для каждого коэффициента заполнения были зафиксированы время стабилизации и уровень установившейся температуры воздушного пространства в НИ. На рисунке 4.1 представлены экспериментальные данные в виде семейства кривых разгона, отражающих зависимость температуры воздушного пространства в НИ от времени при различных коэффициентах заполнения ШИМ.

В результате серии экспериментов видно, что с увеличением коэффициента заполнения ШИМ подачи напряжения на нагревательный элемент возрастает как скорость нагрева, так и финальная стабилизированная температура.

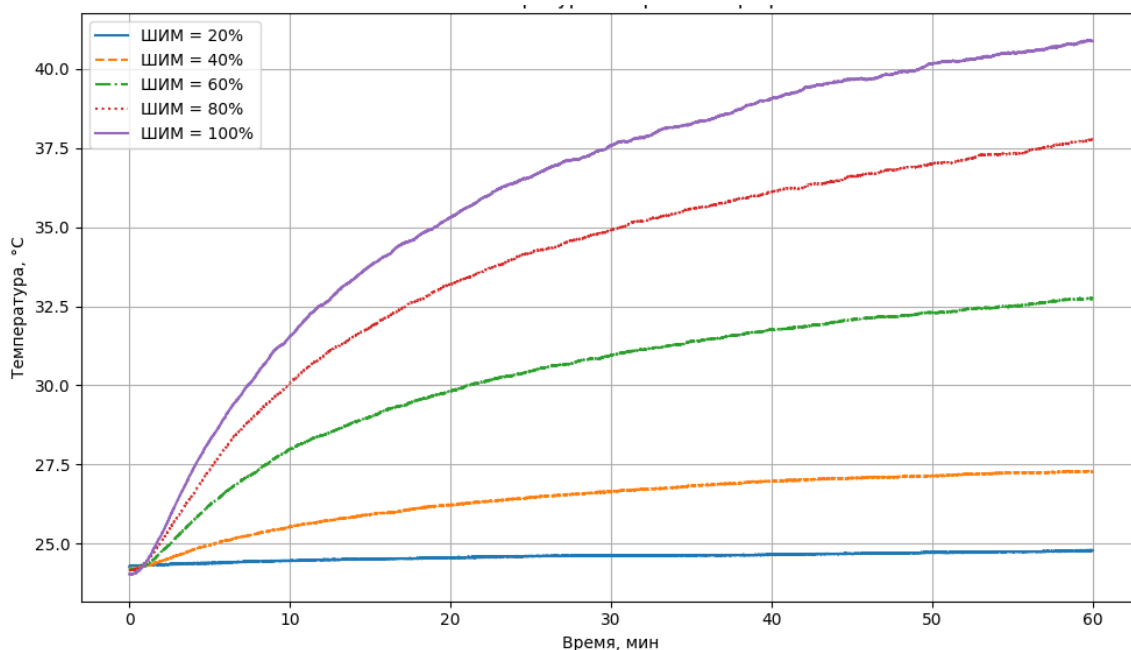


Рисунок 4.1 – Динамические характеристики неонатального инкубатора зависимости температуры от времени при разных коэффициентах заполнения ШИМ

В таблице 4.1 представлены параметры стабилизации температуры, полученные в результате экспериментов.

Таблица 4.1 – Параметры стабилизации температуры при различных коэффициентах ШИМ подачи напряжения на нагревательный элемент воздуха

| Коэффициент заполнения ШИМ, % | Время стабилизации, мин | Установившаяся температура, °C |
|-------------------------------|-------------------------|--------------------------------|
| 20                            | ~8.3                    | ~25.5                          |
| 40                            | ~16.7                   | ~27.5                          |
| 60                            | ~25                     | ~32.5                          |
| 80                            | ~33.3                   | ~37.5                          |
| 100                           | ~41.7                   | ~40.0                          |

Наибольшая температура (около 40°C) достигается при коэффициенте заполнения ШИМ 100%, при этом время стабилизации составляет около 41.7

минут. При ШИМ 20% температура стабилизируется на уровне около  $25.5^{\circ}\text{C}$  за  $\sim 8.3$  минуты.

На основе полученных данных (таблица 4.1) показаны статические характеристики НИ, характеризующие температуру воздушного пространства, представленные на рисунке 4.2.

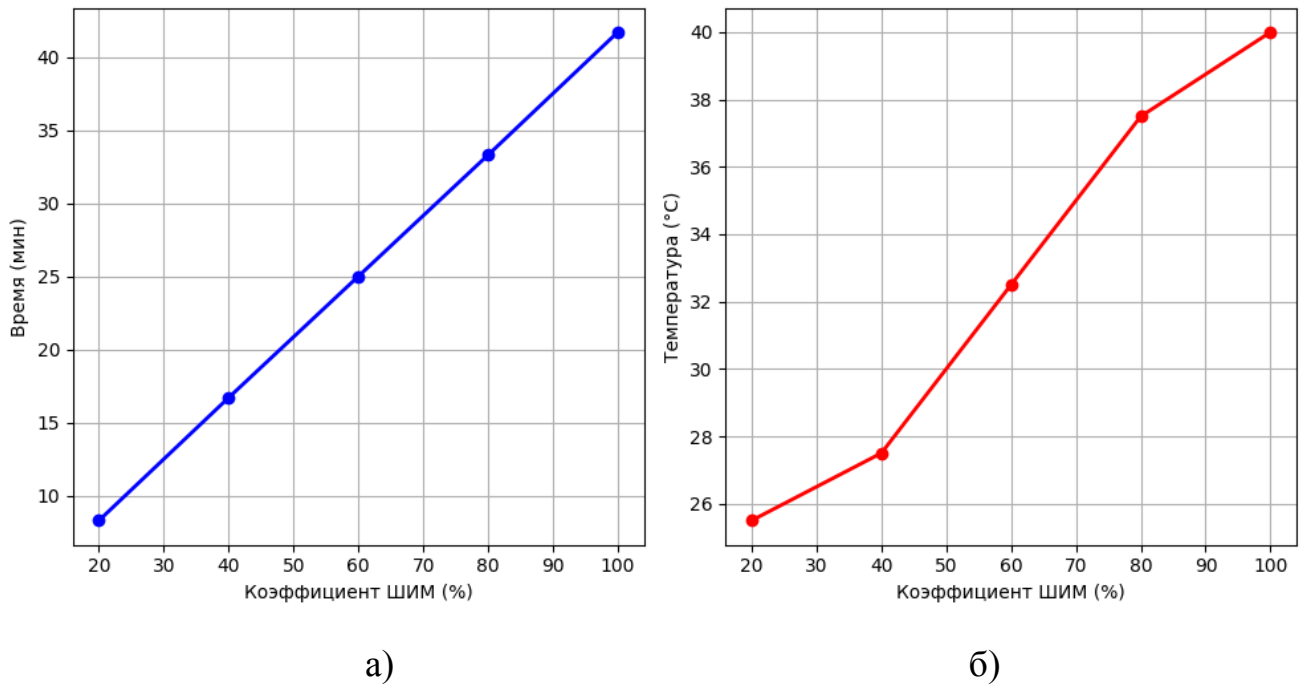


Рисунок 4.2 – Статические характеристики неонатального инкубатора, характеризующие: а) зависимость времени стабилизации температуры воздушного пространства от коэффициента заполнения ШИМ нагревателя; б) зависимость температуры воздушного пространства от коэффициента заполнения ШИМ нагревателя

На рисунке 4.2а наблюдается линейная зависимость времени стабилизации от коэффициента заполнения ШИМ управления мощностью нагревательного элемента, поддерживающего температуру воздуха в НИ.

Из рисунка 4.2б видно, что температура стабилизации монотонно возрастает с увеличением коэффициента ШИМ. Полученная зависимость близка к линейной. Для применения на практике в отделениях реанимации и терапии новорожденных оптимальным коэффициентом заполнения ШИМ управления

мощностью нагревательного элемента является 60 – 80%, что позволяет добиться целевой температуры внутри НИ.

Было проведено исследование поведения системы под влиянием возмущающих воздействий (при открытии НИ на одну минуту). Эксперимент проводился при коэффициенте заполнения ШИМ 80% (рисунок 4.3).

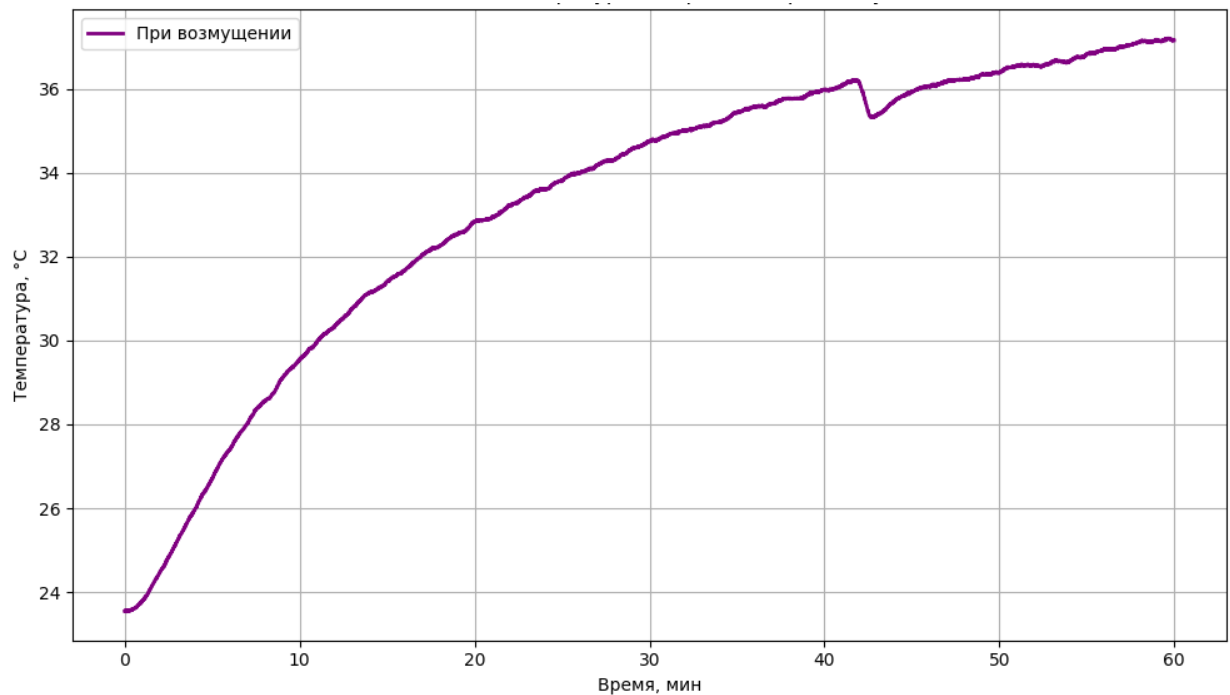


Рисунок 4.3 – Изменение температуры воздушного пространства в инкубаторе при возмущающем воздействии

Также была проведена оценка относительной влажности внутри НИ при различных коэффициентах заполнения ШИМ управления мощностью нагревательного элемента воды в увлажнителе: 20%, 40%, 45%, 50%, 55% и 60%. Для каждого коэффициента заполнения ШИМ были зафиксированы время стабилизации и уровень устоявшегося уровня относительной влажности. На рисунке 4.4 представлены экспериментальные данные в виде семейства кривых разгона, отражающих зависимость относительной влажности в НИ от времени при различных коэффициентах заполнения ШИМ.

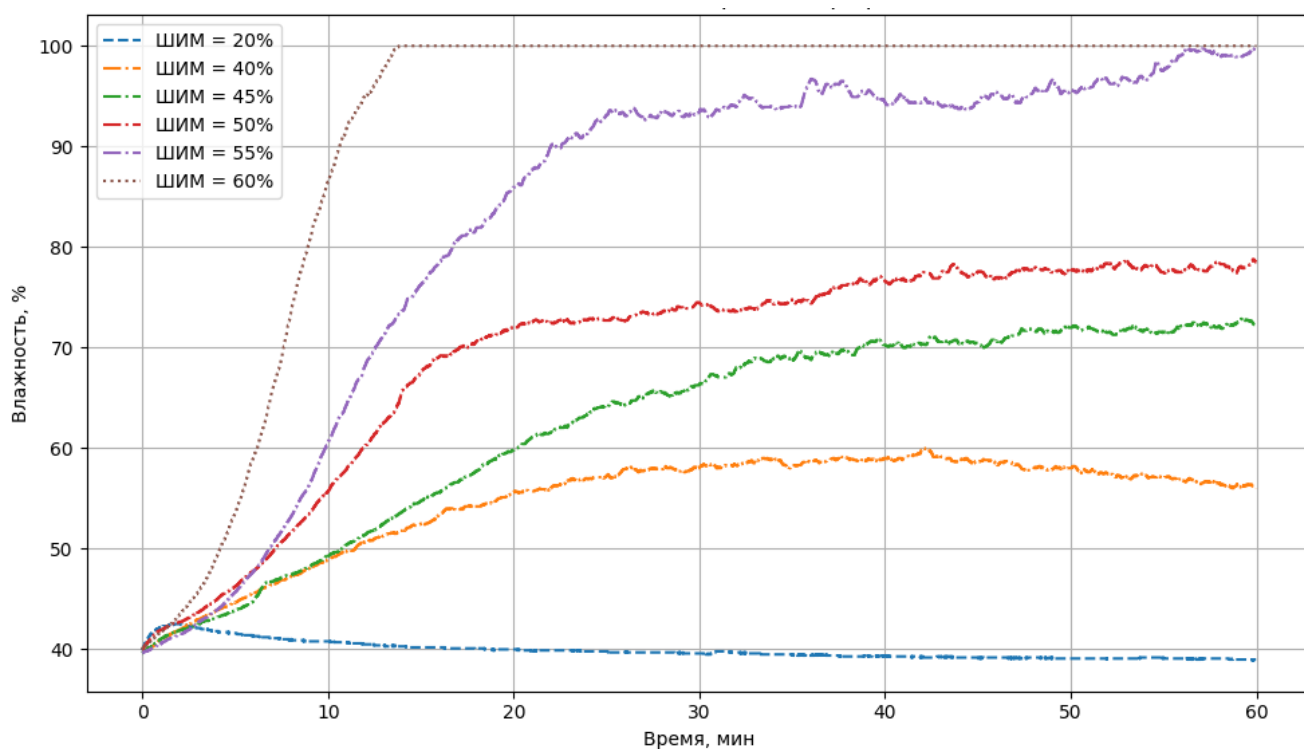


Рисунок 4.4 – Динамические характеристики неонатального инкубатора зависимости относительной влажности от времени при разных коэффициентах заполнения ШИМ

В результате серии экспериментов видно, что с увеличением коэффициента заполнения ШИМ подачи напряжения на нагревательный элемент воды увлажнителя наблюдается нелинейный рост относительной влажности.

В таблице 4.2 представлены параметры стабилизации относительной влажности, полученные в результате экспериментов.

Таблица 4.2 – Параметры стабилизации относительной влажности при различных коэффициентах ШИМ подачи напряжения на нагревательный элемент воды в увлажнителе

| Коэффициент заполнения ШИМ, % | Время стабилизации, мин | Уровень относительной влажности, % |
|-------------------------------|-------------------------|------------------------------------|
| 20                            | ~15                     | ~40                                |
| 40                            | ~35                     | ~57                                |

|    |     |      |
|----|-----|------|
| 45 | ~48 | ~72  |
| 50 | ~48 | ~77  |
| 55 | ~55 | ~98  |
| 60 | ~14 | ~100 |

Наибольшая относительная влажность (около 100%) достигается при коэффициенте заполнения ШИМ 60%, при этом время стабилизации составляет около 14 минут. При ШИМ 40 – 45% относительная влажность стабилизируется на уровне около 60 – 70% в среднем за ~50 минут, что в целом соответствует медицинским требованиям при выхаживании недоношенных детей.

На основе полученных данных (таблица 4.2) приведем статические характеристики НИ, характеризующие относительную влажность, представленные на рисунке 4.5.

На рисунке 4.5а наблюдается крайне нелинейная зависимость времени стабилизации от коэффициента заполнения ШИМ управления мощностью нагревательного элемента в увлажнителе. Такое поведение объясняется совокупностью физических процессов, вызванных особенностями конструкции НИ, в том числе небольшим объемом воздушного пространства внутри НИ и высокой мощностью нагревательного элемента увлажнителя. Кроме того, важно обеспечить равномерное распределение потоков воздуха внутри НИ.

Из рисунка 4.5б видно, что относительная влажность демонстрирует нелинейный рост при коэффициенте заполнения ШИМ более 40%.

Таким образом, путем проведенных экспериментов были определены статические и динамические характеристики системы, что позволило выявить особенности поведения температуры воздушной среды и относительной влажности в НИ при разных коэффициентах заполнения ШИМ, требующие отражения при имитационных исследованиях на математической модели.

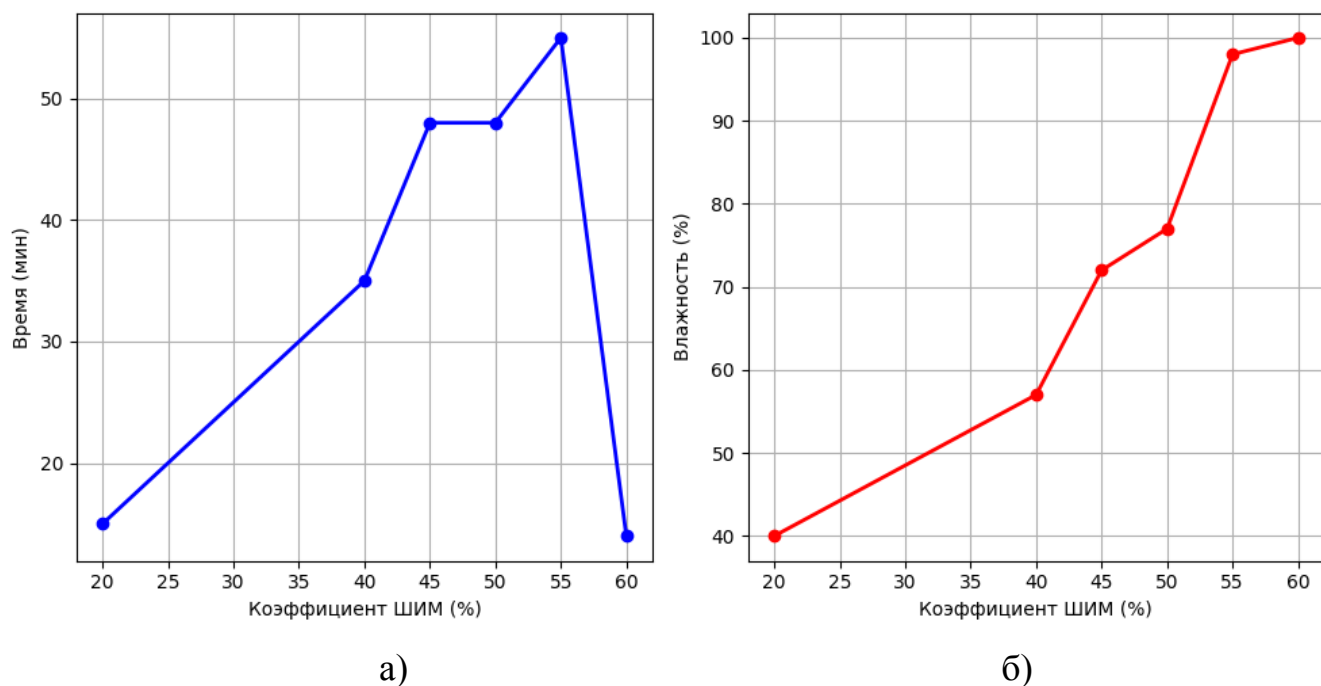


Рисунок 4.5 – Статические характеристики неонатального инкубатора, характеризующие: а) зависимость времени стабилизации относительной влажности от коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воды в увлажнителе; б) зависимость уровня относительной влажности от коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воды в увлажнителе

Для выполнения 3-го этапа параметрической идентификации определен вектор корректируемых параметров модели **a**. Составляющими вектора **a** являются следующие параметры:  $\mathbf{a} = \{a_1, a_2, a_3, a_4, a_5, a_6\}$ , где  $a_1 = \alpha_{cw}$ ,  $a_2 = \alpha_{wo}$ ,  $a_3 = \alpha_a$ ,  $a_4 = \alpha_{hd}$ ,  $a_5 = a_{hd}$ ,  $a_6 = b_{hd}$ ,  $a_7 = z_1$ .

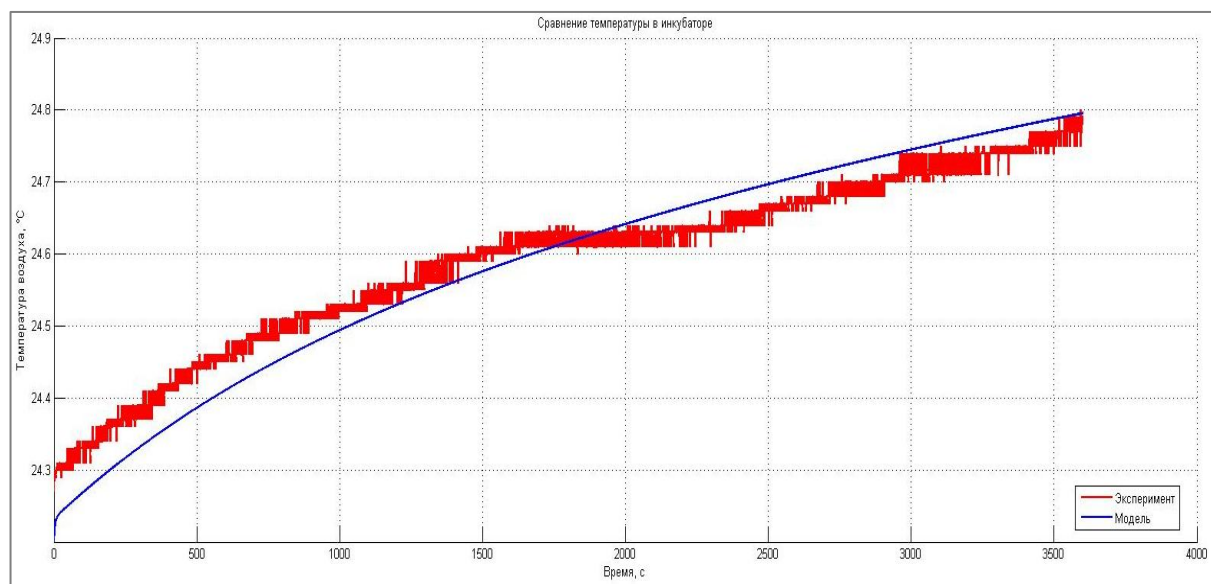
Целью параметрической идентификации является выбор значений корректируемых параметров **a**, обеспечивающих наилучшее соответствие экспериментальных данных (динамических характеристик) расчетам, получаемых на модели. Для проведения параметрической идентификации разработан комплекс подпрограмм с использованием пакета MATLAB, использующий метод оптимизации с ограничениями с помощью функции `fmincon`.

Таким образом, задача параметрической идентификации формулируется следующим образом: необходимо найти такой вектор  $\mathbf{a}^*$ , при котором функция невязки минимальна, т.е.:

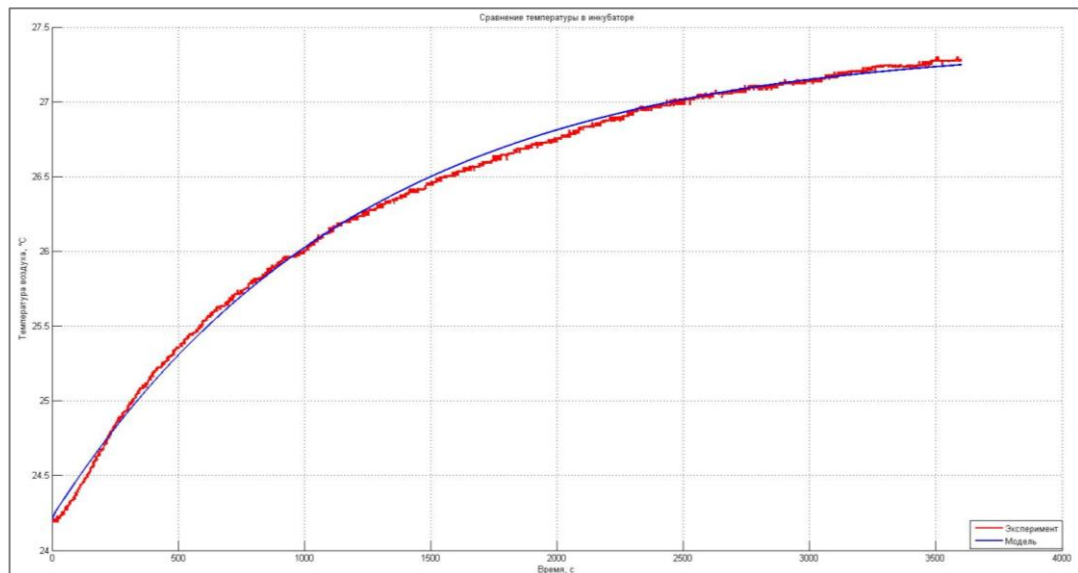
$$\mathbf{a}^* = \operatorname{argmin}_{\mathbf{a} \in A} \sum_{i=1}^5 \left[ \int_0^{t_k} \left( (y_{1,i}(t, \mathbf{a}) - y_{1,i}^3(t))^2 \right) dt + \int_0^{t_k} \left( (y_{2,i}(t, \mathbf{a}) - y_{2,i}^3(t))^2 \right) dt \right],$$

где  $y_{1,i}(t, \mathbf{a})$ ,  $y_{2,i}(t, \mathbf{a})$  – значения температуры и влажности, рассчитанные по модели,  $y_{1,i}^3(t)$ ,  $y_{2,i}^3(t)$  – экспериментальные значения динамических характеристик температуры и влажности,  $i$  – порядковый номер записей в сериях экспериментов для температуры и влажности.

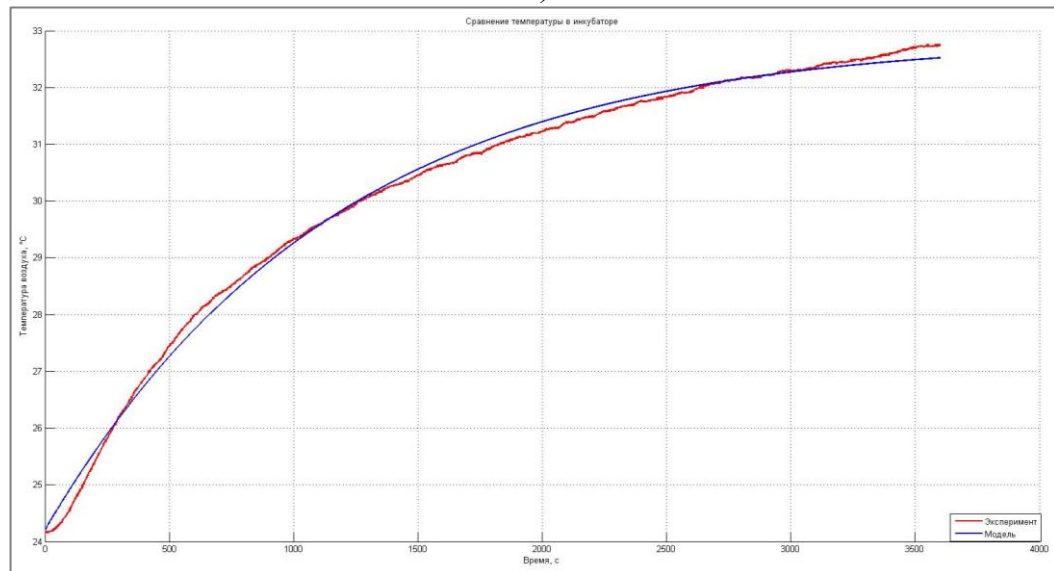
На рисунках 4.6а – 4.6д представлены результаты параметрической идентификации на основе кривых разгона, характеризующих температуру воздушного пространства в НИ, которые получены с помощью эксперимента. Приведены переходные характеристики, рассчитанные на основе математической модели с полученными на основе параметрической идентификации параметрами  $\mathbf{a}$  для значений коэффициентов заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента: 20%, 40%, 60%, 80% и 100%.



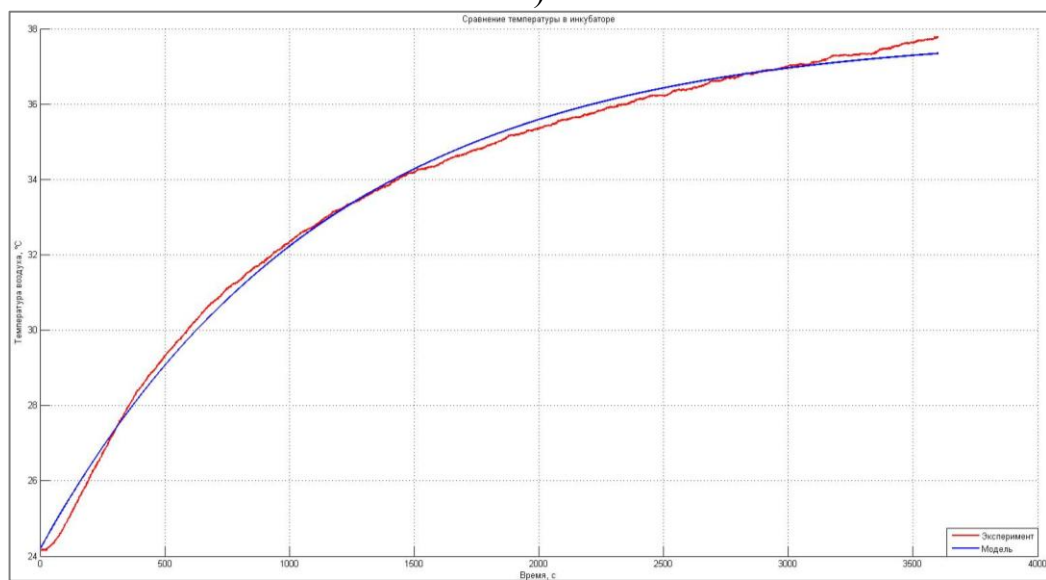
а)



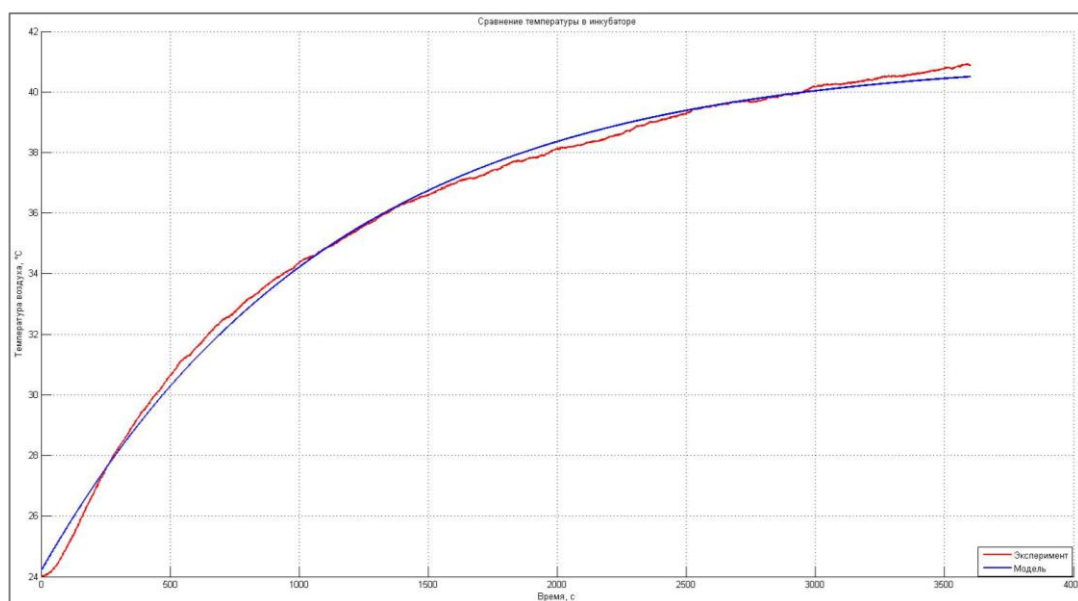
б)



в)



г)



д)

Рисунок 4.6 – Сравнение кривых разгона при разных коэффициентах заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента воздушной среды внутри инкубатора: а) 20%; б) 40%; в) 60%; г) 80%; д) 100%

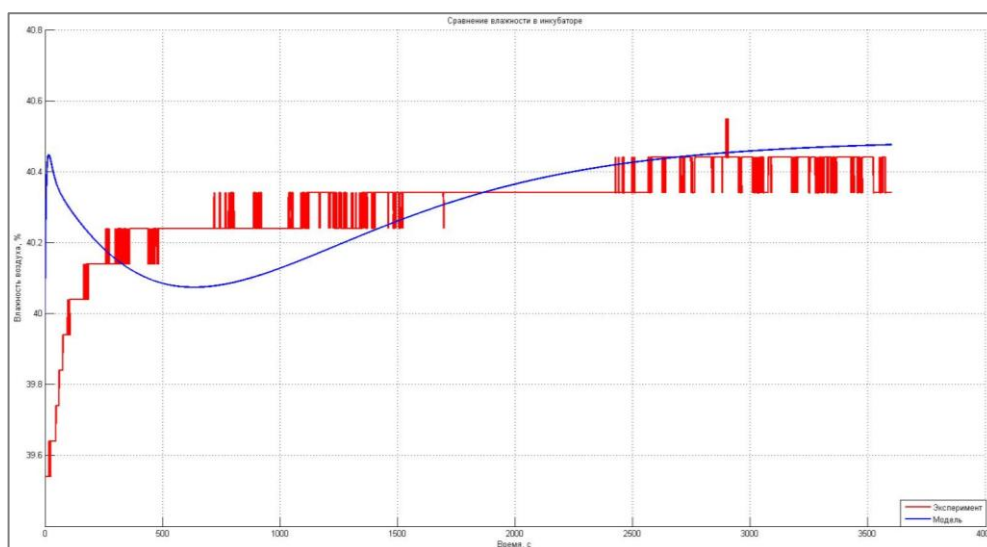
В таблице 4.3 представлены средние отклонения экспериментальных данных измерения температуры воздушного пространства в НИ от расчетных по математической модели.

Таблица 4.3 – Средние отклонения экспериментальных данных измерения температуры воздушного пространства от расчетных по математической модели

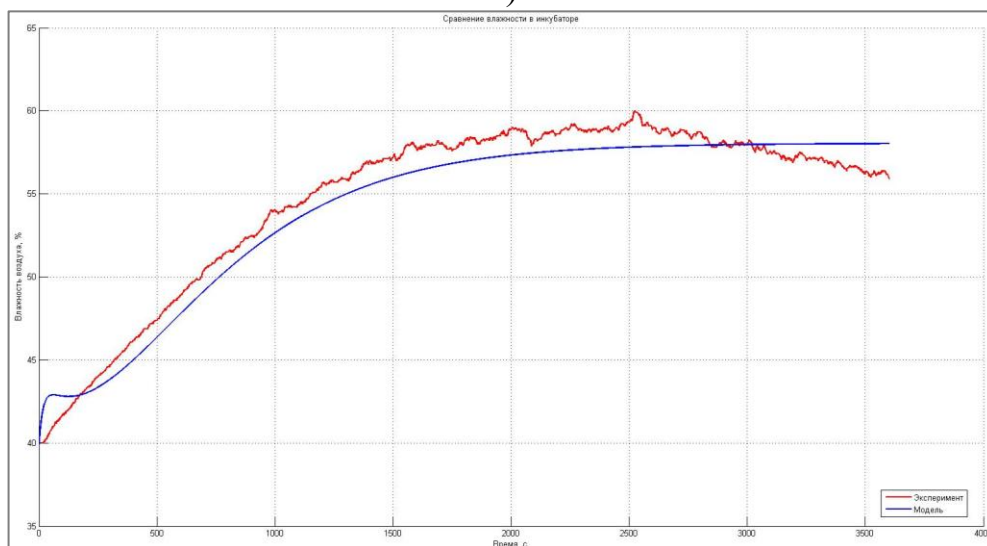
| Коэффициент заполнения ШИМ, % | Среднее абсолютное отклонение, °C | Средняя относительная погрешность, % |
|-------------------------------|-----------------------------------|--------------------------------------|
| 20                            | 0.03                              | 0.12                                 |
| 40                            | 0.09                              | 0.33                                 |
| 60                            | 0.09                              | 0.31                                 |
| 80                            | 0.14                              | 0.41                                 |
| 100                           | 0.20                              | 0.62                                 |

Из рисунков 4.6а – 4.6д и таблицы 4.3 видно, что среднее отклонение между экспериментами и моделью составляет  $0.11\text{ }^{\circ}\text{C}$  (около  $0.358\%$ ), что говорит о высокой адекватности разработанной модели.

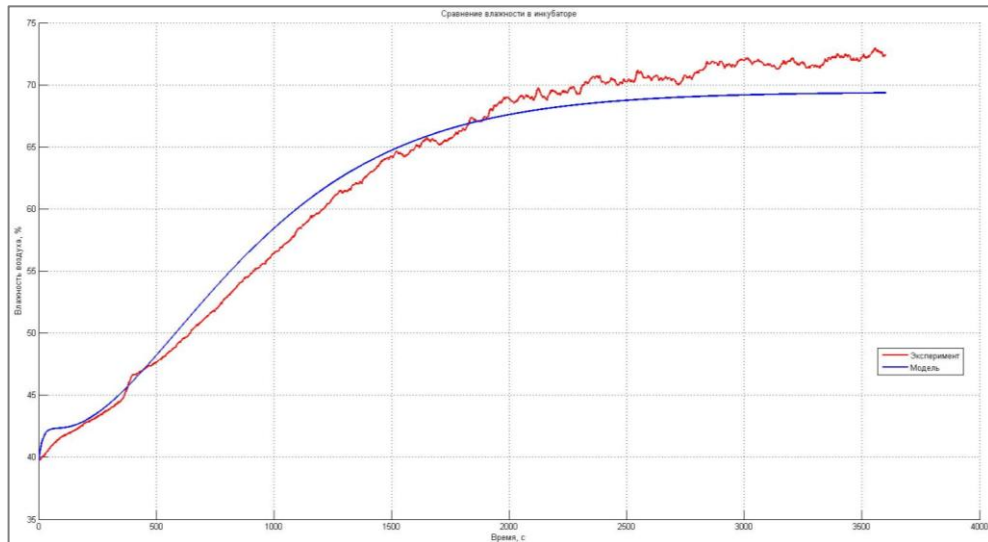
На рисунках 4.7а – 4.7д представлено аналогичное исследование по каналу «относительная влажность» для значений коэффициентов заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента увлажнителя: 20%, 40%, 45%, 50% и 55%.



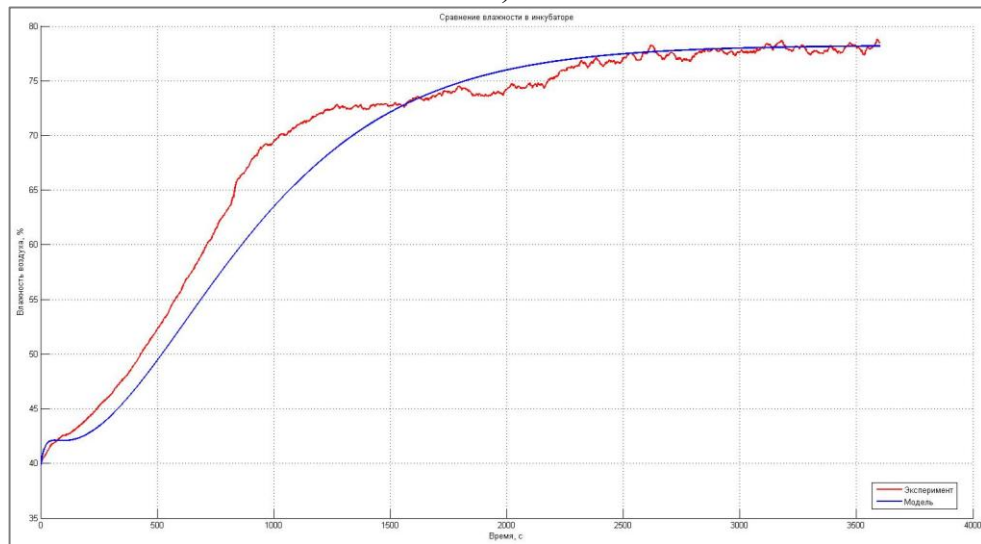
а)



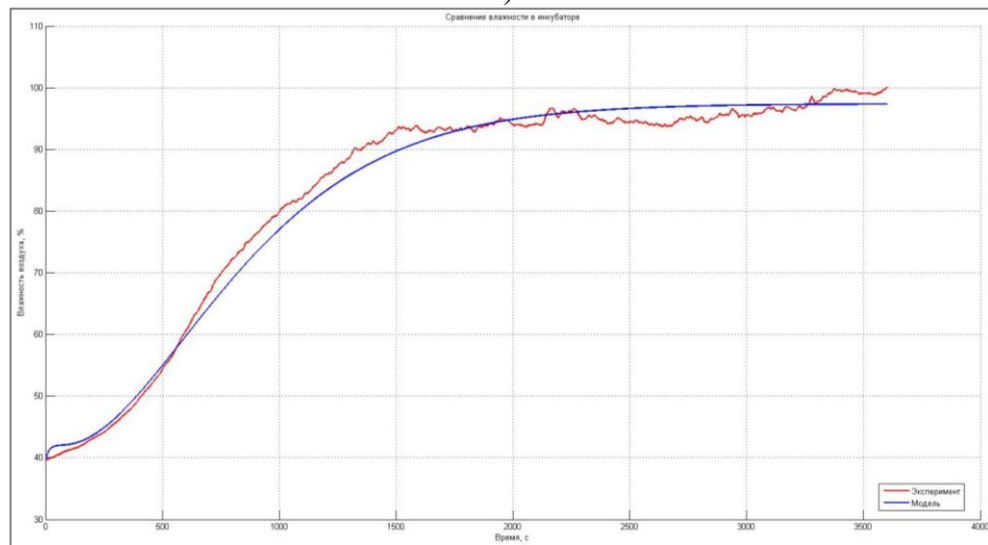
б)



в)



г)



д)

Рисунок 4.7 – Сравнение кривых разгона при разных коэффициентах заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента увлажнителя: а) 20%; б) 40%; в) 45%; г) 50%; д) 55%

В таблице 4.4 представлены средние отклонения экспериментальных данных измерения относительной влажности в НИ от расчетных по математической модели.

Таблица 4.4 – Средние отклонения экспериментальных данных измерения относительной влажности от расчетных по математической модели

| Коэффициент заполнения ШИМ, % | Средняя относительная погрешность, % |
|-------------------------------|--------------------------------------|
| 20                            | 0.14                                 |
| 40                            | 0.94                                 |
| 45                            | 1.52                                 |
| 50                            | 1.42                                 |
| 55                            | 1.38                                 |

Из рисунков 4.7а – 4.7д и таблицы 4.4 видно, что среднее отклонение между экспериментами и модельными расчетами составляет 1.08 %, что говорит о высокой адекватности разработанной модели. При старте модели наблюдается падение относительной влажности, вызванное нелинейностью процессов испарения воды из увлажнителя. Отметим, что наибольшее отклонение на всех уровнях ШИМ наблюдается в среднем при времени до 45 минут, после чего происходит стабилизация значений относительной влажности.

На основе проведенных исследований по параметрической идентификации отметим, что предложенная модель обеспечивает высокую точность определения основных выходных параметров управления. В среднем, погрешность для температуры воздушной среды внутри НИ и относительной влажности составляет менее 1%.

Ряд отклонений, наблюдаемых при стабилизации температуры и относительной влажности, связан с погрешностями измерения датчиков, тепловыми потерями и несовершенством системы перемешивания воздуха, что требует дальнейшего исследования и совершенствования аппаратной реализации

системы управления, но, тем не менее, позволяет использовать предложенную математическую модель для дальнейшего исследования предложенного ГНСУ.

#### 4.2 Поиск оптимальной структуры и имитационные исследования градиентного нейросетевого алгоритма управления

На основе комплексной математической модели процессов тепло- и массопереноса и системы управления параметрами микроклимата в НИ решена задача структурно-параметрического синтеза нейросетевой системы управления [136] НИ. Используется построенная математическая модель динамики, которая устанавливает взаимосвязь между вектором управляющих воздействий  $\mathbf{u}(t)$  и вектором управляемых координат  $(y_1(t), y_2(t), y_3(t), y_\sigma(t))$  (рисунок 3.1). В результате решения задачи (3.1) – (3.4) найден оптимальный вектор  $\mathbf{\alpha}^*$ , который определяет архитектуру нейронной сети и параметры алгоритма адаптации.

Поиск оптимальной структуры системы управления установил, что нейронная сеть с одним внутренним слоем обеспечивает оптимум критерия (3.4). Таким образом, нейронная сеть имеет два слоя нейронов: один внутренний и один внешний. Установлена функция активации во внутреннем и внешнем слоях – сигмоидальная, при которой достигается оптимальное значение  $\mathbf{\alpha}^*$ . Оптимальное число нейронов во внутреннем слое приближается к значению  $N^*=150$ , а оптимальные параметры алгоритма адаптации равны  $\eta^*=0.15$ ,  $\lambda^*=0.01$  и  $dt=0.1$ . Для решения задачи (3.1) – (3.4) использовалась среда программирования Matlab [148, 149].

Были проведены 2 серии экспериментов, направленных на стабилизацию уровня температуры воздуха в НИ и температуры новорожденного. В каждой серии были проведены исследования динамических режимов системы при совместной стабилизации заданных параметров (температура воздуха или кожи ребенка и относительная влажность) в различных условиях: выход на установившийся режим, реакция системы на переключение между уровнями

заданных значений (имитация смены клинического протокола) и действие возмущающих факторов (например, открытие НИ).

На рисунке 4.8 показан график стабилизации температуры воздуха в НИ, а также изменение коэффициента заполнения ШИМ для управления мощностью нагревательного элемента воздушной среды внутри НИ.

Из рисунка видно, что ГНСУ обеспечил стабилизацию температуры примерно за 25 минут, при этом удалось добиться требуемой температуры с погрешностью 0.2%. При стабилизации температуры мощность нагревательного элемента стабилизируется на уровне коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воздуха примерно на 50%.

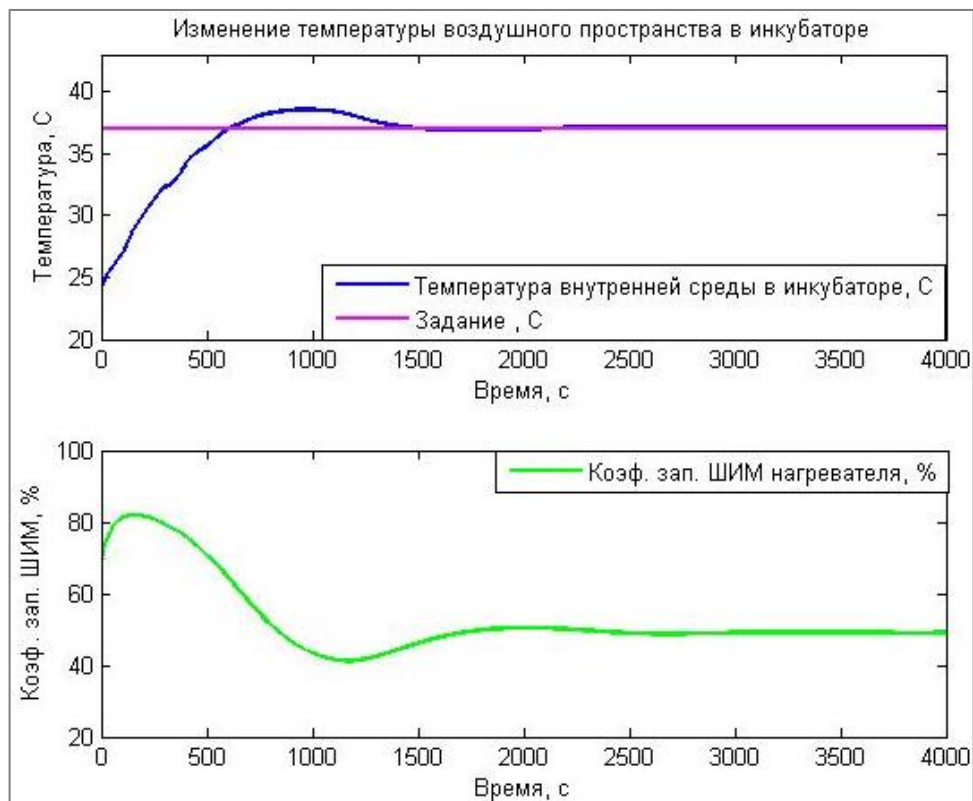


Рисунок 4.8 – Изменение температуры воздушного пространства в неонатальном инкубаторе

На рисунке 4.9 показан выход системы на обеспечение целевой влажности (60%). Наблюдается низкая погрешность между текущим и заданным значениями (около 2%), а также малое количество колебаний низкой амплитуды. Наблюдается

плавная работа нагревателя воды в увлажнителе в границах 50 – 60%. Стабилизация заданного уровня относительной влажности достигается при коэффициенте заполнения ШИМ около 52% через 33 минуты. Небольшая динамическая ошибка управления (5%) объясняется нелинейными процессами испарения влаги.

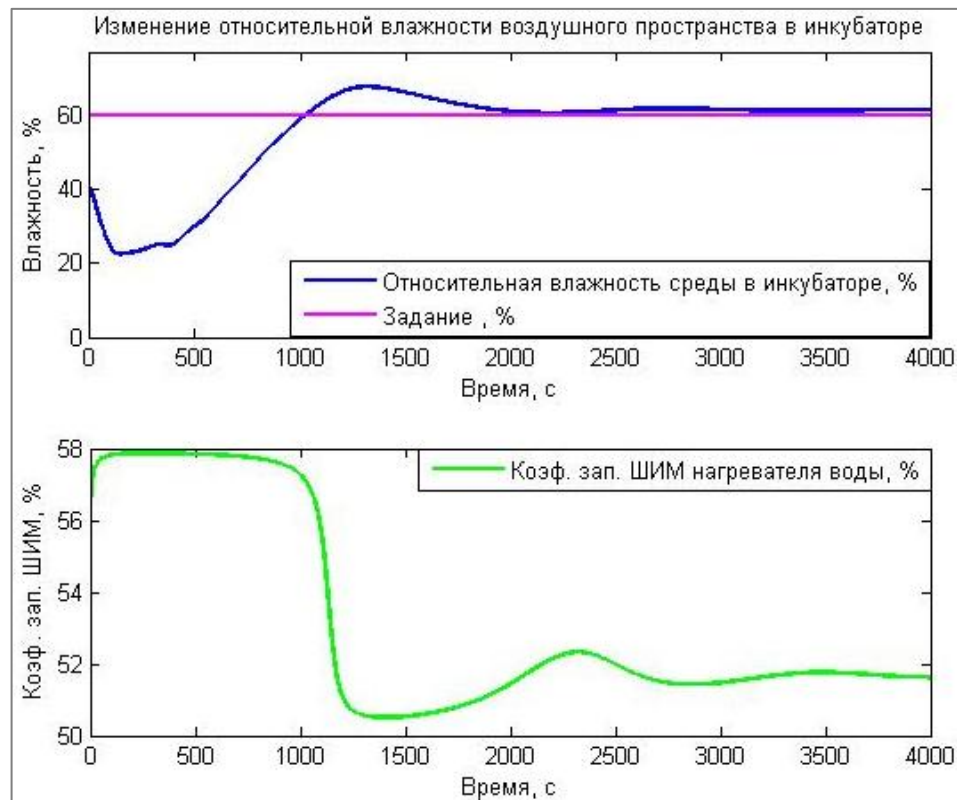


Рисунок 4.9 – Изменение относительной влажности в неонатальном инкубаторе

На рисунке 4.10 представлена работа системы по обеспечению заданной концентрации кислорода в НИ. Видно, что выход на режим осуществляется после ~15 минут работы системы при коэффициенте заполнения ШИМ управления работой электромагнитного кислородного клапана ~40%. В первые ~15 минут наблюдаются затухающие колебания концентрации кислорода и динамическая ошибка управления ~10%. Колебания коэффициента заполнения ШИМ управления работой электромагнитного кислородного клапана наблюдаются в диапазоне от 10% до ~100%. Погрешность между текущим и заданным значениями концентрации кислорода составляет в среднем около 1.5%.

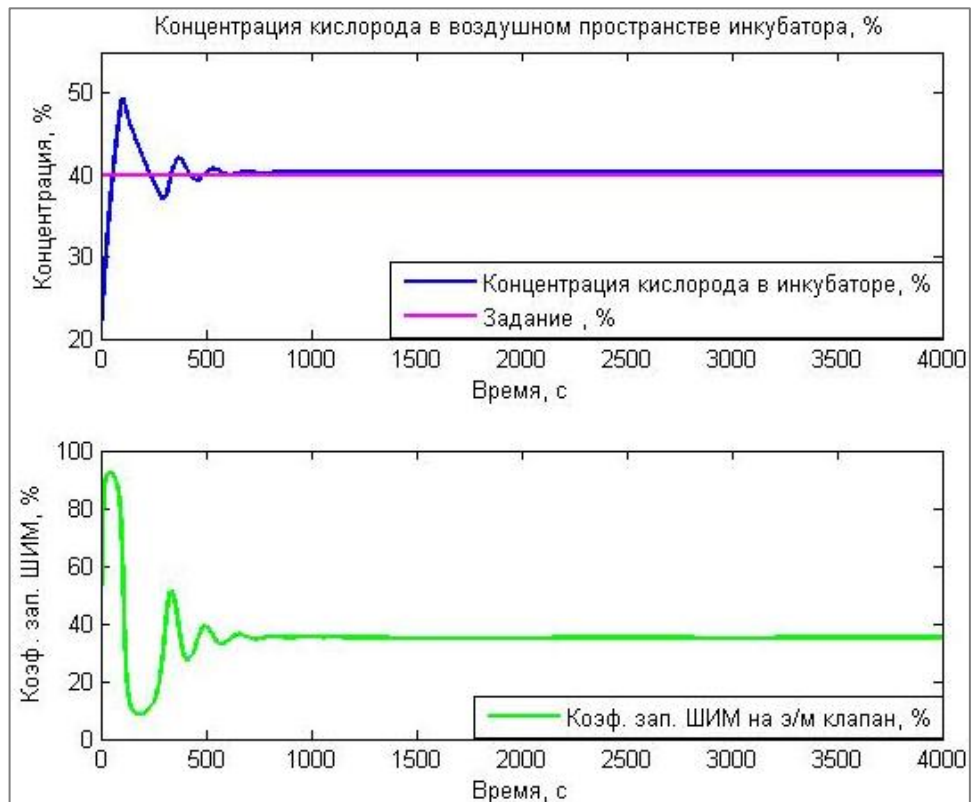


Рисунок 4.10 – Изменение концентрации кислорода в неонатальном инкубаторе

Работа системы по обеспечению требуемого уровня освещения (соблюдения циркадных ритмов) в НИ представлена на рисунке 4.11. Наблюдается отсутствие задержки в работе электрохромного стекла. Погрешность между заданным уровнем освещенности и текущим составляет около 1% (около 2 люкс). Стабилизация работы системы достигается при коэффициенте заполнения ШИМ для подачи напряжения на электрохромное стекло на уровне 60%.

Отдельно был получен график поведения температуры кожи новорожденного (рисунок 4.12) в процессе стабилизации параметров микроклимата внутри НИ. Начальное падение температуры объясняется тем, что в рамках данного исследования ребенок был помещен в ненагретый НИ. Далее наблюдается рост температуры кожи ребенка, что подтверждает адекватность работы математической модели и принцип работы типового НИ.

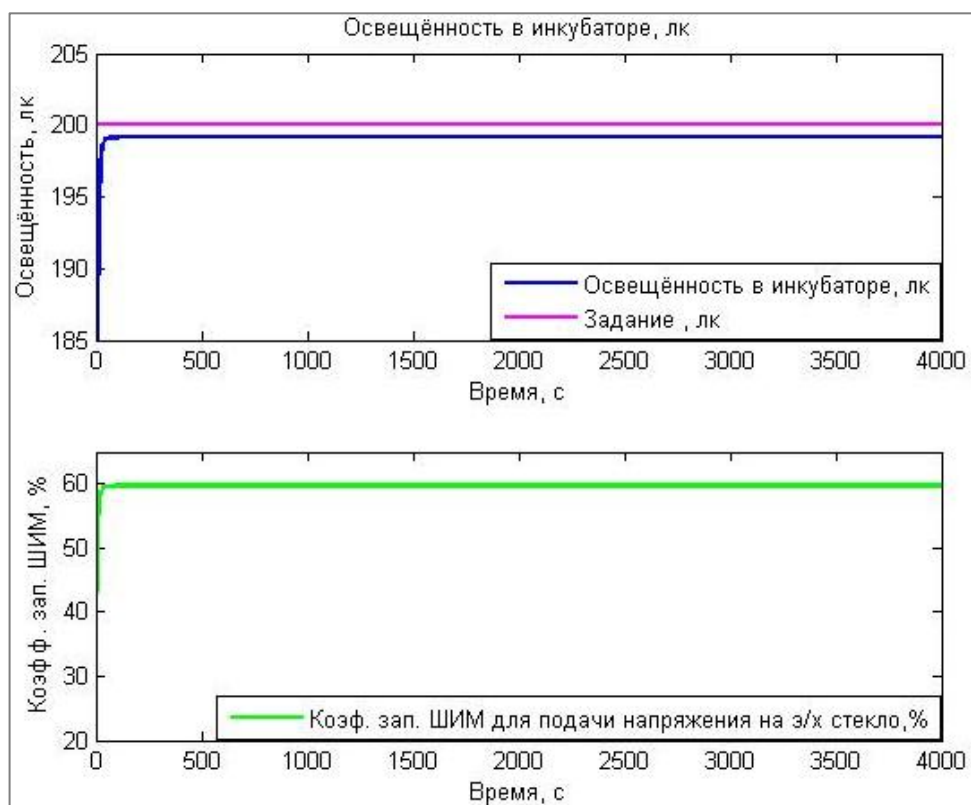


Рисунок 4.11 – Изменение освещенности в неонатальном инкубаторе

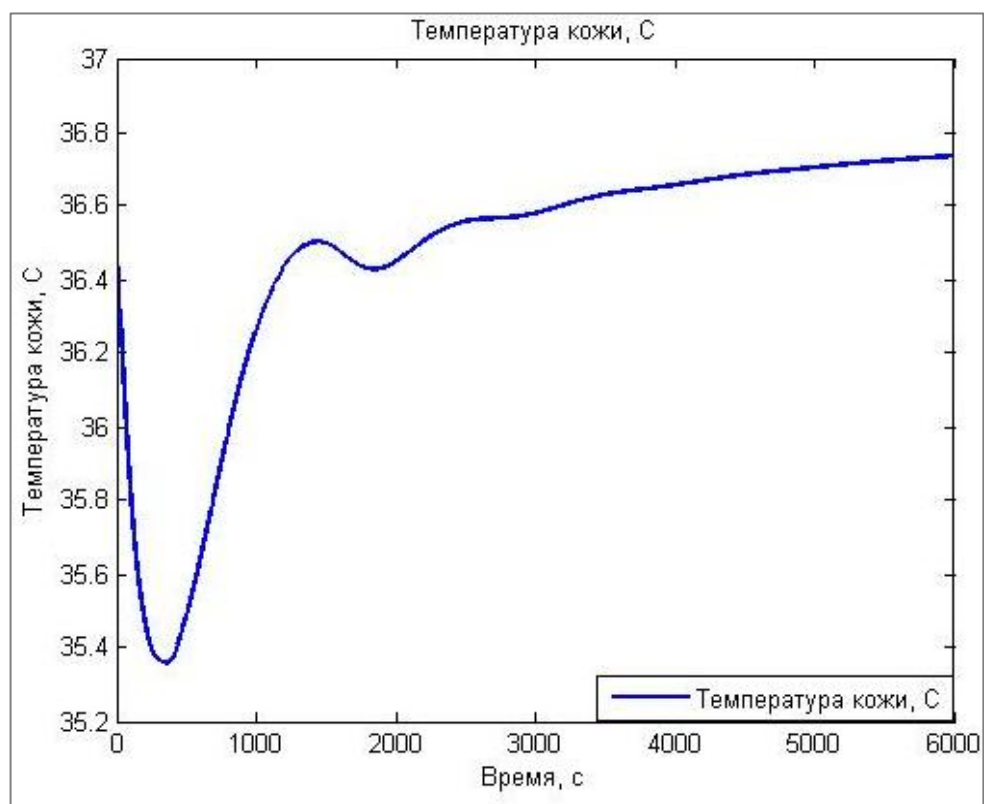


Рисунок 4.12 – Изменение температуры кожи новорожденного

Следующим этапом исследования стала проверка влияния возмущающих воздействий (открытие НИ на 1.5 минуты) на работу ГНСУ. На рисунке 4.13 представлено изменение температуры воздушного пространства в НИ при возникновении возмущения.

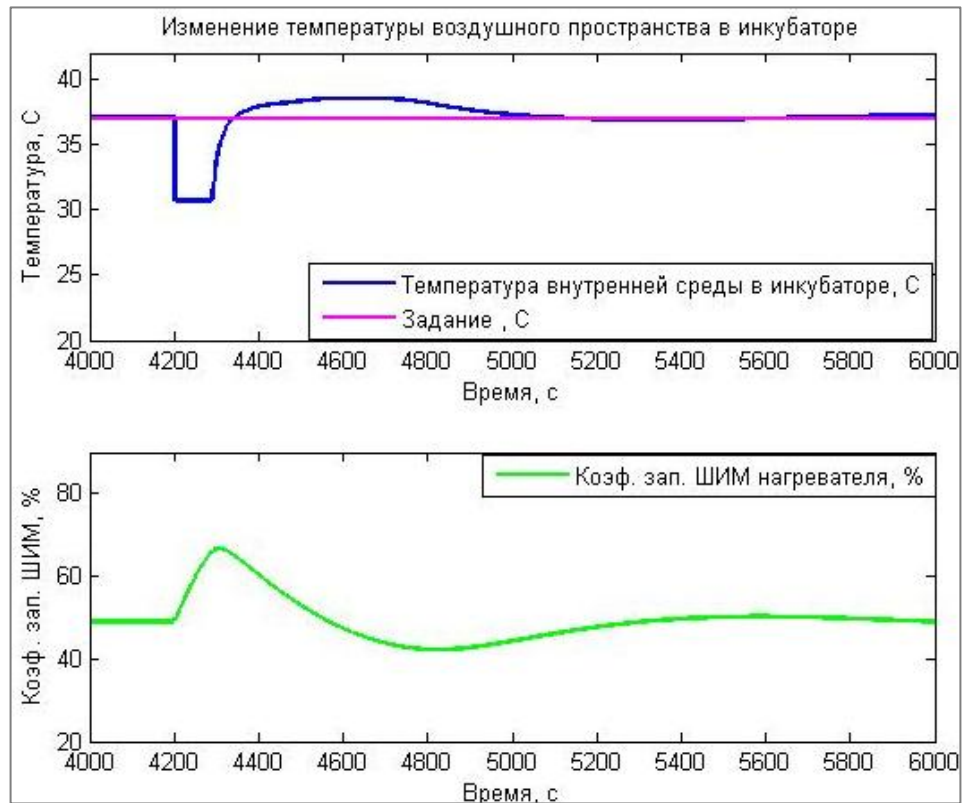


Рисунок 4.13 – Изменение температуры воздушного пространства в инкубаторе при возникновении возмущения

Из рисунка 4.13 видно, что открытие НИ на небольшое время вызывает падение температуры на 7 °C, что сразу вызывает повышение коэффициента заполнения ШИМ управления нагревателем воздуха с 50% до 70% для компенсации потерь тепла в НИ. Далее в течение 11 минут наблюдается небольшая динамическая ошибка управления, с последующей стабилизацией относительно заданного уровня.

Влияние возмущающих воздействий на изменение относительной влажности в НИ показано на рисунке 4.14.

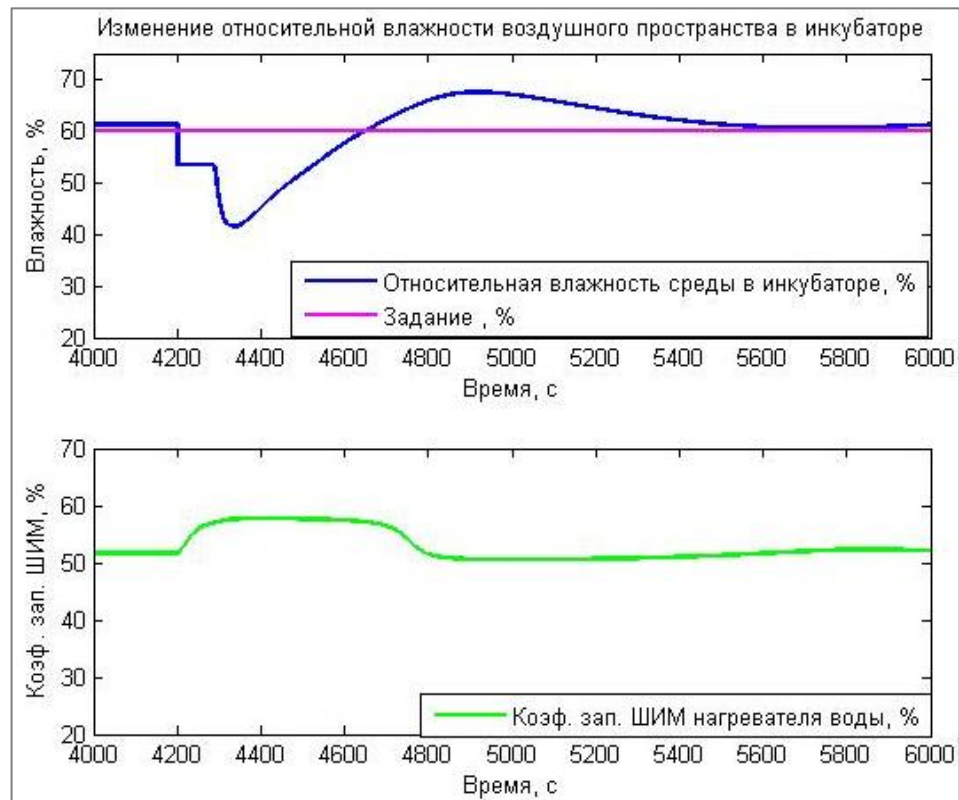


Рисунок 4.14 – Изменение относительной влажности в инкубаторе при возникновении возмущения

Возникновение возмущения приводит к ступенчатому падению относительной влажности с 60% до почти 40%. Первоначальное падение до 50% вызвано удалением увлажненного воздуха из камеры НИ, последующее падение вызвано высокой инерционностью системы. При открытии НИ возникает рост коэффициента заполнения ШИМ управления нагревателем увлажнителя с 52% до ~60%. Довольно медленная стабилизация (~16 минут) и динамическая ошибка управления ~10% также объясняется инерционностью и нелинейностью работы увлажнителя. Также стоит отметить, что для более точной настройки параметров работы увлажнителя требуется исследование по заданию четких границ коэффициентов заполнения ШИМ. Эта информация является принципиально важной при проведении исследований на экспериментальной установке.

Открытие НИ приводит к небольшим колебаниям концентрации кислорода (рисунок 4.15). Ряд колебаний концентрации кислорода вызван тем, что при открытии НИ происходит высвобождение обогащенного кислородом воздуха.

После закрытия крышки НИ стабилизация кислорода происходит в течение ~6 – 7 минут при коэффициенте заполнения ШИМ ~35% с диапазоном изменения от 33% до 43%.

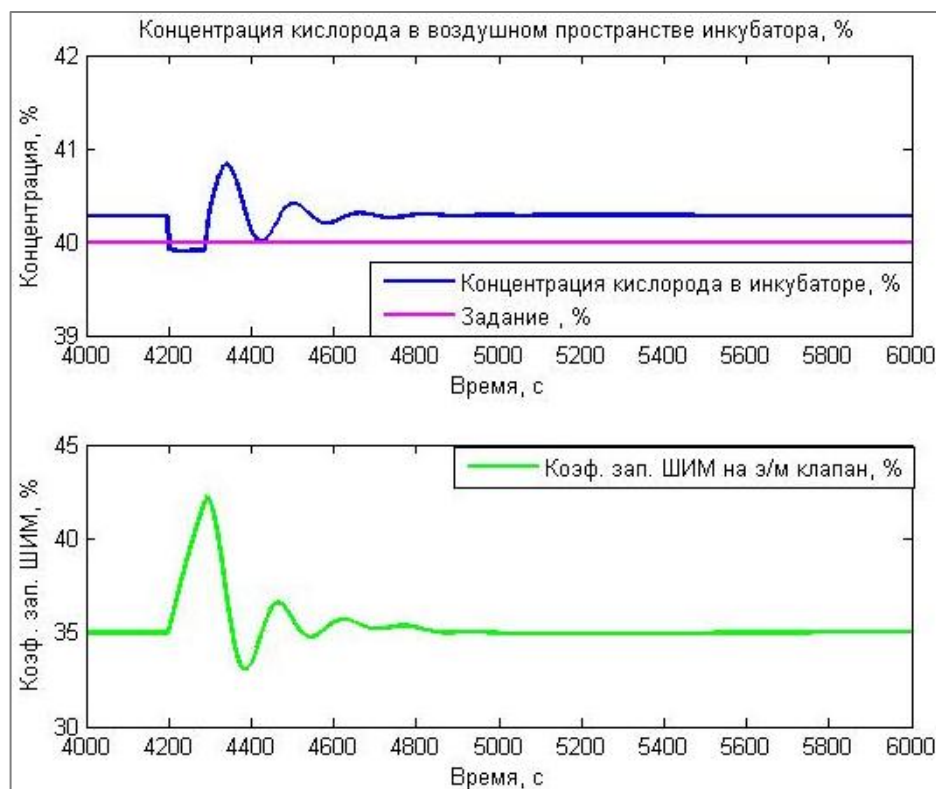


Рисунок 4.15 – Изменение концентрации кислорода в инкубаторе при возникновении возмущения

На рисунке 4.16 показано поведение освещенности при возникновении возмущения.

На основании исследования (рисунок 4.16) сделан вывод об отсутствии существенного влияния возмущения на изменение уровня освещенности в НИ. Небольшое изменение можно наблюдать только по уровню изменения коэффициента ШИМ для подачи напряжения на электрохромное стекло (в диапазоне менее 0.0002%), что объясняется особенностями работы алгоритма управления.

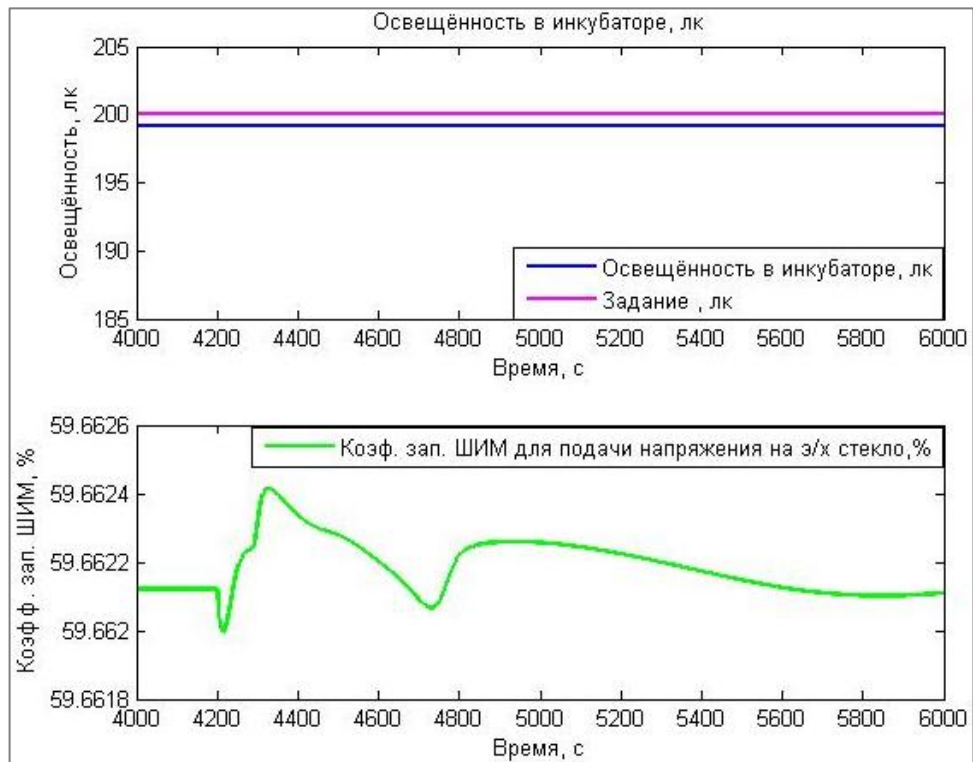


Рисунок 4.16 – Изменение освещенности внутри инкубатора при возникновении возмущения

Поведение температуры кожи новорожденного при изменении параметров микроклимата в условиях возникновения возмущения представлено на рисунке 4.17.

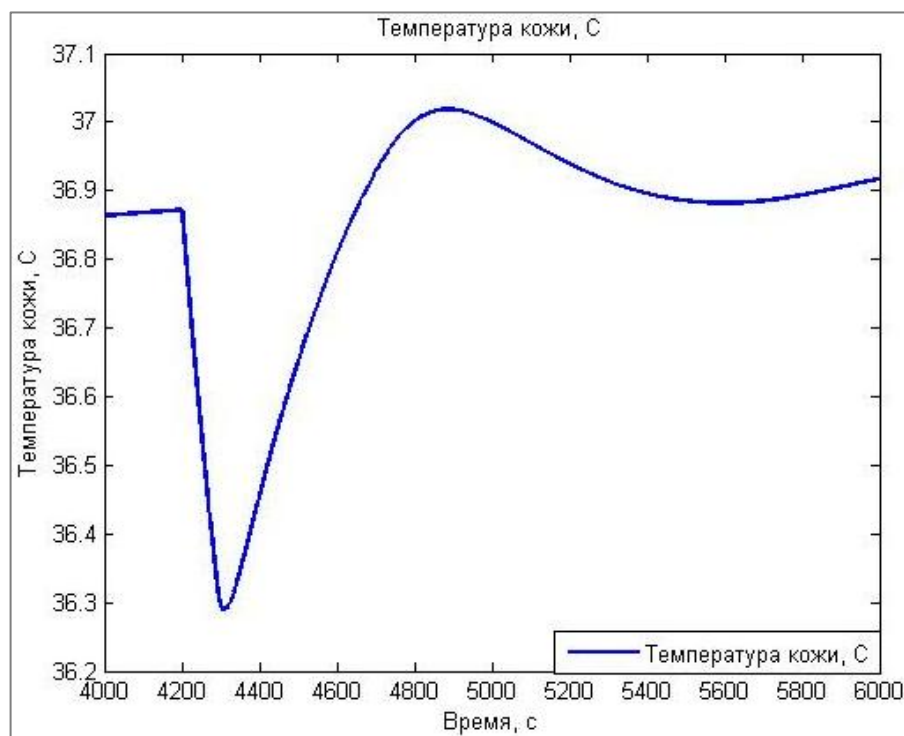


Рисунок 4.17 – Изменение температуры кожи новорожденного при возникновении возмущения

Из рисунка 4.17 видно, что при возникновении возмущения происходит небольшое падение температуры кожи (около  $0.55\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) с последующей стабилизацией.

Для проверки работы разрабатываемого алгоритма управления следующим этапом исследований является оценка реакции системы на переключение между уровнями заданных значений (имитация смены клинического протокола). Смена заданий происходила отдельно по относительной влажности, концентрации кислорода и уровню освещенности.

На рисунке 4.18 изображена смена задания относительной влажности с уровня 60% до 70%. Изначально уровень относительной влажности стабилен на уровне около 60% (погрешность 1 – 2%) при коэффициенте заполнения ШИМ нагревателя воды в увлажнителе около 52%. Затем через ~50 минут происходит увеличение задания на 10%. Из графика видно, что относительная влажность постепенно стабилизируется (примерно через 25 минут) под новый уровень задания 70% с динамической ошибкой управления около 2 – 2.5%. При этом рост коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воды составляет всего ~4%.

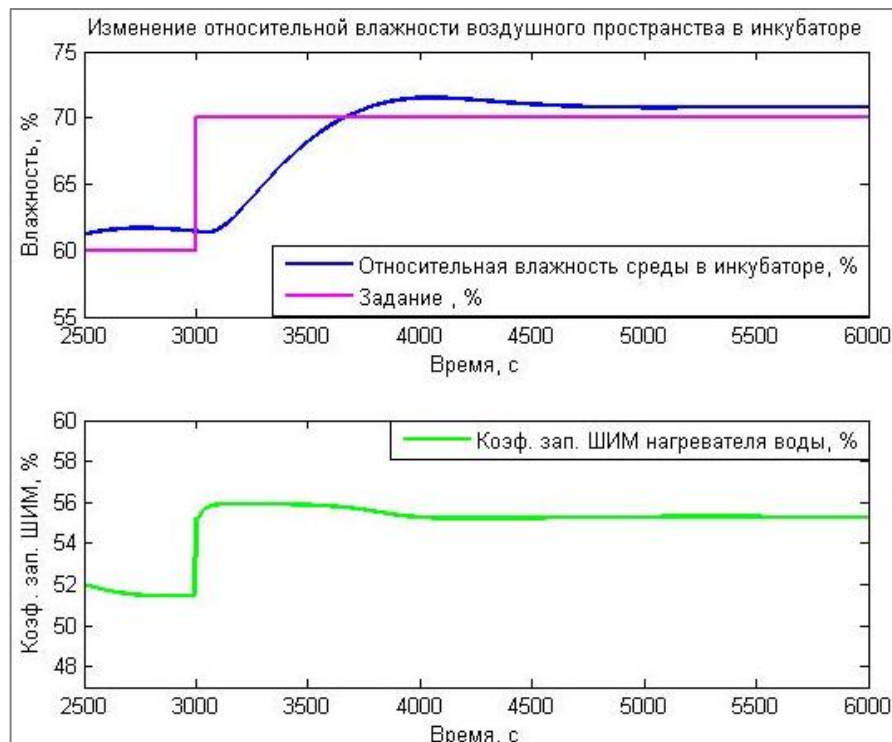


Рисунок 4.18 – Изменение относительной влажности в инкубаторе при смене задания

Далее на рисунках 4.19 – 4.21 рассмотрим влияние смены задания по относительной влажности на другие параметры микроклимата в НИ. На рисунке 4.19 продемонстрирована динамическая реакция системы контроля температуры воздушной среды в НИ на ступенчатое изменение относительной влажности. Изначально температура воздушной среды стабильна на уровне задания около 37 °С. После смены задания по относительной влажности (через 50 минут от начала работы системы) происходит небольшое увеличение температуры (в пределах 0.5 °С), после чего в течение ~22 минут происходит возвращение к заданному уровню. Изменение коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воздуха в НИ происходит в пределах от ~49% до 44%. Во время смены режима происходит падение коэффициента заполнения ШИМ примерно на 7%, после чего он начинает постепенно увеличиваться. Стабилизация происходит на уровне около 44% от полной мощности нагревательного элемента воздуха.

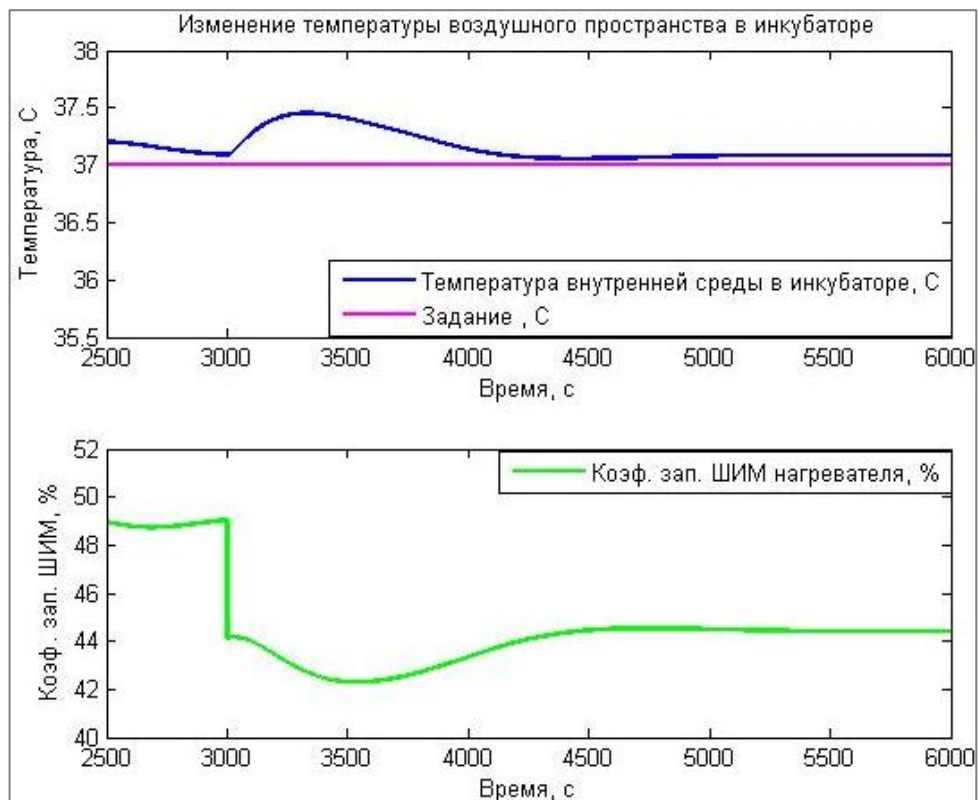


Рисунок 4.19 – Изменение температуры воздуха в инкубаторе при смене задания относительной влажности

На рисунке 4.20 представлен график изменения концентрации кислорода в НИ и соответствующая реакция системы управления при смене заданного уровня относительной влажности. Незначительное изменение коэффициента ШИМ управления работой электромагнитного кислородного клапана происходит в момент переключения на новый уровень задания относительной влажности (около 0.2 – 0.3%), что практически никак не влияет на концентрацию кислорода. На протяжении всего времени наблюдения концентрация кислорода остается стабильной и близкой к заданному уровню около 40%.

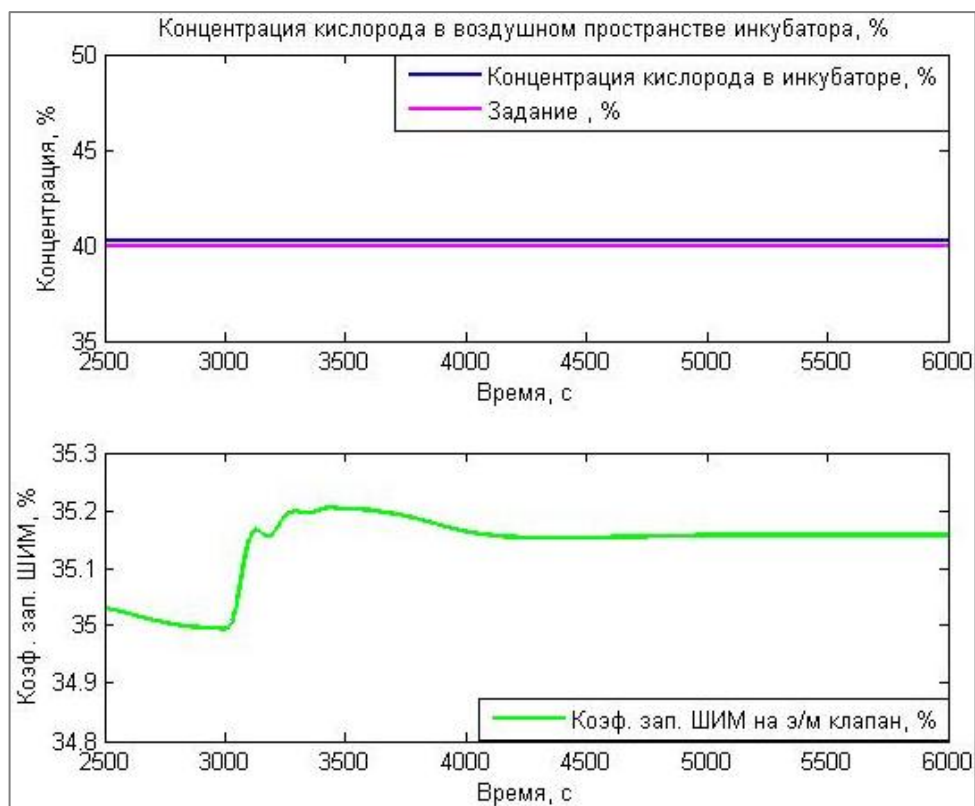


Рисунок 4.20 – Изменение концентрации кислорода в инкубаторе при смене задания относительной влажности

Из рисунка 4.21 видно, что смена задания по относительной влажности также практически не влияет и на поведение освещенности внутри НИ. Уровень освещенности на протяжении всего времени наблюдения поддерживается на уровне около 200 лк при незначительном изменении коэффициента заполнения

ШИМ для подачи напряжения на электрохромное стекло в диапазоне от 59.66195% до 59.6625%.

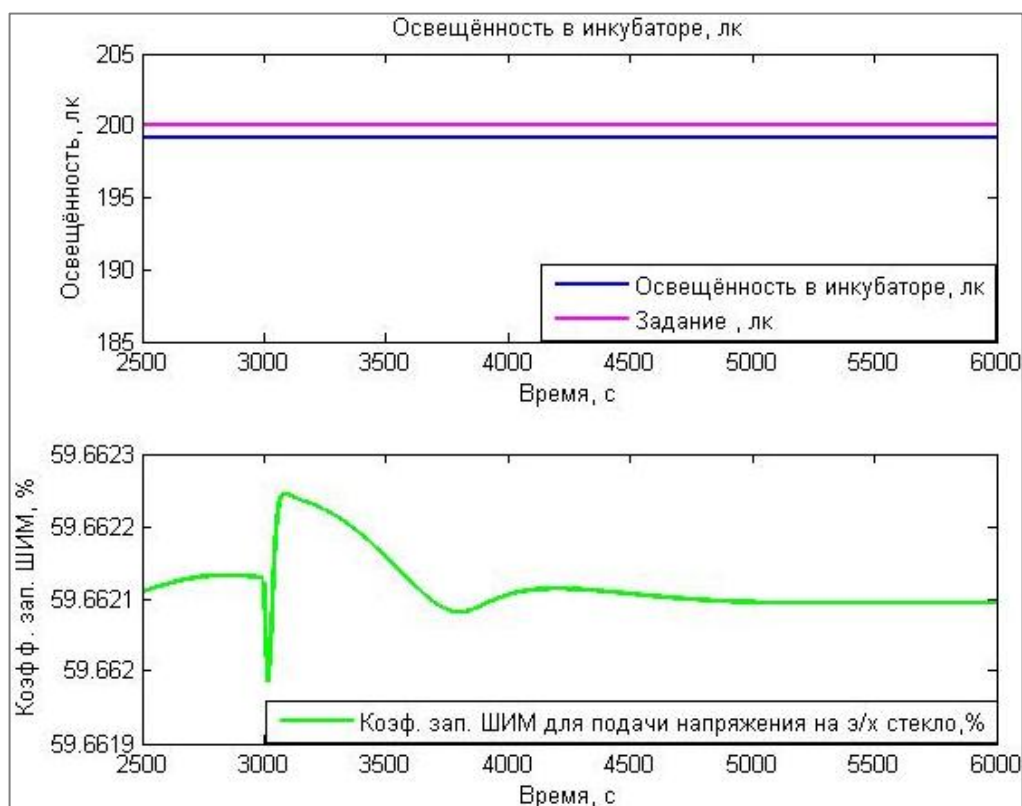


Рисунок 4.21 – Изменение уровня освещенности в инкубаторе при смене задания относительной влажности

На рисунке 4.22 показано изменение температуры кожи новорожденного при смене задания относительной влажности.

В период наблюдения с 41 до 50 минут наблюдается постепенный рост температуры кожи ребенка. Затем после смены задания относительной влажности происходит небольшое замедление роста температуры, однако после этого через несколько минут температура кожи начинает снова расти и стабилизируется через ~22 минуты на уровне 36.9 °C.

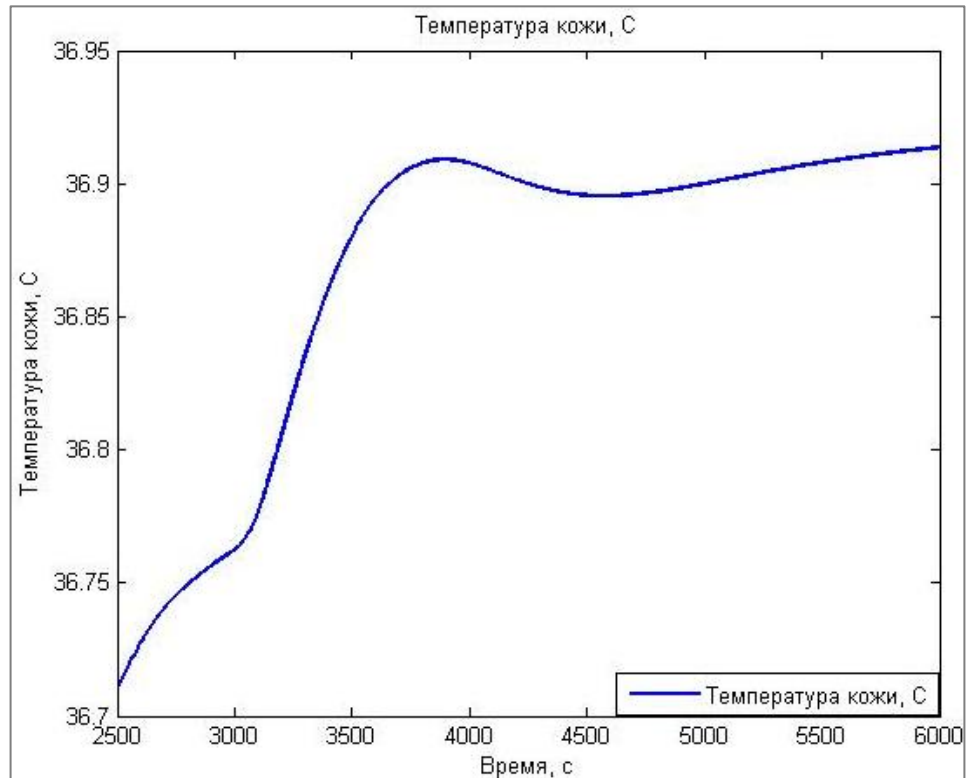


Рисунок 4.22 – Изменение температуры кожи новорожденного при смене задания относительной влажности

Таким образом, на основе представленных рисунков 4.18 – 4.21 можно сделать вывод, что ГНСУ реагирует на смену задания влажности путем увеличения коэффициентов заполнения ШИМ управления нагревателями воздуха, воды в увлажнителе, электромагнитным кислородным клапаном и напряжением электрохромного стекла, что приводит к постепенной стабилизации процессов в системе, т.е. эффективно поддерживает заданные уровни параметров микроклимата.

В следующем этапе исследования перейдем к рассмотрению динамики изменения параметров микроклимата в НИ при смене задания концентрации кислорода (рисунки 4.23 – 4.27).

На рисунке 4.23 изображена смена задания концентрации кислорода с уровня 40% до 60%.

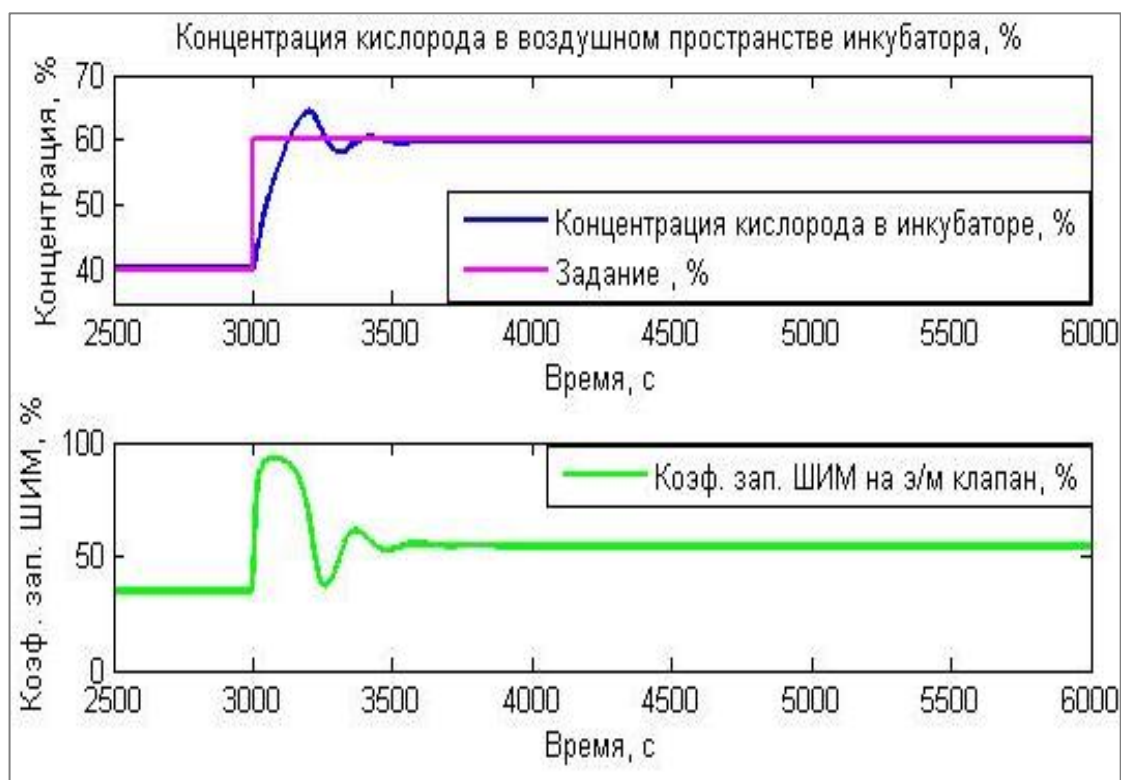


Рисунок 4.23 – Изменение концентрации кислорода в инкубаторе при смене задания

Изначально уровень концентрации кислорода стабилен на уровне около 40% при коэффициенте заполнения ШИМ управления электромагнитным клапаном около 48 – 50%. Затем через ~50 минут происходит увеличение задания на 20%. Из графика видно, что концентрация кислорода постепенно стабилизируется (примерно через 10 – 11 минут) под новый уровень задания 60% при коэффициенте заполнения ШИМ управления электромагнитным клапаном около 52%. В момент перехода с одного уровня задания концентрации кислорода на другой в течение 8 – 9 минут наблюдаются небольшие колебательные процессы (от 2% до 5%), которые можно объяснить инерционностью системы перемешивания воздуха внутри НИ.

На рисунке 4.24 представлена динамика изменения температуры воздушного пространства внутри НИ при смене задания концентрации кислорода.

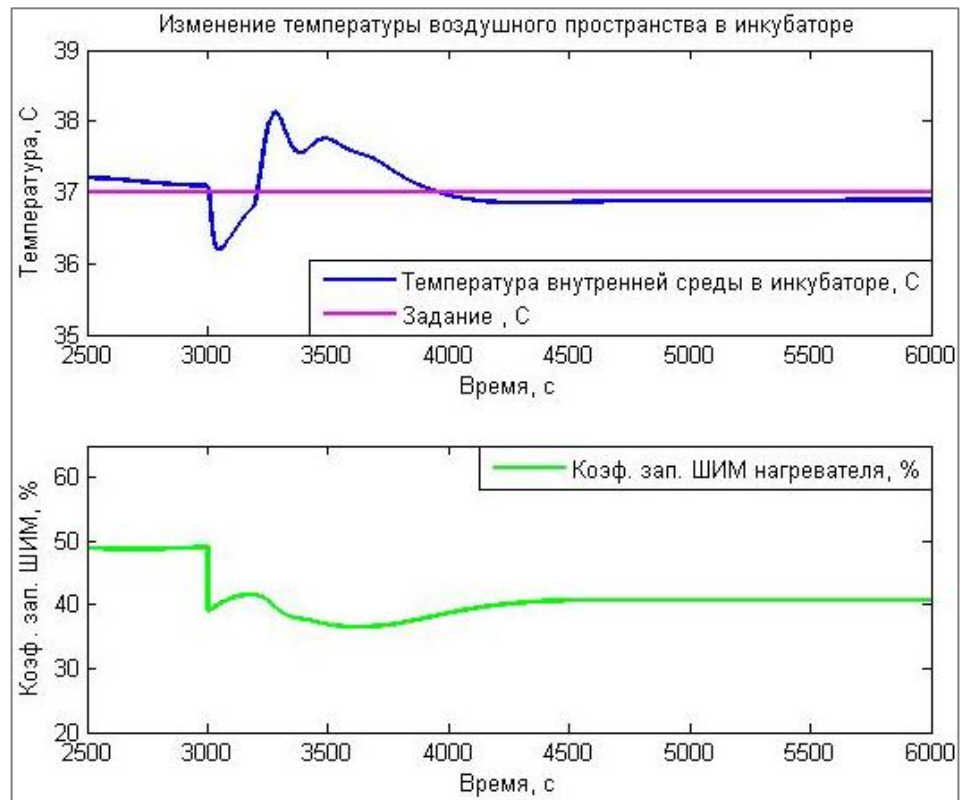


Рисунок 4.24 – Изменение температуры воздушного пространства в инкубаторе при смене задания концентрации кислорода

До смены режима концентрации кислорода (до 50 минуты) наблюдается стабильное поддержание температуры воздуха на уровне около 37 °С при коэффициенте заполнения ШИМ управления мощностью нагревателя около 50%. Кратковременное падение температуры и коэффициента заполнения ШИМ, а затем динамическая ошибка управления 1.5 – 2 °С после повышения задания концентрации кислорода вызваны поступлением в воздушное пространство НИ кислорода, температура которого меньше температуры нагретого воздуха. Это приводит к колебаниям, вызванным процессами адаптации системы управления под измененные условия. После чего происходит стабилизация температуры под заданное значение при коэффициенте заполнения ШИМ около 40%.

На рисунке 4.25 показано изменение относительной влажности при смене задания концентрации кислорода. Аналогично поведению температуры падение влажности вызвано поступлением в систему кислорода, имеющего меньшую

относительную влажность, чем в камере НИ. Таким образом, часть увлажненного воздуха замещается добавленным кислородом.

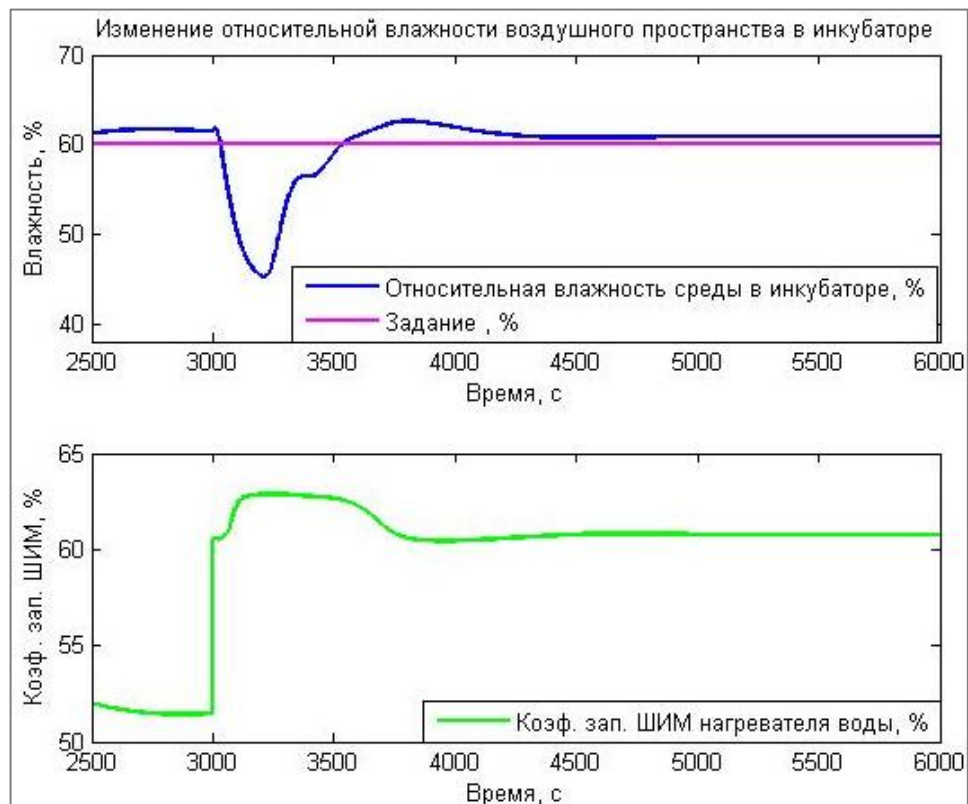


Рисунок 4.25 – Изменение относительной влажности в инкубаторе при смене задания концентрации кислорода

Стабилизация относительной влажности происходит в течение 10 минут после смены режима по концентрации кислорода при установившемся коэффициенте заполнения ШИМ ~61%.

Из рисунка 4.26 видно, что смена задания по концентрации кислорода не влияет на поведение освещенности внутри НИ. Несмотря на незначительное колебание коэффициента заполнения ШИМ для подачи напряжения на электрохромное стекло в диапазоне от 59.662% до 59.6624% в момент смены задания концентрации кислорода уровень освещенности стабильно поддерживается на уровне около 200 лк, что говорит об адекватной работе разрабатываемого алгоритма управления.

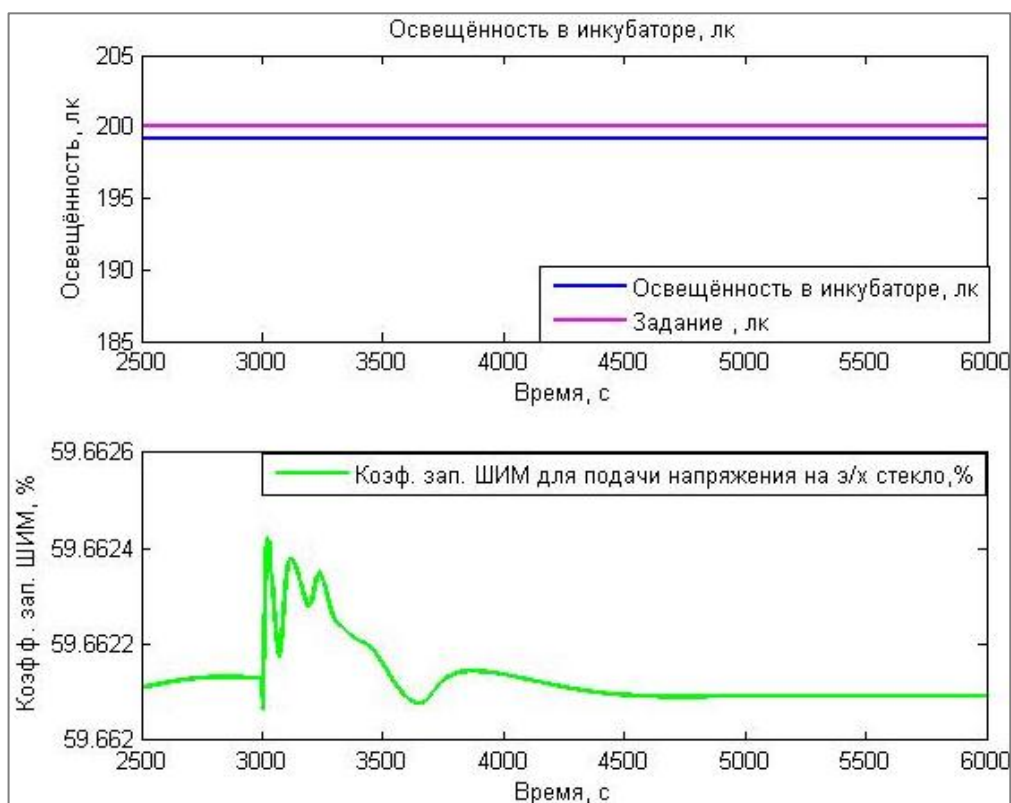


Рисунок 4.26 – Изменение уровня освещенности в инкубаторе при смене задания концентрации кислорода

Влияние смены задания концентрации кислорода на температуру кожи новорожденного представлено на рисунке 4.27. Аналогично поведению температуры воздуха в НИ из-за поступления в воздушное пространство НИ кислорода, температура которого меньше температуры нагретого воздуха, происходит кратковременное падение температуры кожи ребенка. Затем происходит резкий нагрев из-за адаптации ребенка к новым условиям с дальнейшей стабилизацией температуры кожи.

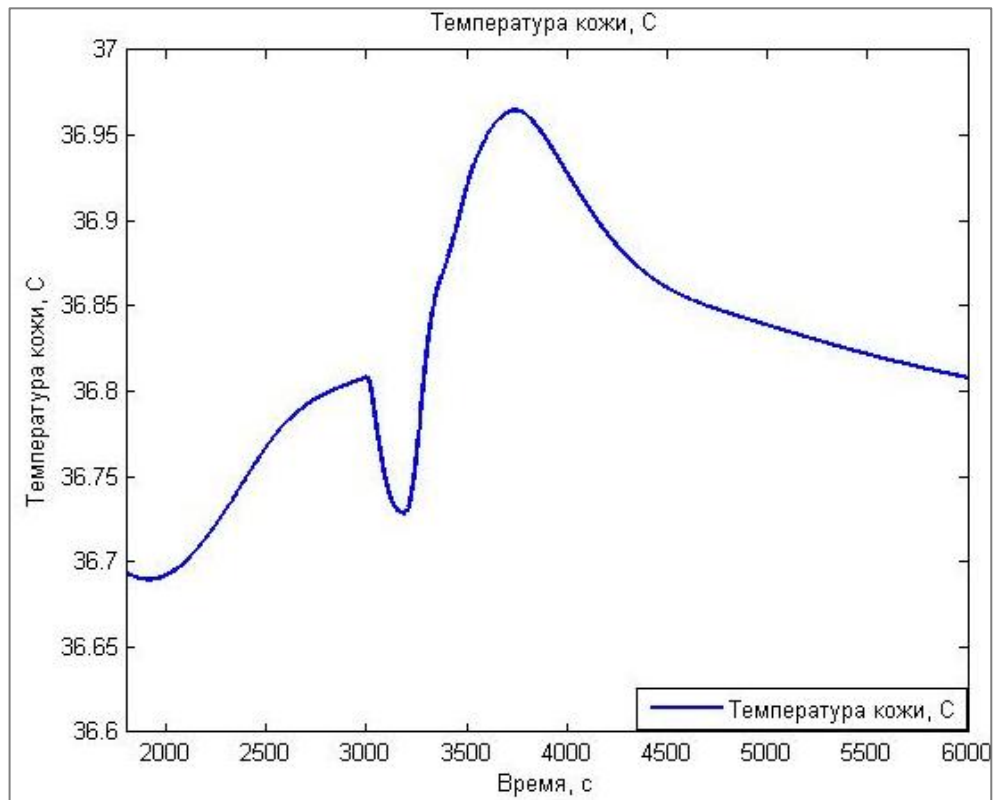


Рисунок 4.27 – Изменение температуры кожи новорожденного при смене задания концентрации кислорода

Таким образом, на основе анализа представленных рисунков 4.23 – 4.26 можно сделать вывод, что алгоритм ГНСУ аналогично, как и в случае смены режима по относительной влажности, успешно реагирует на смену задания концентрации кислорода. Алгоритм ГНСУ быстро корректирует и затем эффективно поддерживает заданные параметры микроклимата даже при условиях смены задания путем регулирования коэффициентов ШИМ нагревателя воздуха, воды в увлажнителе, электромагнитным кислородным клапаном и напряжением электрохромного стекла.

Отдельно было проведено исследование реакции системы управления на смену задания уровня освещенности в НИ.

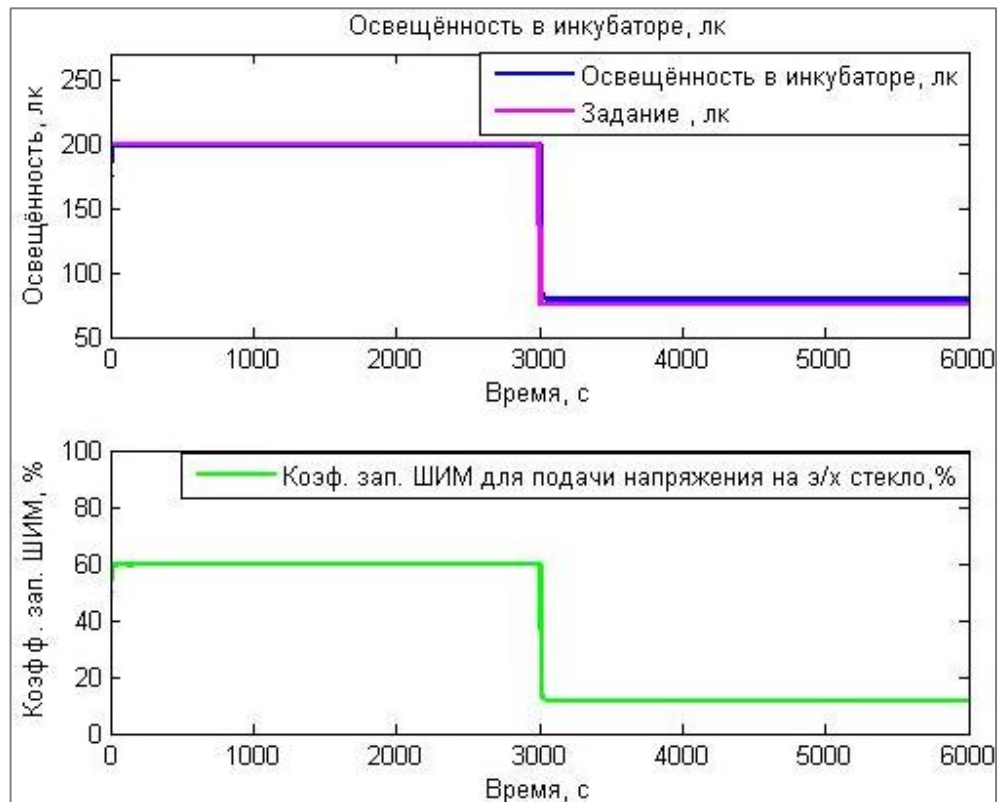


Рисунок 4.28 – Изменение уровня освещенности при смене задания

Изначально освещенность поддерживалась на уровне задания 200 лк, затем после смены задания через 50 минут до 75 лк система отработала мгновенно без инерционности, при этом коэффициент заполнения управления электрохромным стеклом мгновенно отреагировала и упала с уровня 60% до ~15%.

Следующей задачей исследования является проверка адекватности разрабатываемого ГНСУ по стабилизации температуры кожи новорожденного.

На рисунках 4.29 – 4.44 показано поведение параметров микроклимата, регулируемых по температуре новорожденного.

На рисунке 4.29 представлена зависимость реакции температуры кожи новорожденного от изменения температуры воздушного пространства внутри НИ. Видно, что температура кожи новорожденного стабилизируется примерно на 40-й минуте после старта системы. Это достигается за счет роста температуры воздушного пространства в НИ с 24.2 °С до уровня стабилизации 37 °С с максимальной амплитудой 37.5 °С. В начальный момент времени (около 8 минут от начала работы системы) для обеспечения быстрого нагрева коэффициент

заполнения ШИМ управления нагревательным элементом воздуха растет с 55% до 61 – 62%, после чего происходит небольшое падение с последующей стабилизацией на уровне 50%.

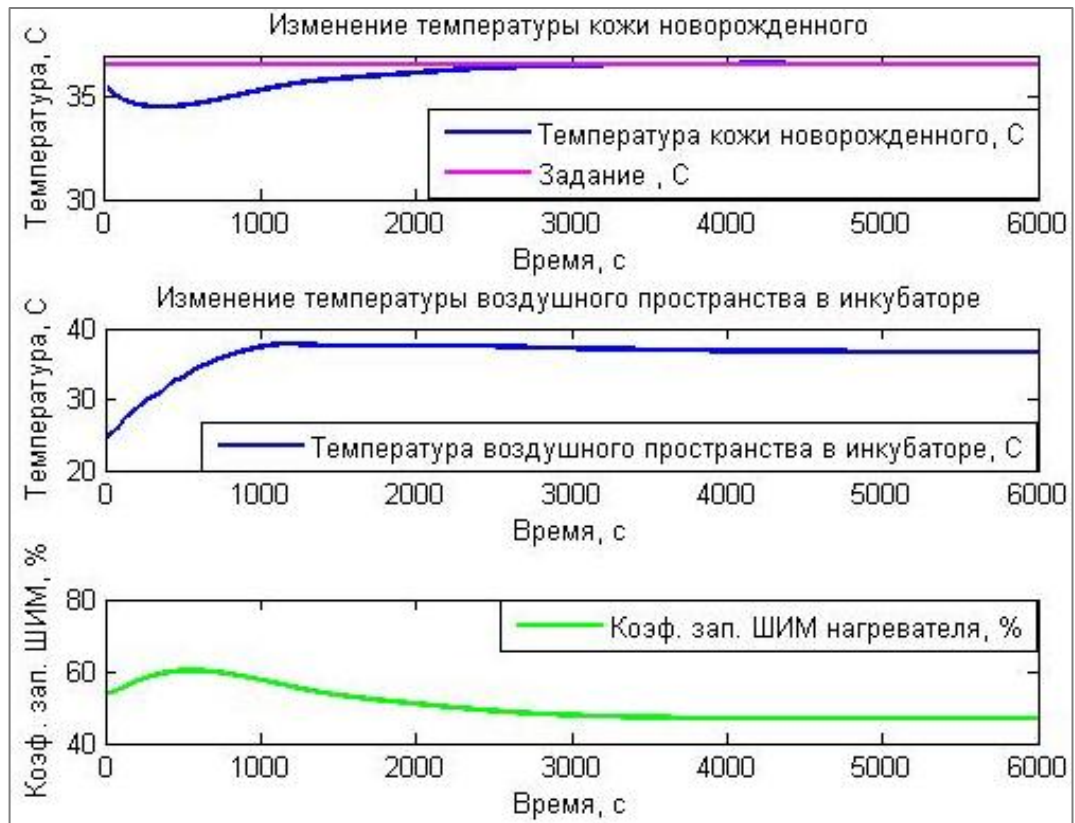


Рисунок 4.29 – Изменение температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушного пространства в неонатальном инкубаторе

На рисунке 4.30 представлено изменение относительной влажности в НИ. На начальном этапе работы системы наблюдается резкое падение влажности, что объясняется взаимным влиянием контуров управления температуры и влажности. Быстрый рост температуры воздуха оказывает существенное влияние на стабилизацию относительной влажности в 8 – 10 минут от начала работы системы. При этом коэффициент заполнения ШИМ нагревателя воды в увлажнителе пытается компенсироваться резкое падение относительной влажности. После 35 минут работы система управления стабилизирует работу ШИМ на уровне около 52% с выходом на режим относительной влажности около 60%.

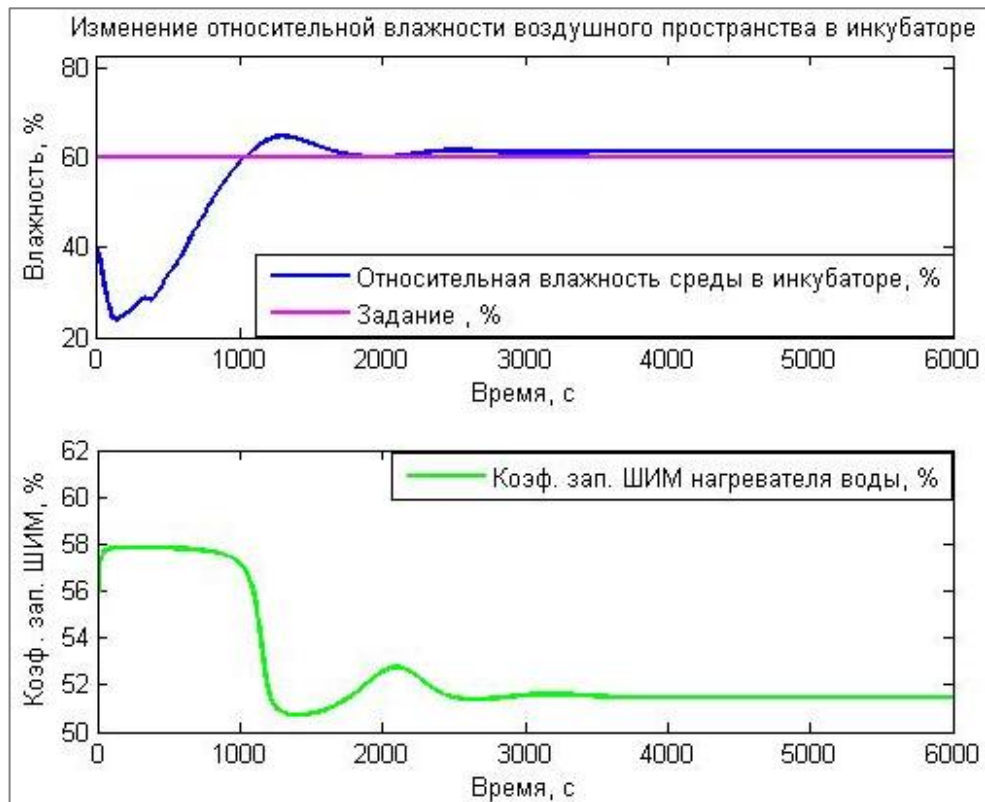


Рисунок 4.30 – Изменение относительной влажности в неонатальном инкубаторе при контроле температуры кожи новорожденного

На рисунке 4.31 показано изменение концентрации кислорода в НИ. Колебательные процессы в первые 20 минут объясняются необходимостью совершенствования характеристик электромагнитного клапана. Затем происходит стабилизация концентрации кислорода на уровне около 40% при коэффициенте заполнения управления электромагнитным клапаном на уровне около 35%.

Изменение освещенности в НИ при контроле температуры кожи новорожденного представлено на рисунке 4.32. Наблюдается отсутствие задержки в работе остекления. Стабилизация работы системы достигается на уровне около 200 лк при коэффициенте заполнения ШИМ для подачи напряжения на электрохромное стекло, равном 60%.

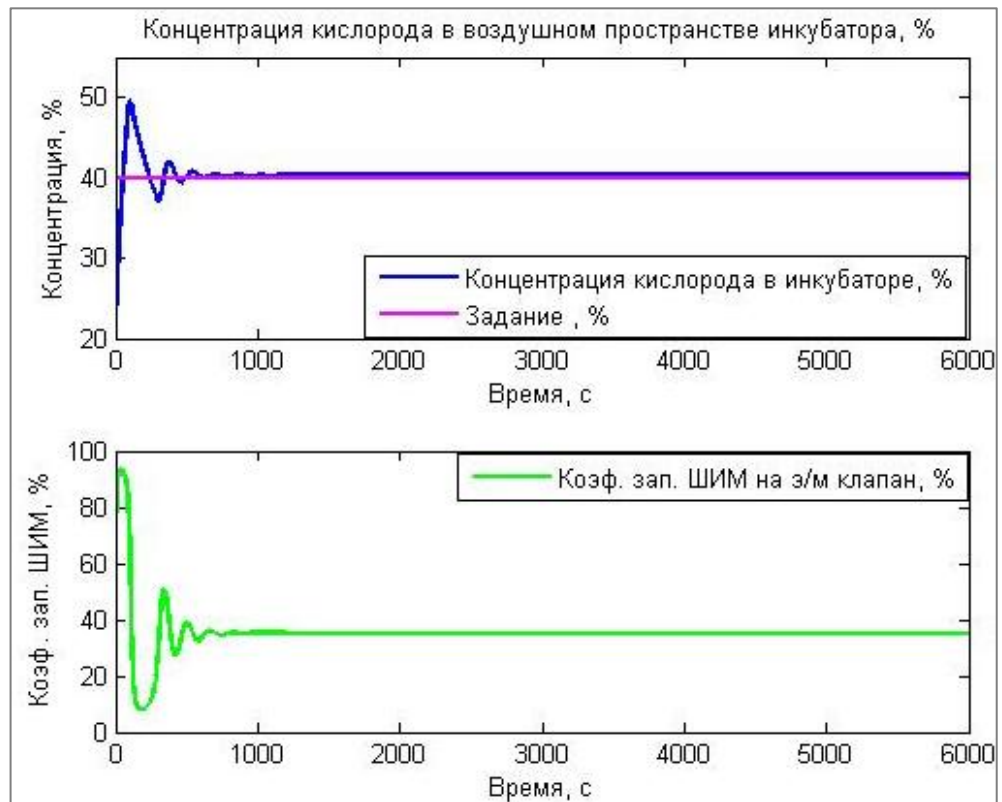


Рисунок 4.31 – Изменение концентрации кислорода в неонатальном инкубаторе при контроле температуры кожи новорожденного

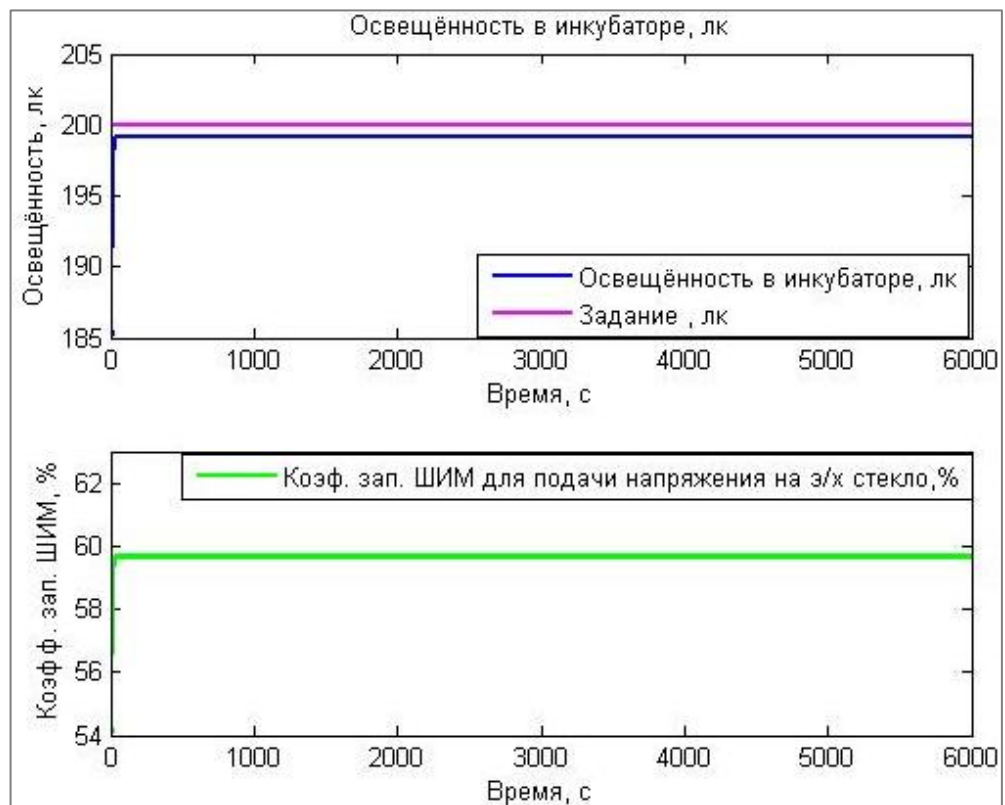


Рисунок 4.32 – Изменение освещенности в неонатальном инкубаторе при контроле температуры кожи новорожденного

Далее было исследовано влияние возмущающих воздействий при стабилизации температуры кожи новорожденного (рисунки 4.33 – 4.36). Анализируя рисунок 4.33, видно, что до момента возникновения возмущающего воздействия температура кожи ребенка устанавливается примерно на одном уровне около  $36.5\text{ }^{\circ}\text{C}$  благодаря поддержанию температуры воздушного пространства в НИ ( $\sim 37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) при стабильной работе ШИМ нагревателя воздуха.

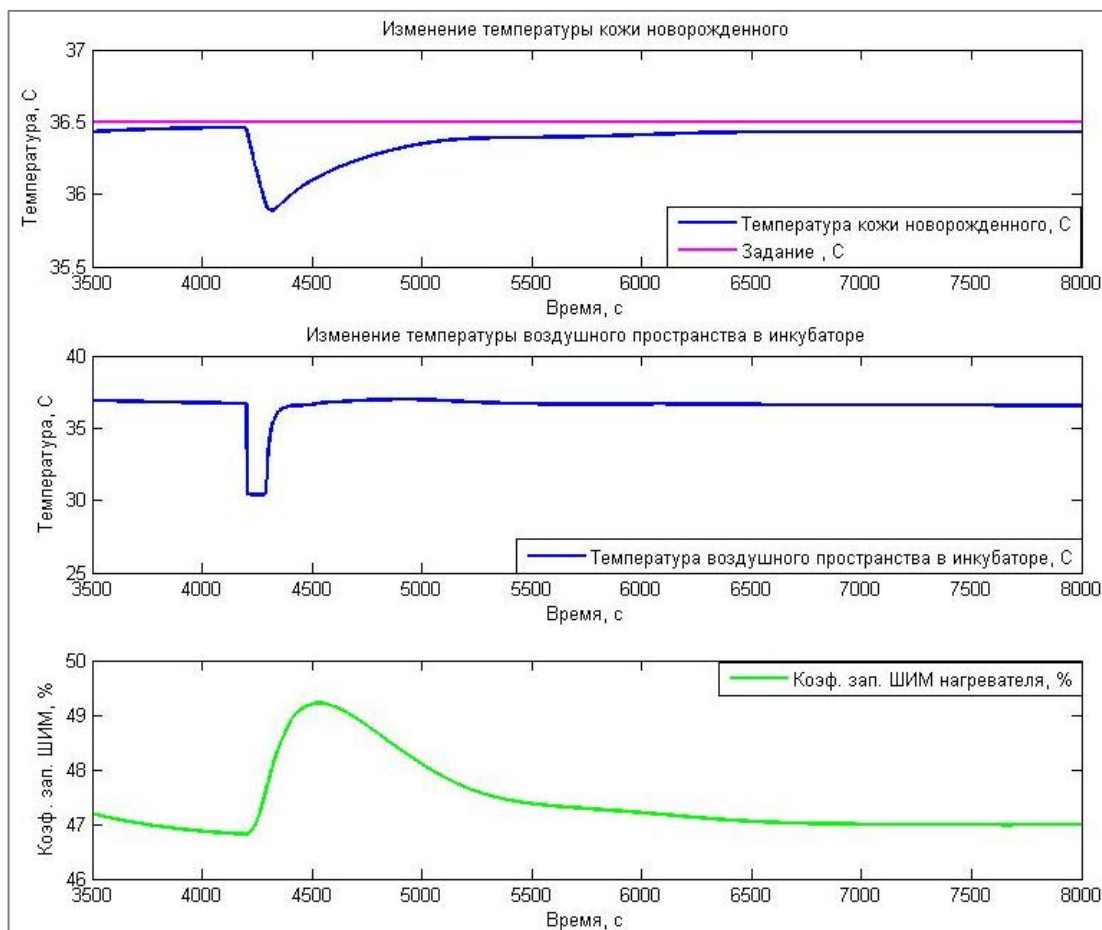


Рисунок 4.33 – Изменение температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушного пространства в неонатальном инкубаторе при возникновении возмущения

После открытия НИ на 1.5 минуты возникает резкое падение температуры кожи ребенка и температуры воздуха в НИ, что пытается компенсировать система управления за счет активного роста коэффициента ШИМ 2.5%. Примерно на 83-й минуте исследования ГНСУ удастся восстановить температуры кожи и

воздушной среды возвращаются до стабильных показателей при коэффициенте заполнения ШИМ 47%.

На рисунке 4.34 показано изменение относительной влажности в НИ при возникновении возмущения. В момент возникновения возмущения происходит резкое падение относительной влажности за счет поступления внешнего воздуха, температура и влажность которого значительно ниже, чем в камере НИ.

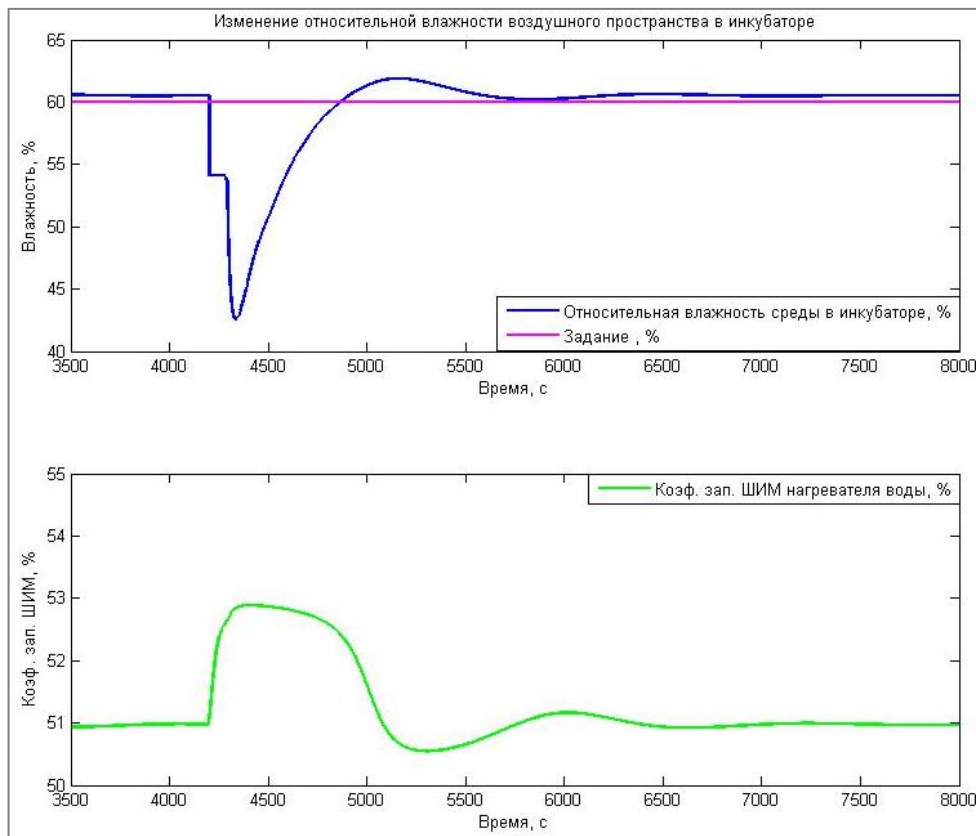


Рисунок 4.34 – Изменение относительной влажности в неонатальном инкубаторе при возникновении возмущения

Алгоритм ГНСУ компенсирует уменьшение относительной влажности за счет увеличения коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воды с постепенной стабилизацией его на уровне около 51% и установлением относительной влажности на заданное значение 60%.

На рисунке 4.35 показано изменение концентрации кислорода в НИ при возникновении возмущения. В момент открытия НИ происходят колебательные процессы, вызванные поступлением внешнего воздуха, а также уходом

обогащенного кислородом воздуха из НИ. Соответственно аналогично рассмотренным выше исследованиям алгоритм управления демонстрирует эффективную работу по стабилизации процессов до заданного значения за счет установления необходимого уровня коэффициента заполнения ШИМ управления электромагнитным клапаном.

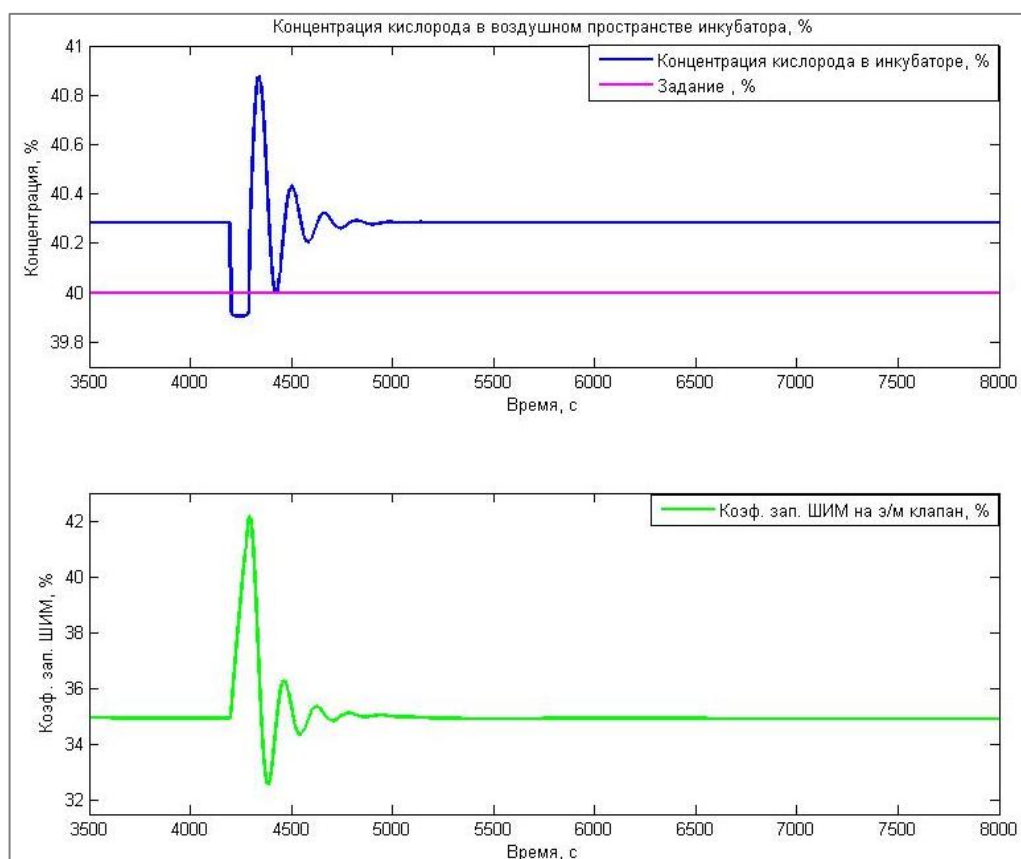


Рисунок 4.35 – Изменение концентрации кислорода в неонатальном инкубаторе при возникновении возмущения

На рисунке 4.36 показано изменение освещенности при возмущающем воздействии. По незначительному изменению коэффициента заполнения ШИМ управления напряжением электрохромного стекла можно сделать вывод о практически полном отсутствии влияния возмущения на уровень освещенности.

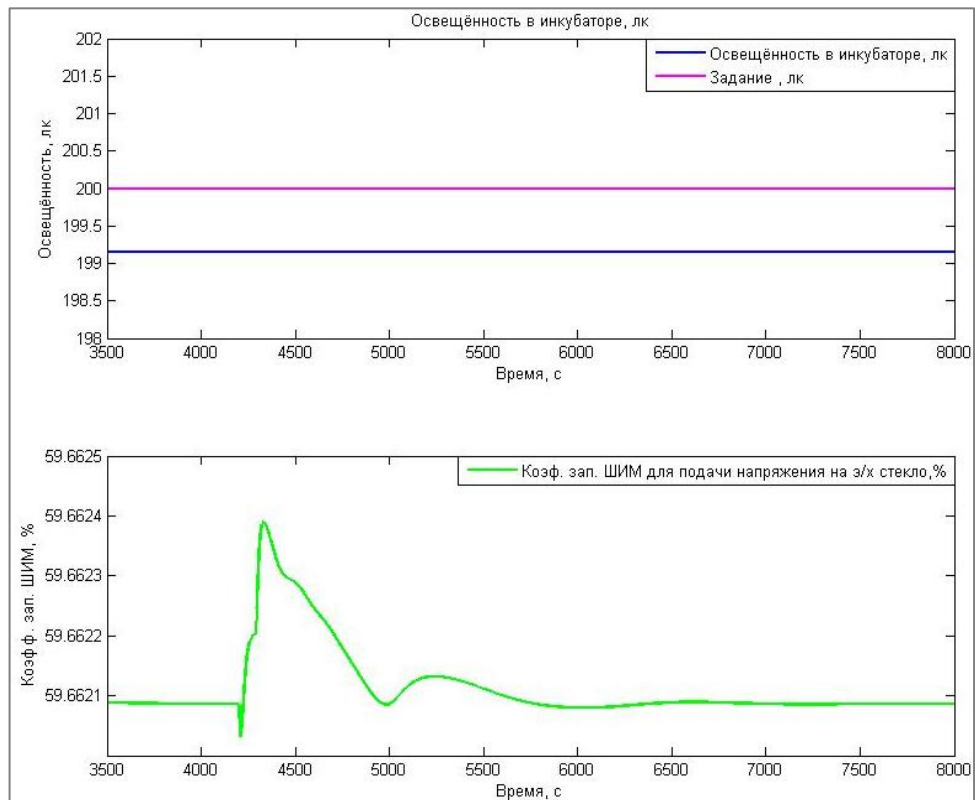


Рисунок 4.36 – Изменение освещенности в неонатальном инкубаторе при возникновении возмущения

На рисунках 4.37 – 4.40 показаны реакции системы на изменение задания относительной влажности с 60% до 70%. Алгоритм ГНСУ эффективно отрабатывает смену режима – на стабилизацию относительной влажности под новый уровень задания требуется около 16 минут при увеличении коэффициента ШИМ работы нагревателя воды с 51% до 55% (рисунок 4.37).

На рисунке 4.38 показано изменение температуры кожи новорожденного относительно изменения температуры воздушного пространства в НИ при смене режима относительной влажности. Отметим, что в момент смены задания происходит заметное увеличение температуры воздушного пространства и кожи младенца. При этом система управления понижает коэффициент заполнения ШИМ нагревателя воздуха для дальнейшей стабилизации температуры воздуха и соответственно температуры кожи ребенка.

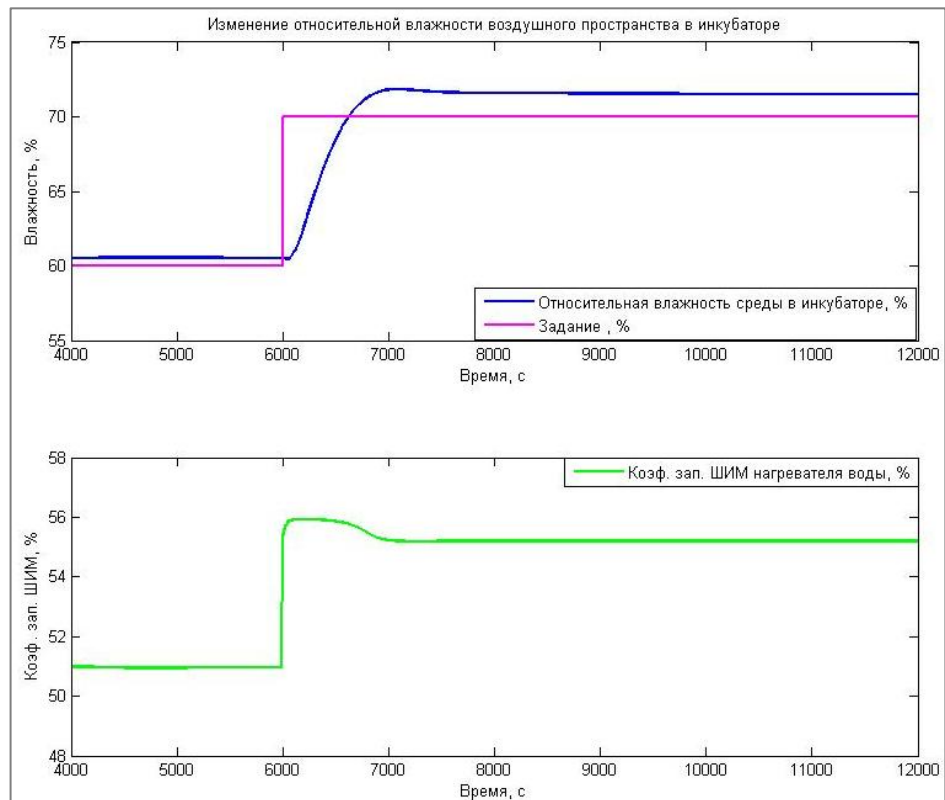


Рисунок 4.37 – Изменение относительной влажности в неонатальном инкубаторе при смене задания

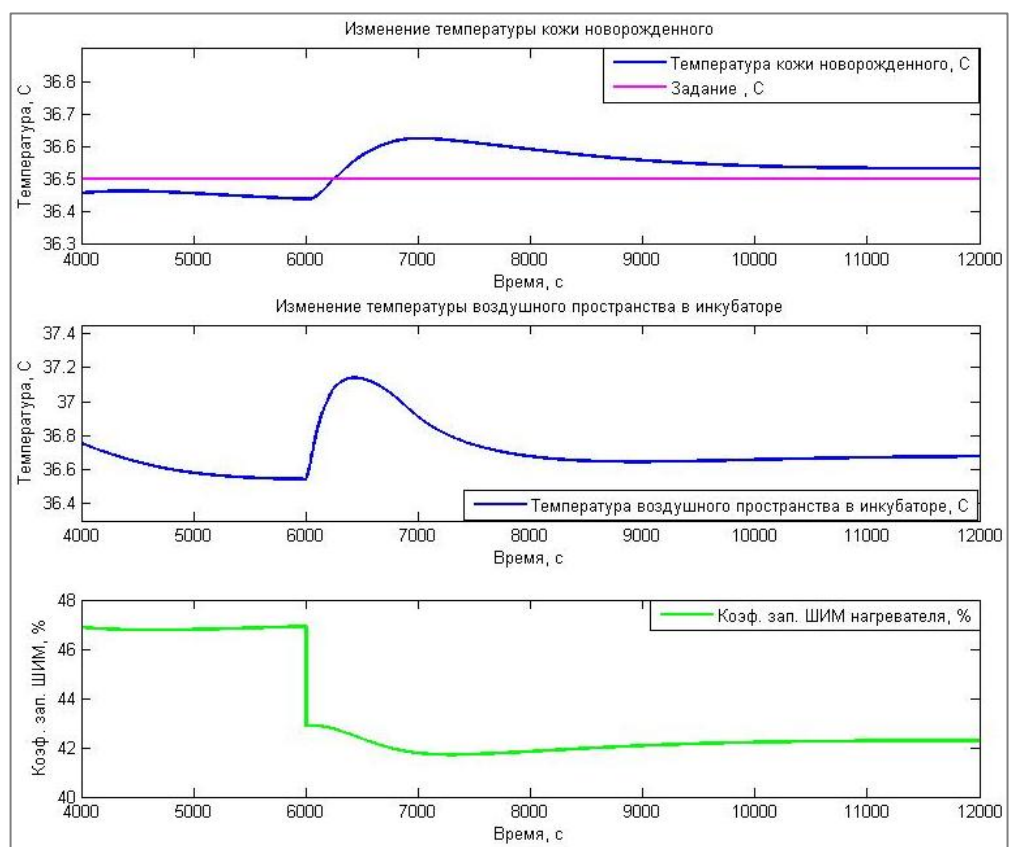


Рисунок 4.38 – Изменение температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушного пространства в неонатальном инкубаторе при смене задания относительной влажности

На рисунке 4.39 в момент смены задания по относительной влажности наблюдаются несущественные колебания коэффициента подачи напряжения на электромагнитный клапан с амплитудой 0.3%, что практически не вызывает изменений концентрации кислорода. Наблюдается взаимосвязь контуров управления по всем параметрам микроклимата.

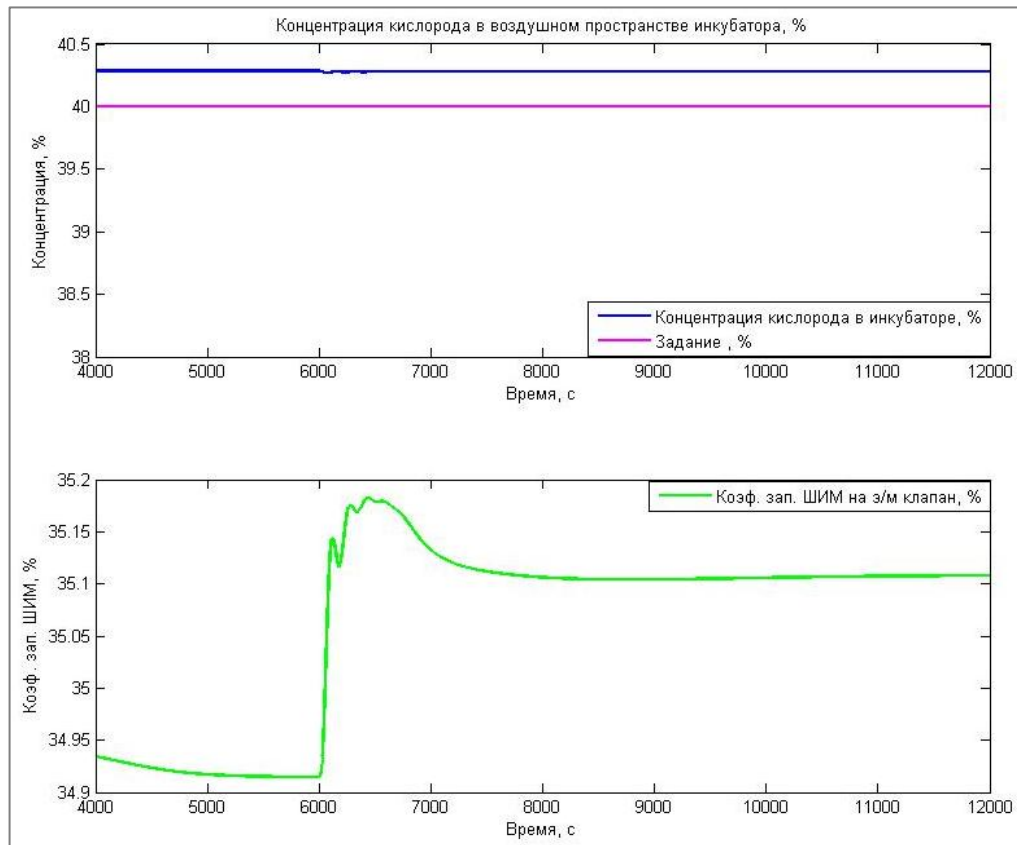


Рисунок 4.39 – Изменение концентрации кислорода в неонатальном инкубаторе при смене задания относительной влажности

На рисунке 4.40 показано изменение освещенности в НИ при смене задания относительной влажности. В момент смены задания с целью стабилизации процесса происходит практически незаметный скачок вверх коэффициента заполнения ШИМ, который не вызывает изменений освещенности в НИ. Освещенность стабильно поддерживается на уровне около 200 лк с погрешностью менее 1%.

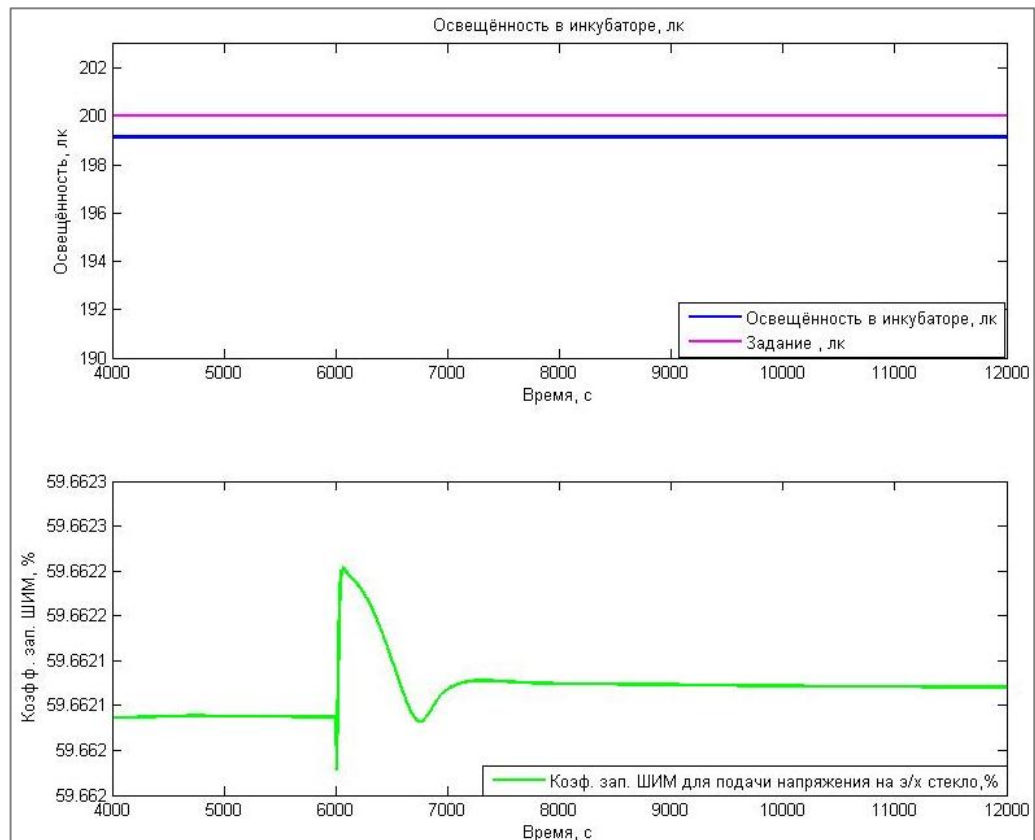


Рисунок 4.40 – Изменение освещенности в неонатальном инкубаторе при смене задания относительной влажности

Заключительным этапом имитационных исследований является проверка работоспособности алгоритма управления на смену задания концентрации кислорода в НИ (рисунки 4.41 – 4.44).

На рисунке 4.41 показано, как меняется концентрация кислорода при смене ее задания с 40% до 60%. До смены задания концентрация стабильно поддерживалась на уровне 40% при коэффициенте заполнения ШИМ, равном 38 – 39%. Затем после смены задания на 100-й минуте работы системы происходит небольшое колебание в пределах 3 – 5% в связи с дополнительной подачей кислорода, температура которого ниже, чем в камере НИ. Далее система управления отрабатывает скачки концентрации за счет увеличения и уменьшения коэффициента заполнения ШИМ до установления на новый режим.

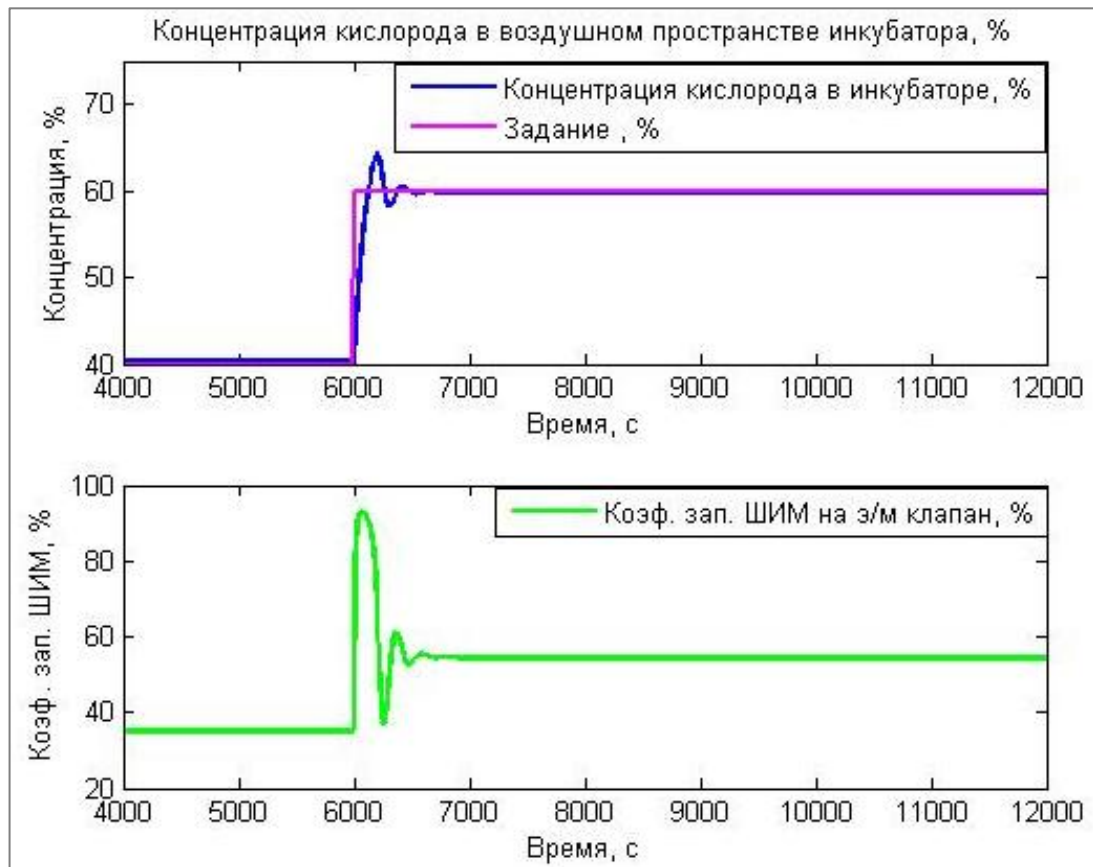


Рисунок 4.41 – Изменение концентрации кислорода в неонатальном инкубаторе при смене задания

На рисунке 4.42 показано изменение температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушной среды внутри НИ при смене задания концентрации кислорода. Наблюдается падение температуры кожи новорождённого и воздушного пространства в НИ, что является следствием подачи охлаждённого кислорода. Дальнейшая стабилизация коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воздуха приводит к установлению уровня температуры кожи новорождённого к требуемому значению ( $\sim 36.5$  °C) и установлению уровня температуры воздушного пространства НИ на уровне  $\sim 36.65$  °C, что соответствует медицинским нормам, принимаемым в неонатологии.

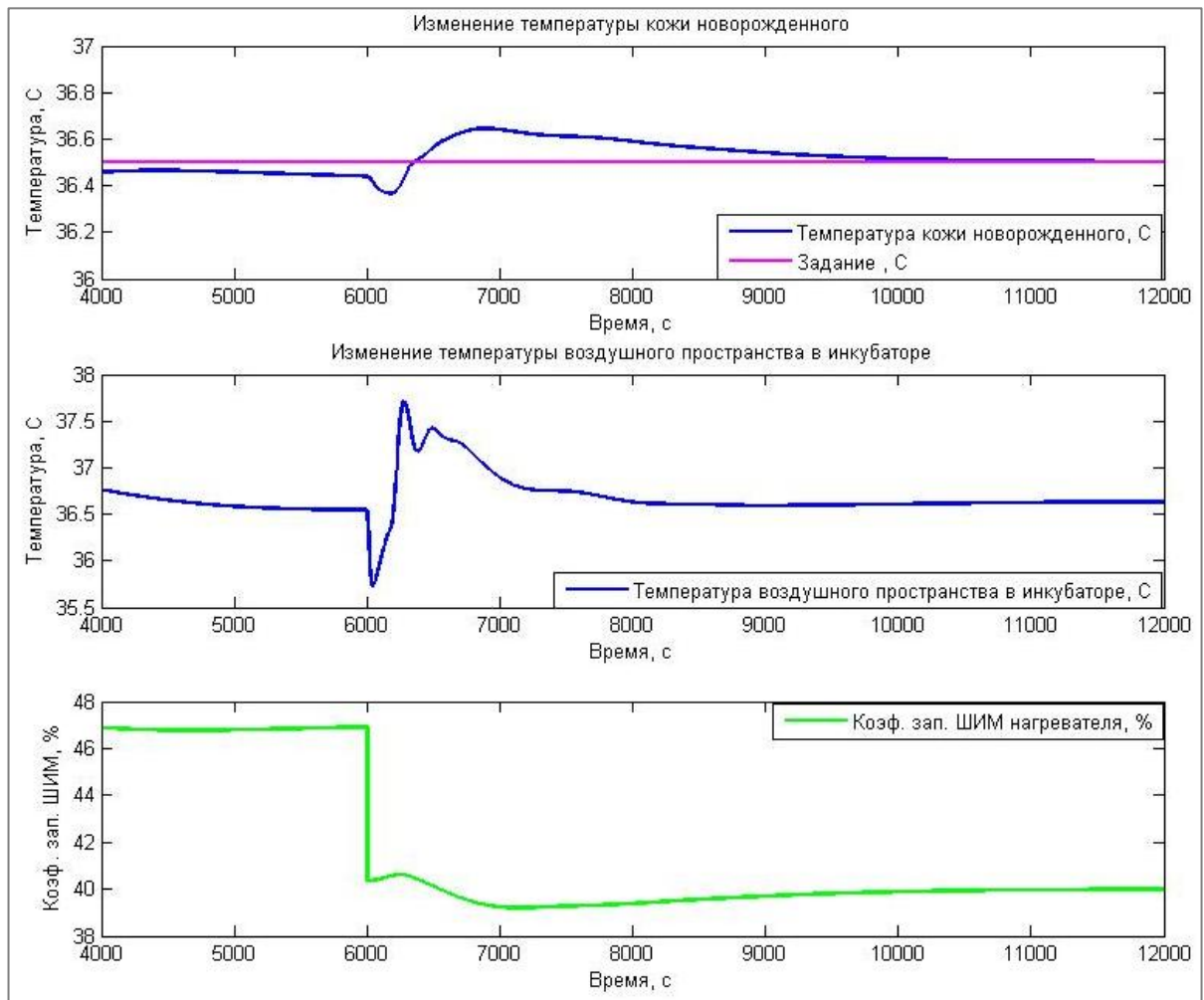


Рисунок 4.42 – Изменение температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушного пространства в неонатальном инкубаторе при смене задания концентрации кислорода

На рисунке 4.43 представлено изменение уровня относительной влажности при смене задания концентрации кислорода. В момент смены задания происходит резкое падение относительной влажности почти на 15%, т.к. добавленный дополнительно кислород замещает собой часть увлажненного воздуха. Это падение компенсируется ростом коэффициента ШИМ нагревателя воды с дальнейшей стабилизацией до заданного значения влажности в течение 35 минут.

Влияние смены задания концентрации кислорода на уровень освещенности в НИ показано на рисунке 4.44. Анализируя малозаметное изменение коэффициента ШИМ, можно сделать вывод о практически полном отсутствии влияния на уровень освещенности в НИ.

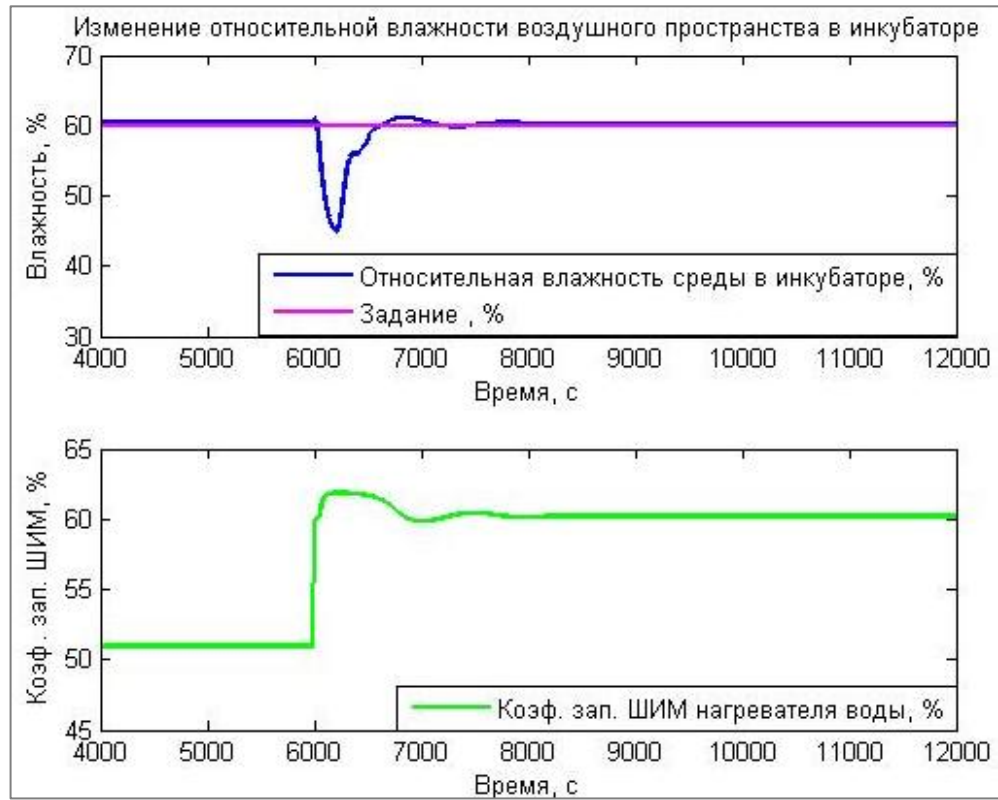


Рисунок 4.43 – Изменение относительной влажности в неонатальном инкубаторе при смене задания концентрации кислорода

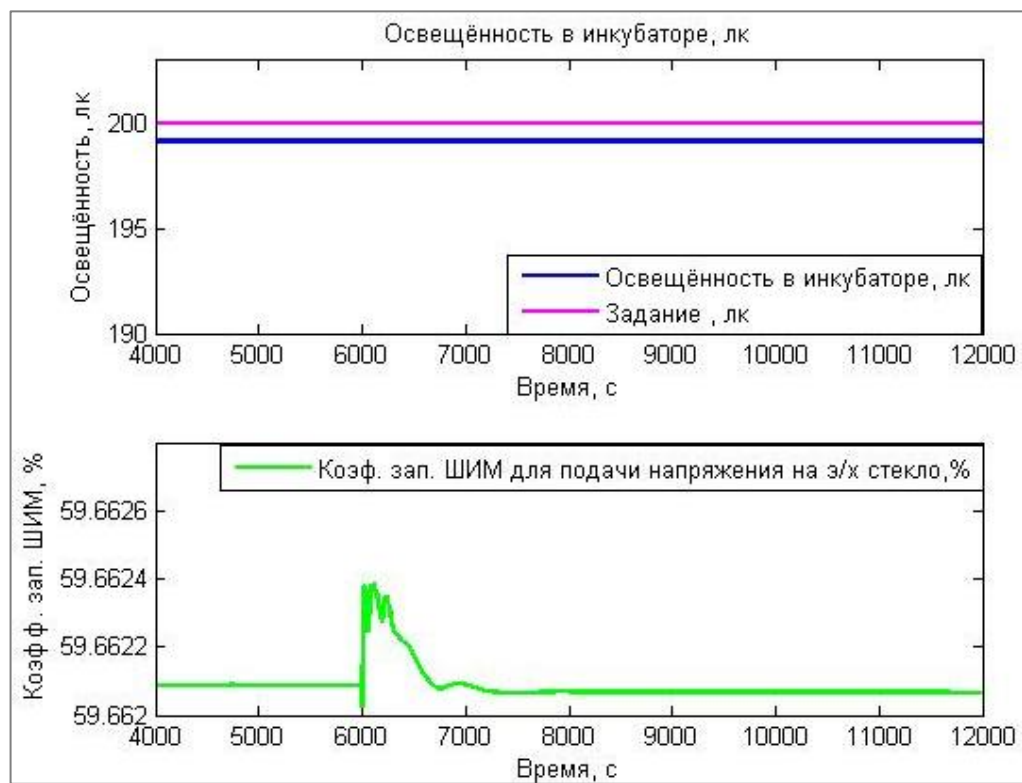


Рисунок 4.44 – Изменение освещенности в неонатальном инкубаторе при смене задания концентрации кислорода

Таким образом, проведенные имитационные исследования работы алгоритма ГНСУ на основе разработанной комплексной математической модели НИ и новорожденного продемонстрировали высокую эффективность, адекватность и надежность в поддержании заданных параметров микроклимата. Алгоритм управления быстро реагирует на возмущающие воздействия и смену заданий, обеспечивая безопасные и комфортные условия для новорожденного.

#### 4.3 Эксплуатационные исследования работоспособности разработанного метода управления на экспериментальной установке с использованием полноростового гидродинамического фантома новорожденного

С целью оценки практической реализуемости и надежности функционирования разрабатываемой ГНСУ проведен ряд эксплуатационных исследований на экспериментальной установке (рисунки 2.1 – 2.18). Несмотря на ранее полученные удовлетворительные результаты по стабилизации параметров микроклимата в НИ путем имитационных исследований, также требуется практическая реализация для подтверждения полученных результатов в натурных экспериментах.

На рисунках 4.45 – 4.47 представлены результаты исследований динамики параметров микроклимата – температуры воздушной среды, относительной влажности и освещенности в НИ. Поведение концентрации кислорода экспериментально не исследовалось из-за отсутствия в лаборатории требуемых условий для проведения работ с сосудами (баллонами), работающими под избыточным давлением, согласно требованиям Постановления Правительства РФ «Об утверждении Правил противопожарного режима в Российской Федерации».

На рисунке 4.45 показано изменение температуры воздушного пространства в НИ при выходе на заданный режим (нагрев НИ). Динамика поведения температуры демонстрирует процесс стабилизации относительно заданного значения. Коэффициент заполнения ШИМ работает в диапазоне от 35% до 52.5%,

обеспечивая плавную работу нагревательного элемента воздуха и стабилизацию температуры под заданный режим.

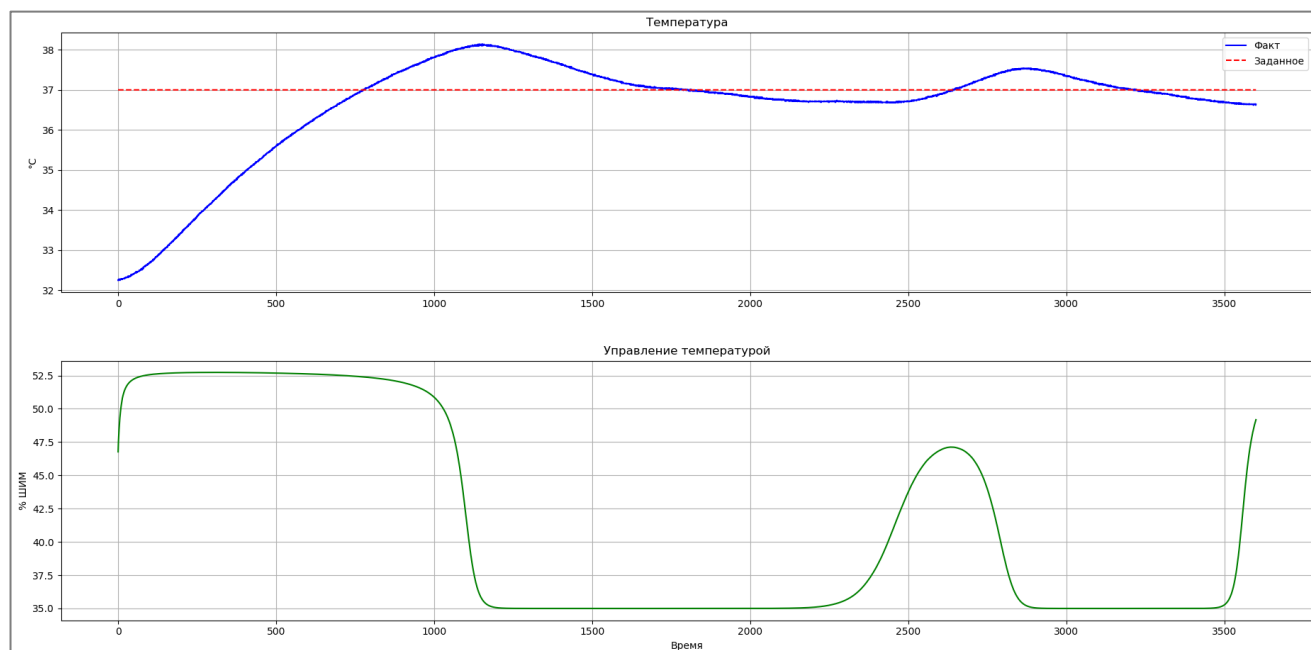


Рисунок 4.45 – Изменение температуры воздушного пространства в неонатальном инкубаторе

На рисунке 4.46 показано изменение относительной влажности в НИ при выходе на заданный режим. В течение первых 20 минут наблюдается монотонный рост влажности, после чего система стабилизирует влажность вокруг заданного значения с небольшими колебаниями 2 – 3%, вызванными несовершенством системы перемешивания воздуха, тепловыми потерями и нестабильностью внешних условий в лаборатории, где проводился эксперимент. Коэффициент заполнения ШИМ нагревателя воды находится в рабочем диапазоне от 49% до 54% при относительно стабильном выходе на режим.

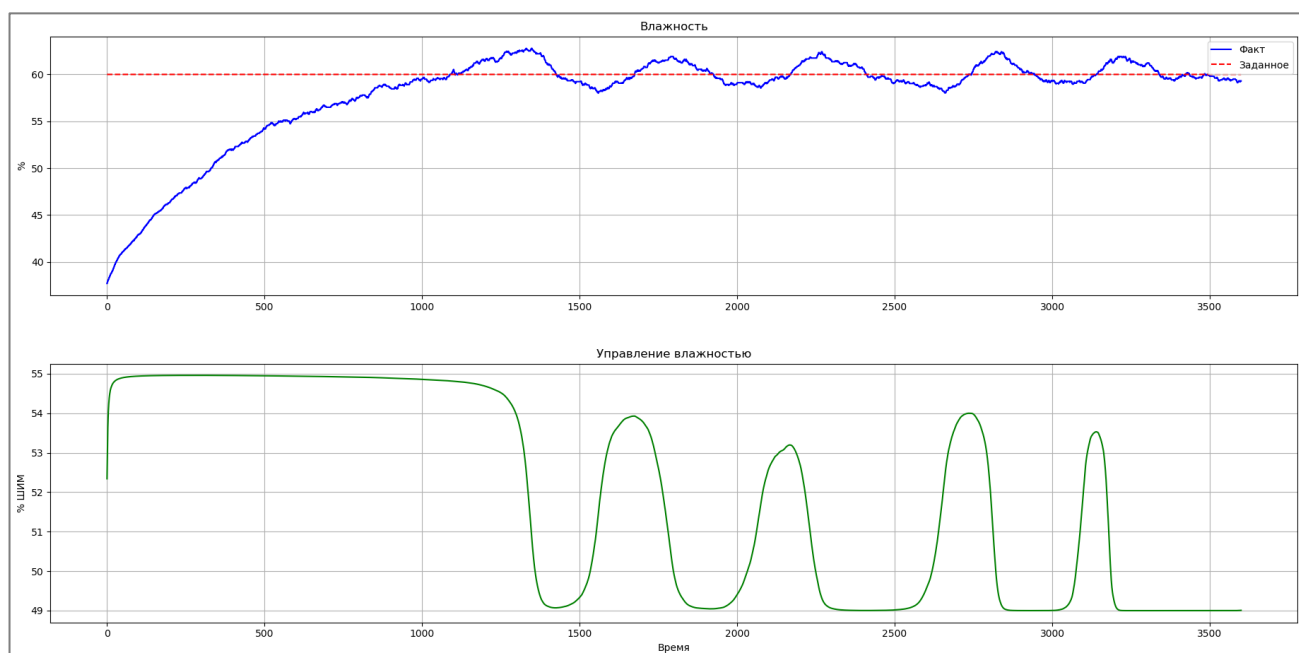


Рисунок 4.46 – Изменение относительной влажности в неонатальном инкубаторе

На рисунке 4.47 представлено изменение освещенности в НИ. Наблюдаются колебания уровня освещенности, вызванные флуктуациями, которые объясняются колебаниями освещения в лаборатории.

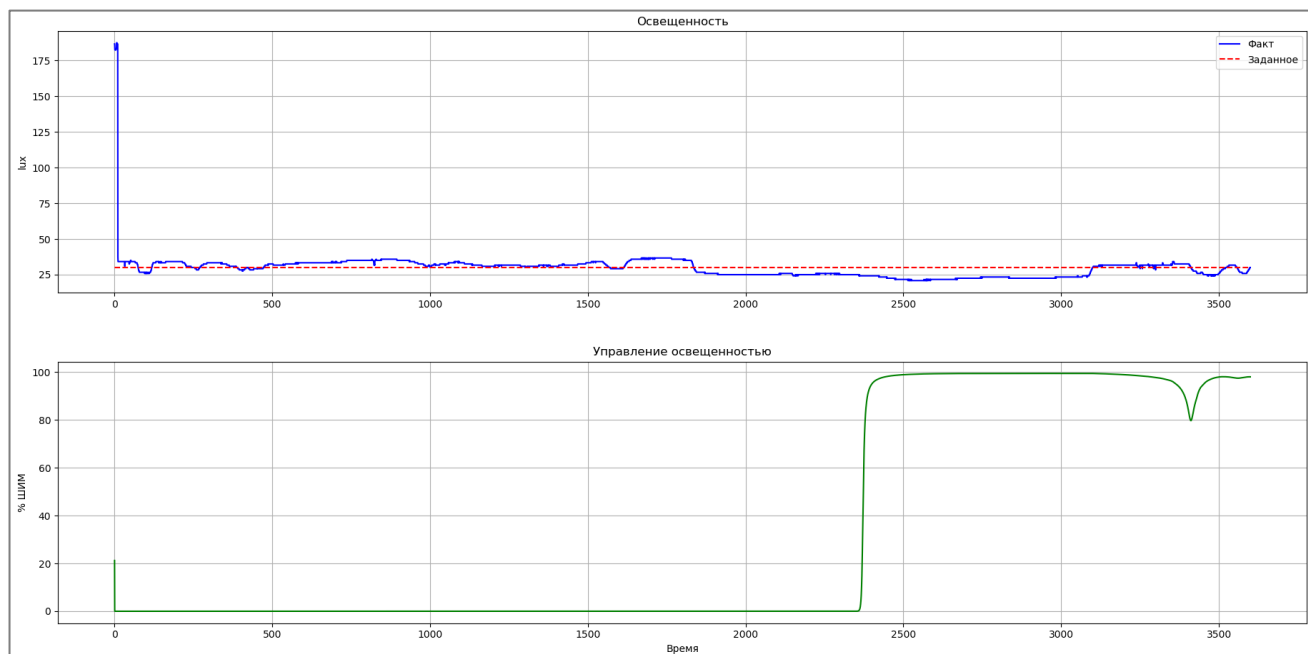


Рисунок 4.47 – Изменение освещенности в неонатальном инкубаторе

На рисунках 4.48 – 4.49 показана реакция системы на возникновение возмущающих воздействий на 66-й минуте эксперимента (открытие НИ на 3 минуты).

Из рисунка 4.48 видно, что открытие НИ не приводит к значительным изменениям температуры воздушного пространства в НИ. Это объясняется тем, что в предложенной конструкции создается воздушная завеса, препятствующая уходу из НИ нагретого воздуха. Колебания коэффициента заполнения ШИМ демонстрируют динамику, аналогичную представленной на рисунке 4.46.

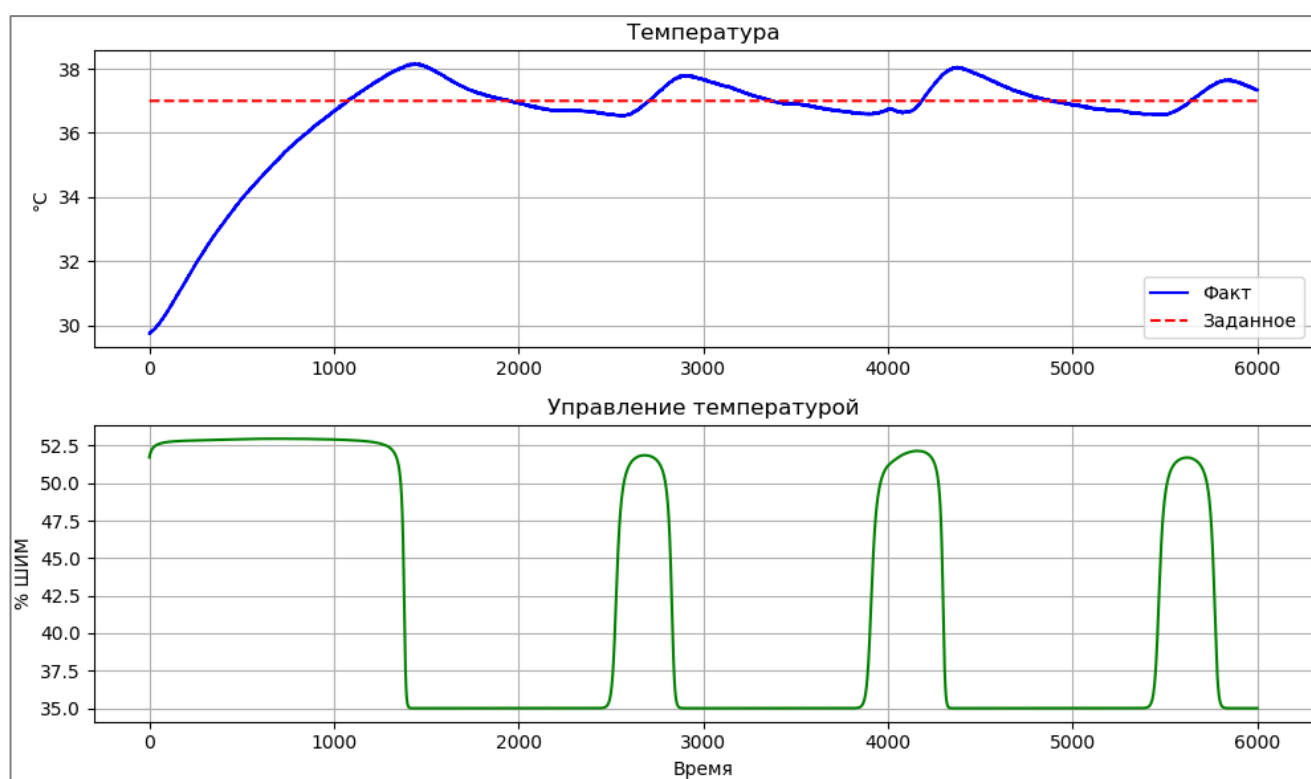


Рисунок 4.48 – Изменение температуры воздушного пространства в инкубаторе при возникновении возмущения

На рисунке 4.49 продемонстрирована динамика изменения относительной влажности при открытии НИ. Сразу после открытия НИ наблюдается резкое падение влажности на 10%, что вызывает реакцию системы управления в виде роста коэффициента заполнения ШИМ увлажнителя на 5 – 6%. Это приводит к

кратковременной динамической ошибке управления  $\sim 7\%$  с последующей стабилизацией уровня влажности.

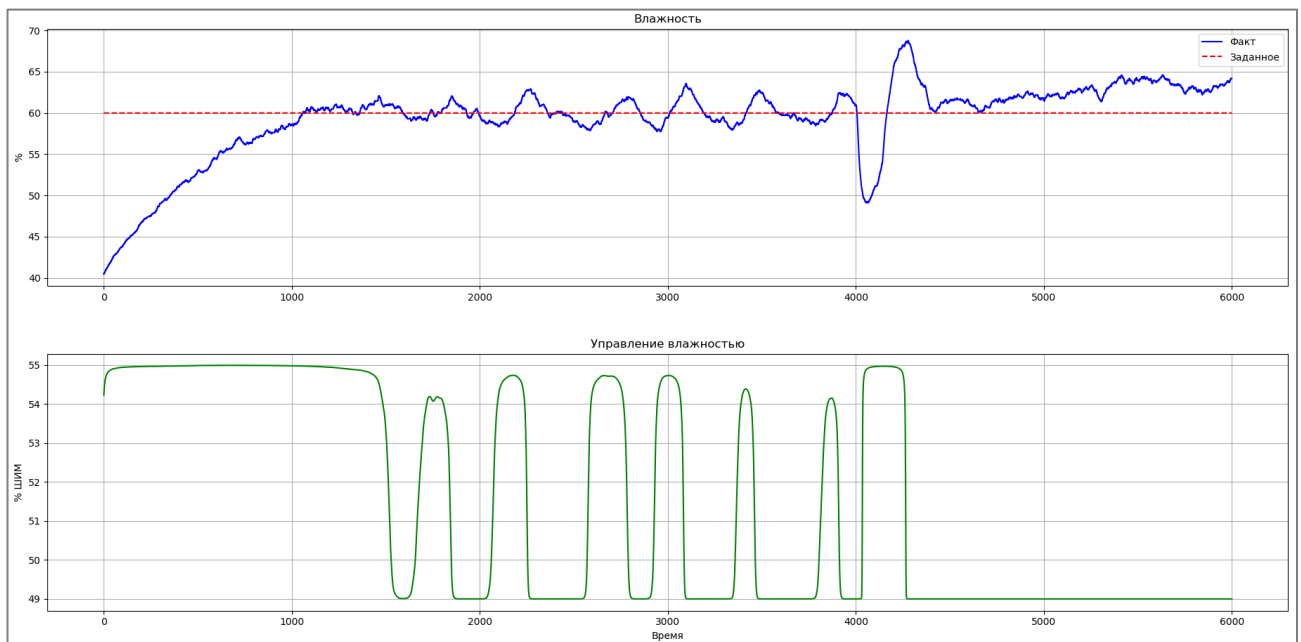


Рисунок 4.49 – Изменение относительной влажности в инкубаторе при возникновении возмущения

На рисунках 4.50 – 4.51 показаны результаты исследования по работе системы управления при смене задания относительной влажности с 60% до 70% на 33 минуте работы. Анализируя рисунок 4.50, видно, что предложенный метод управления добивается быстрой стабилизации нового уровня задания примерно за 8 минут. Это достигается за счёт быстрого роста ( $\sim 10\%$ ) коэффициента заполнения ШИМ нагревателя увлажнителя. При этом на обоих уровнях заданной величины наблюдается низкая погрешность работы системы, менее  $\sim 2\%$ .

На рисунке 4.51 показана реакция системы управлению температурой на изменения смены режима по влажности. Стабилизация температуры происходит на 40 минуте работы системы, при этом наблюдается небольшое падение ( $0.25^\circ\text{C}$ ), вызванное ростом влажности при смене её режима. Таким образом, можно резюмировать, что смена задания по влажности не приводит к существенному

изменению динамики работы соседнего контура по поддержанию требуемого уровня температуры воздуха в НИ.

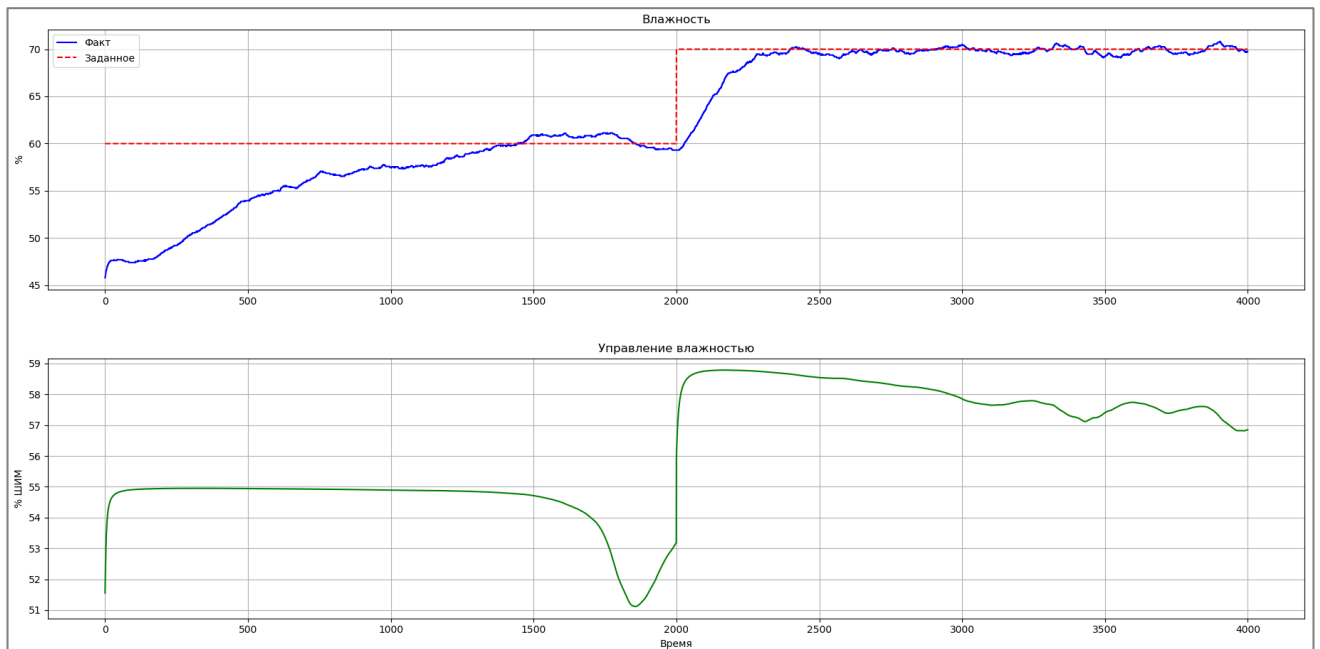


Рисунок 4.50 – Изменение относительной влажности в инкубаторе при смене задания относительной влажности

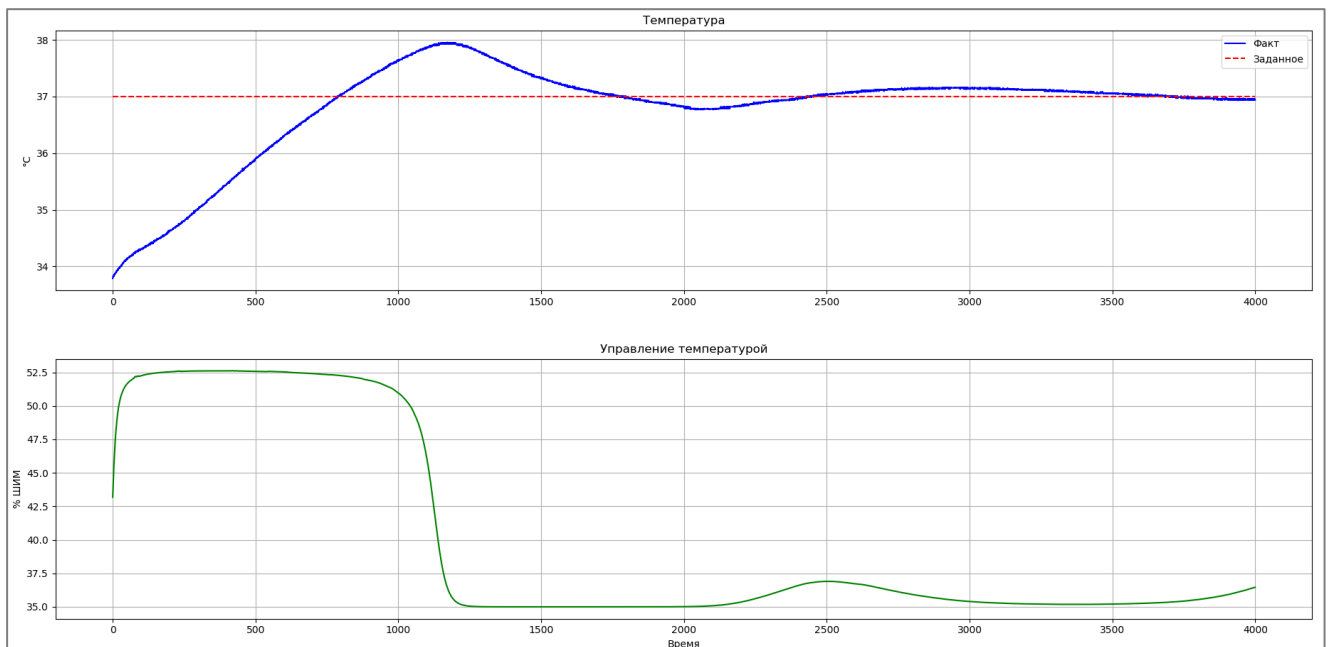


Рисунок 4.51 – Изменение температуры воздушного пространства в инкубаторе при смене задания относительной влажности

На рисунках 4.52 – 4.54 представлены результаты экспериментальных исследований по оценке эффективности работы ГНСУ при контроле температуры кожи новорожденного с использованием полноростового ГНФ (рисунки 2.7 – 2.17).

На рисунке 4.52 показано изменение температуры кровеимитирующей жидкости, циркулирующей через внутренние полости разработанного ГНФ. Поддержание температуры (41 °С) кровеимитирующей жидкости осуществляется с помощью двухпозиционной системы управления (рисунок 3.6). В течение всего периода времени температура кровеимитирующей жидкости колеблется вокруг целевой температуры с симметричной амплитудой колебаний около 1 °С. Введены следующие параметры работы экспериментальной установки управления ГНФ: коэффициент заполнения ШИМ 40%, гистерезис 1 °С.

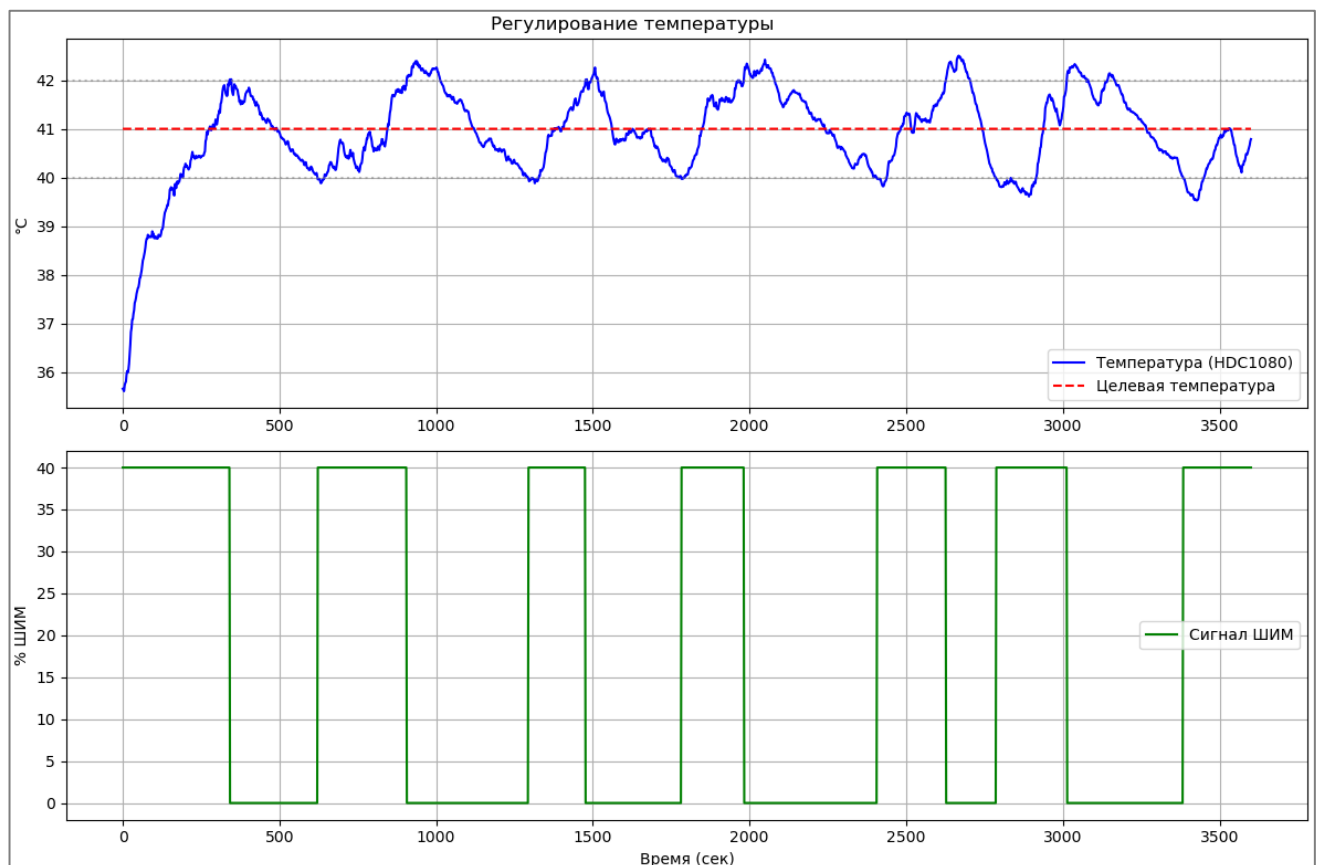


Рисунок 4.52 – Изменение температуры кровеимитирующей жидкости, протекающей через гидродинамический фантом новорожденного

Циркулирующая кровеимитирующая жидкость нагревает поверхность ГНФ (имитацию кожи новорожденного) до 34.5 °С. Заметные колебания в изменении температуры кровеимитирующей жидкости не сказываются на температуре поверхности ГНФ.

На рисунке 4.53 представлена динамика изменения температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушного пространства в режиме контроля температуры кожи новорожденного.

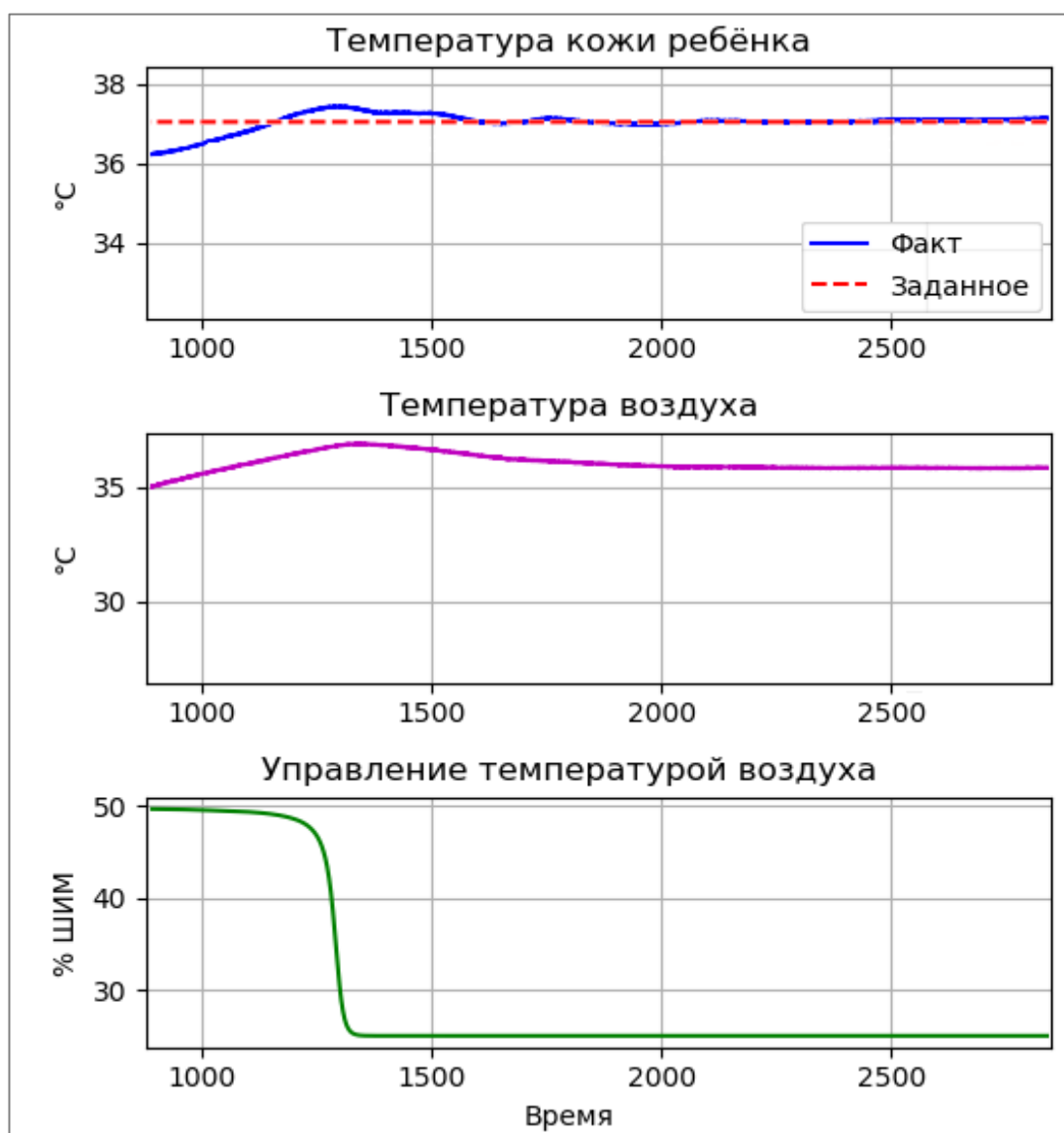


Рисунок 4.53 – Изменение температуры кожи новорожденного относительно температуры воздушного пространства в инкубаторе

Из рисунка 4.53 видно, что алгоритм ГНСУ стабилизирует температуру кожи ребенка ( $37^{\circ}\text{C}$ ) примерно через 26 минут посредством увеличения температуры воздушного пространства в НИ до уровня  $36.5^{\circ}\text{C}$  при коэффициенте заполнения ШИМ управления нагревателем воздуха 25%.

На рисунке 4.54 представлено изменение относительной влажности при контроле температуры кожи новорожденного.

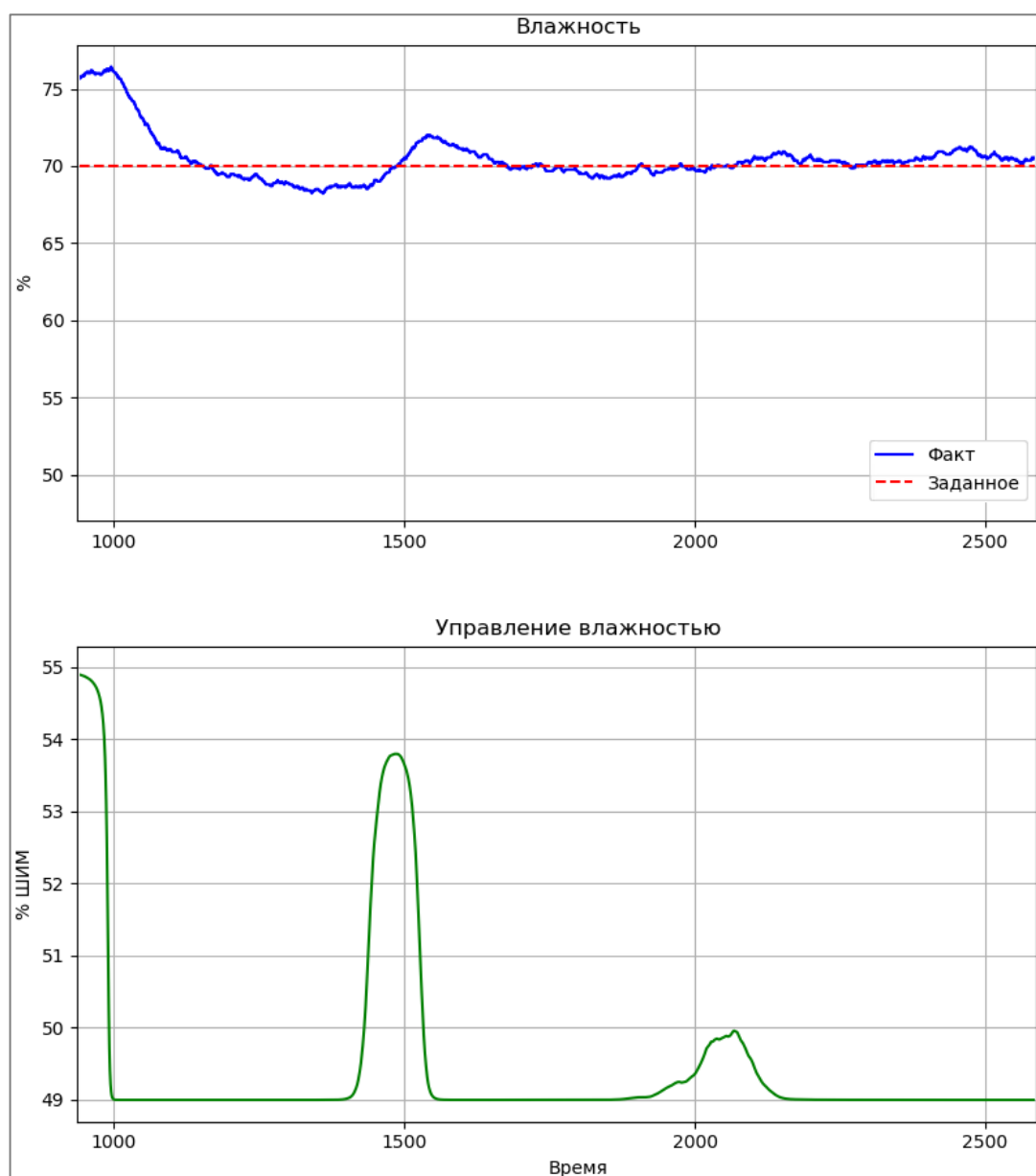


Рисунок 4.54 – Изменение относительной влажности в инкубаторе в режиме контроля температуры кожи новорожденного

Анализируя рисунок 4.54, видно, что с течением времени за счет работы алгоритма управления путем изменения коэффициента заполнения ШИМ нагревателя воды в увлажнителе наблюдается уменьшение динамической ошибки управления и стабилизация относительной влажности до требуемого уровня 70%.

В целом, исследование демонстрирует, что система ГНСУ эффективно стабилизирует и поддерживает параметры микроклимата в НИ для контроля состояния новорожденного. Это обеспечивает оптимальные условия для терморегуляции и поддержания физиологического состояния новорожденного.

#### 4.4 Выводы по четвертой главе

1. Решена задача параметрической идентификации корректируемых параметров разработанной математической модели НИ.

2. На основе комплексной математической модели процессов тепло- и массопереноса и системы управления параметрами микроклимата в НИ решена задача структурно-параметрического синтеза ГНСУ.

3. Проведены имитационные исследования алгоритма ГНСУ, направленные на стабилизацию параметров микроклимата и состояния новорожденного внутри НИ в различных условиях.

4. Проведены эксплуатационные исследования на экспериментальной установке с использованием ГНФ с целью оценки практической реализуемости и надежности функционирования разрабатываемой ГНСУ.

5. На основании имитационных и эксплуатационных исследований доказана высокая эффективность, стабильность и надежность разрабатываемого алгоритма ГНСУ.

## ЗАКЛЮЧЕНИЕ

В результате реализованных в диссертации исследований была достигнута цель работы, заключающаяся в повышении точности поддержания параметров микроклимата – температуры воздушного пространства, относительной влажности, концентрации кислорода и освещённости в НИ за счёт разработки авторского алгоритма ГНСУ, реализованного на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и высокоуровневого объектно-ориентированного языка программирования Python. Получены следующие результаты.

1. На основе проведенного анализа современного состояния и тенденций развития НИ были выявлены основные параметры, требующие контроля и управления для поддержания оптимальных параметров микроклимата для недоношенных новорожденных в НИ.

2. Разработана экспериментальная установка НИ нового поколения с изменяемой прозрачностью стенок рабочей камеры для исследования особенностей и отладки высокоточного алгоритма управления параметрами микроклимата на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B», состоящая из блока управления НИ, блока управления ГНФ, блока подготовки кровеимитирующей жидкости и жидкости для имитации процесса испарения телом, НИ, блока формирования потока воздуха и полноростового ГНФ.

3. Разработан и изготовлен полноростовой ГНФ, имитирующий функции организма ребенка с целью проведения исследований для точной настройки и оценки эффективности нейросетевого метода управления. Трехмерная анатомически корректная модель ГНФ была разработана на основе диаграммы Фентона и реальных медицинских данных с использованием программного обеспечения для трехмерного (3D) моделирования и технологии 3D-печати. Разработана и программно реализована на языке программирования Python

система управления ГНФ на основе усовершенствованного позиционно-статического регулирования.

4. Разработана комплексная математическая модель, описывающая процессы тепло- и массопереноса в НИ, включая терморегуляцию новорожденного, управления режимами НИ и состоянием организма ребенка, а также влияния внешних факторов, с целью предварительной настройки системы управления НИ.

5. Разработан алгоритм ГНСУ параметрами микроклимата в НИ на основе многослойного перцептрона. Предложена система управления микроклиматом в НИ и состоянием организма новорожденного на базе одноплатного управляющего микрокомпьютера «Raspberry Pi 4 Model B» и высокоуровневого объектно-ориентированного языка программирования Python.

6. На основе экспериментальных исследований проведена параметрическая идентификация параметров математической модели НИ и новорожденного, определен вектор корректируемых параметров модели. Полученные результаты по среднему отклонению между экспериментами и моделью составляют  $0.11\text{ }^{\circ}\text{C}$  (около  $0.358\text{ }\%$ ) и  $1.08\text{ }\%$  по температуре и относительной влажности соответственно.

7. Поставлена и решена задача поиска оптимальной структуры и параметров системы управления НИ на основе комплексной математической модели. В результате исследований получено, что оптимальной является нейронная сеть с одним внутренним слоем. Установлена сигмоидальная функция активации во внутреннем и внешнем слоях. Оптимальное число нейронов во внутреннем слое приближается к значению  $N^*=150$ , а оптимальные параметры алгоритма адаптации равны: шаг корректировки весовых коэффициентов  $\eta^*=0.15$ , параметр регуляризации  $\lambda^*=0.01$  и шаг дискретизации работы алгоритма  $dt=0.1\text{ с}$ .

8. Проведена серия имитационных исследований, направленных на стабилизацию по уровню температуры воздуха в НИ на основе комплексной математической модели НИ, новорождённого и ГНСУ в программной среде Matlab. При выходе на установившийся режим ГНСУ обеспечил стабилизацию

температуры воздуха за 25 минут (погрешность  $\sim 0.2\%$ ), относительной влажности 60% (погрешность  $\sim 2\%$ ) и концентрации кислорода 40% за  $\sim 15$  минут (погрешность 1.5%). Освещенность регулировалась без задержки (погрешность 1%).

9. Проведена серия имитационных исследований, направленных на стабилизацию уровня температуры кожи новорожденного. Температура кожи стабилизировалась на уровне  $\sim 36.5$  °C на 40-й минуте при прогреве температуры воздуха с 24.2 °C до 37 °C – 37.5 °C (в соответствии нормам). Относительная влажность стабилизировалась на  $\sim 60\%$  за 8 – 10 минут. Концентрация кислорода стабилизировалась на 40% за 20 минут. Уровень освещенности поддерживается на уровне 200 лк.

10. Проведены эксплуатационные исследования работоспособности разработанного метода управления на экспериментальной установке с использованием полноростового ГНФ. При выходе на заданный режим температура кожи отмечена плавная стабилизация температуры воздуха, влажность стабилизирована на 60% за 20 минут (ошибка  $\sim 2 - 3\%$ ). Открытие НИ не привело к значительным изменениям температуры воздушного пространства благодаря тепловой завесе. Наблюдалось падение относительной влажности на 10% с последующим восстановлением. Смена задания относительной влажности с 60% до 70% выполнена за 8 минут (погрешность  $\sim 2\%$ ). При контроле по температуре кожи ГНФ отмечена стабилизация её уровня за 26 минут с ГНФ с 34.5 °C до 37 °C благодаря прогреву воздуха до 36.5 °C и уровню влажности 70%.

Разработанный ГНСУ, и реализующая его экспериментальная установка продемонстрировали его эффективность при создании и поддержании подходящих условий окружающей среды в НИ. Результаты, полученные при имитационных исследованиях на комплексной математической модели НИ и ребёнка, а также эксплуатационных исследований подтвердили возможность точного и устойчивого поддержания заданного микроклимата, в том числе при действии возмущения и смене клинических протоколов.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Born too soon: decade of action on preterm birth // World Health Organization. – [Электронный ресурс]. – URL: <https://iris.who.int/handle/10665/367620> (дата обращения: 17.06.2025).
2. Савинова К. С. Современное состояние и тенденции в области исследований и разработок неонатальных инкубаторов / К. С. Савинова, С. В. Фролов, А. А. Коробов, А. Ю. Потлов // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2023. – Т. 11, № 4(43). – DOI: 10.26102/2310-6018/2023.43.4.016.
3. Здравоохранение в России. 2023 : стат. сб. / Росстат. – М., 2023. – 179 с.
4. Ohuma E. O. National, regional, and global estimates of preterm birth in 2020, with trends from 2010: a systematic analysis / E. O. Ohuma, A. B. Moller [et al.] // Lancet. – 2023. – Vol. 402(10409). – P. 1261-1271. – DOI: 10.1016/S0140-6736(23)00878-4.
5. Webster J. G. Encyclopedia of medical devices & instrumentation / J. G. Webster. – 2nd ed. – Vol. 4. – 2006. – P. 144-146.
6. Infant Incubator Market by Product, Application, and End User: Global Opportunity Analysis and Industry Forecast, 2021–2030 // [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.researchandmarkets.com/reports/5561176/infant-incubator-market-by-productapplication> (дата обращения: 17.06.2025).
7. Yeler O. Performance prediction modeling of a premature baby incubator having modular thermoelectric heat pump system / O. Yeler, M. Koseoglu // Applied Thermal Engineering. – 2021. – № 182, 116036. – DOI: 10.1016/j.applthermaleng.2020.116036.
8. Kapen T. An energy efficient neonatal incubator: mathematical modeling and prototyping / T. Kapen, G. Anero [et al.] // Health and Technology. – 2019. – № 9. – P. 57–63. – DOI: 10.1007/s12553-018-0253-3.
9. Ali J. Incubator system identification of humidity and temperature: Comparison between two identification environments / J. Ali, E. El. Hadj [et al.] // 2018 9th International Renewable Energy Congress (IREC). – 2018. – P. 1–6. – DOI: 10.1109/IREC.2018.8362529.

10. Abbas A. K. System Identification of Neonatal Incubator based on Adaptive ARMAX Technique / A. K. Abbas, S. Leonhardt // 4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. – 2009. – № 62. – P. 2515–2519. – DOI: 10.1007/978-3-540-89208-3\_603.
11. Zermani M. A. Building simulation model of infant-incubator system with decoupling predictive controller / M. A. Zermani, E. Feki [et al.] // IRBM. – 2014. – Vol. 35, № 4. – P. 189–201. – DOI: 10.1016/j.irbm.2014.07.001.
12. Pereira C. B. Thermoregulation in premature infants: A mathematical model / C. B. Pereira, K. Heimann [et al.] // Journal of Thermal Biology. – 2016. – № 62(B). – P. 159–169. – DOI: 10.1016/j.jtherbio.2016.06.021.
13. Kim Y. H. Experimental and numerical studies on convective heat transfer in a neonatal incubator / Y. H. Kim, C. H. Kwon [et al.] // Medical & Biological Engineering & Computing. – 2002. – № 40. – P. 114–121. – DOI: 10.1007/BF02347704.
14. Casado A. R. Experimental and Computational Model for a Neonatal Incubator with Thermoelectric Conditioning System / A. R. Casado, M. Larrodé-Díaz [et al.] // Energies. – 2021. – Vol. 14, № 17. – P. 5278. – DOI: 10.3390/en14175278.
15. Fraguela A. Mathematical modelling of thermoregulation processes for premature infants in closed convectively heated incubators / A. Fraguela, F. D. Matlalcuatzi [et al.] // Computers in Biology and Medicine. – 2015. – Vol. 57. – P. 159–172. – DOI: 10.1016/j.combiomed.2014.11.021.
16. Ginalski M. K. A combined study of heat and mass transfer in a double-walled infant incubator / M. K. Ginalski, A. J. Nowak [et al.] // Medical Engineering & Physics. – 2007. – Vol. 29. – P. 1–10.
17. Delanaud S. Additional double wall roof in single-wall, closed, convective incubators: Impact on body heat loss from premature infants and optimal adjustment of the incubator air temperature / S. Delanaud, P. Decima [et al.] // Medical Engineering & Physics. – 2016. – Vol. 38, № 9. – P. 922–928. – DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.05.010.

18. Hannouch A. Numerical evaluation of the convective and radiative heat transfer coefficients for preterm neonate body segments inside an incubator / A. Hannouch, C. Habchi [et al.] // *Building and Environment*. – 2020. – Vol. 183. – P. 107085. – DOI: 10.1016/j.buildenv.2020.107085.
19. Baghel D. K. Dewangan SST K- $\omega$  based air flow and heat transfer assessment in an infant incubator / D. K. Baghel, S. L. Sinha [et al.] // *Journal of Computational & Applied Research in Mechanical Engineering*. – 2023. – Vol. 12, № 2. – P. 161–175. – DOI: 10.22061/jcarme.2022.7590.2010.
20. Silva A. B. A thermoregulation model for hypothermic treatment of neonates / A. B. Silva, J. Laszczyk [et al.] // *Medical Engineering & Physics*. – 2016. – Vol. 38, № 9. – P. 988–989. – DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.06.018.
21. Ginalski M. K. Computational model of selected transport processes in an infant incubator / M. K. Ginalski, A. J. Nowak // *XXI International Congress of Theoretical and Applied Mechanics: proceedings*. – 2004.
22. Ginalski M. K. Modelling of heat and mass transfer processes in neonatology / M. K. Ginalski, A. J. Nowak [et al.] // *Biomedical Materials*. – 2008. – Vol. 3, No. 3. – Art. 034111. – DOI: 10.1088/1748-6041/3/3/034111.
23. annouch A. Coupled radiative and convective heat losses from preterm infant inside an incubator with radiant heaters / A. Hannouch, T. Lemenand [et al.] // *VIII International Conference on Computational Methods for Coupled Problems in Science and Engineering: proceedings*. – 2019.
24. Ige E. O. Suitability of Hood Geometry for Design of a PCM Neonate Incubator for Resource-Limited Clinical Applications / E. O. Ige, A. A. Dare [et al.] // *Journal of Medical Systems*. – 2021. – Vol. 45, No. 3. – Art. 32. – DOI: 10.1007/s10916-021-01716-9.
25. Havenith G. Thermal Indices and Thermophysiological Modeling for Heat Stress / G. Havenith, D. Fiala // *Comprehensive Physiology*. – 2015. – Vol. 6, No. 1. – P. 255–302. – DOI: 10.1002/cphy.c140051.

26. Sarman I. Assessment of thermal conditions in neonatal care: use of a manikin of premature baby size / I. Sarman, D. Bolin [et al.] // *American Journal of Perinatology*. – 1992. – Vol. 9, No. 4. – P. 239–246. – DOI: 10.1055/s-2007-994780.
27. Frankenberger R. T. Model for simulation of heat loss by premature infants / R. T. Frankenberger, O. Bussmann [et al.] // *Biomedical Engineering / Biomedizinische Technik*. – 1998. – Vol. 43, No. 5. – P. 137–143. – DOI: 10.1515/bmte.1998.43.5.137.
28. Hannouch A. Thermal analysis of a 3D printed thermal manikin inside an infant incubator / A. Hannouch, C. Habchi [et al.] // *International Journal of Thermal Sciences*. – 2023. – Vol. 183. – Art. 107826. – DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2022.107826.
29. Lyra S. A Neonatal Phantom for Vital Signs Simulation / S. Lyra, F. Voss [et al.] // *IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems*. – 2021. – Vol. 15, No. 5. – P. 949–959. – DOI: 10.1109/TBCAS.2021.3108066.
30. Voss F. Setup for Camera-Based Detection of Simulated Pathological States Using a Neonatal Phantom / F. Voss, S. Lyra [et al.] // *Sensors*. – 2022. – Vol. 22, No. 3. – Art. 957. – DOI: 10.3390/s22030957.
31. Akahane K. Development of neonate phantom for estimating medical exposure / K. Akahane, M. Kai [et al.] // *\*IRPA-10 Proceedings of the 10th international congress of the International Radiation Protection Association on harmonization of radiation, human life and the ecosystem\**. – Japan: Japan Health Physics Society, 2020. – P. 1v.
32. Groenewald A. In-house development of a neonatal chest simulation phantom / A. Groenewald, W. A. Groenewald // *J Appl Clin Med Phys*. – 2014. – № 15(3):4768. – DOI: 10.1120/jacmp.v15i3.4768.
33. Larsson J. Andersson-Engels Development of a 3-dimensional tissue lung phantom of a preterm infant for optical measurements of oxygen-Laser-detector position considerations / J. Larsson, P. Liao [et al.] // *J Biophotonics*. – 2018. – Vol. 11, № 3. – DOI: 10.1002/jbio.201700097.
34. Pacheco Tobo A. L. Anthropomorphic optical phantom of the neonatal thorax: a key tool for pulmonary studies in preterm infants / A. L. Pacheco Tobo, H. Li [et al.] // *J Biomed Opt*. – 2020. – № 25(11):115001. – DOI: 10.1117/1.jbo.25.11.115001.

35. Orr T. N. A Phantom Material for MRI of the Neonatal Brain / T. N. Orr, J.D. Winter [et al.] // 2017. – URL: <https://proceedings.cmbes.ca/index.php/proceedings/article/download/178/174>.
36. Kozana A. Neonatal brain: Fabrication of a tissue-mimicking phantom and optimization of clinical T1w and T2w MRI sequences at 1.5 T / A. Kozana, T. Boursianis [et al.] // Phys Med. – 2018. – Vol. 55. – P. 88–97. – DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.10.022.
37. Clément J. Towards an integrated neonatal brain and cardiac examination capability at 7 T: electromagnetic field simulations and early phantom experiments using an 8-channel dipole array / J. Clément, R. Tomi-Tricot [et al.] // MAGMA. – 2022. – Vol. 35, № 5. – P. 765–778. – DOI: 10.1007/s10334-021-00988-z.
38. Gatto M. Three-dimensional printing (3DP) of neonatal head phantom for ultrasound: thermocouple embedding and simulation of bone / M. Gatto, G. Memoli [et al.] // Med Eng Phys. – 2012. – Vol. 34, № 7. – P. 929–937. – DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.10.012.
39. Tavakolian P. Carson Development of a neonatal skull phantom for photoacoustic imaging / P. Tavakolian, R. Todd [et al.] // Proc. SPIE 8581, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2013. – 2013. – P. 858146. – DOI: 10.1117/12.2005372.
40. Ultrasound Neonatal Head Phantom (Normal Type) [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.kyotokagaku.com/productsdata/us14acatalogen.pdf> (дата обращения: 17.06.2025).
41. Mass P. N. An infant phantom for pediatric pericardial access and electrophysiology training / P. N. Mass, J. M. Contento [et al.] // Heart Rhythm O2. – 2022. – Vol. 3, № 3. – P. 295–301. – DOI: 10.1016/j.hroo.2022.02.010.
42. Intubation Phantom of a Newborn Baby [Электронный ресурс]. – URL: <https://www.southernbiological.com/intubation-phantom-of-a-newborn-baby/> (дата обращения: 17.06.2025).
43. PH-50 Newborn Whole Body Phantom [Электронный ресурс]. – URL: <https://mediscientific.co.uk/product/newborn-whole-body-phantom/> (дата обращения: 17.06.2025).

44. Joseph R. A. Ideal Site for Skin Temperature Probe Placement on Infants in the NICU: A Review of Literature / R. A. Joseph, S. Derstine [et al.] // *Advances in Neonatal Care*. – 2017. – 17. – P. 114–122. – DOI: 10.1097/anc.0000000000000369.
45. Smith J. Methods and Devices of Temperature Measurement in the Neonate: A Narrative Review and Practice Recommendations / J. Smith // *Newborn and Infant Nursing Reviews*. – 2014. – 14(2). – P. 64–71. – DOI: 10.1053/j.nainr.2014.03.001.
46. Malloy-McDonald M. B. Skin care for high-risk neonates / M. B. Malloy-McDonald // *Journal of Wound Ostomy & Continence Nursing*. – 1995. – 22(4). – P. 177–182. – DOI: 10.1097/00152192-199507000-00008.
47. Chen W. Intelligent Design for Neonatal Monitoring with Wearable Sensors / W. Chen, S. Bouwstra [et al.] // *Intelligent and Biosensors*. – 2010. – P. 386–410. – DOI: 10.5772/7031.
48. de Oliveira Marcatto J. Medical adhesive-related skin injuries in the neonatology department of a teaching hospital / J. de Oliveira Marcatto, A. S. Santos [et al.] // *Nursing in Critical Care*. – 2021. – 27(4). – P. 583–588. – DOI: 10.1111/nicc.12621.
49. Villarroel M. Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit / M. Villarroel, A. Guazzi [et al.] // *Healthcare Technology Letters*. – 2014. – Vol. 1, № 3. – P. 87–91. – DOI: 10.1049/htl.2014.0077.
50. Kolarovic R. S. Patent № US6679830B2. Infant incubator with non-contact sensing and monitoring / R. S. Kolarovic, B. E. Barsky. – 2001.
51. Hamada K. Infrared Thermography with High Accuracy in a Neonatal Incubator / K. Hamada, E. Hirakawa [et al.] // *Ann Biomed Eng*. – 2022. – Vol. 50, № 5. – P. 529–539. – DOI: 10.1007/s10439-022-02937-w.
52. Cobos-Torres J. C. Non-Contact, Simple Neonatal Monitoring by Photoplethysmography / J. C. Cobos-Torres, M. Abderrahim [et al.] // *Sensors (Basel)*. – 2018. – № 18(12):4362. – DOI: 10.3390/s18124362.
53. Muthuramalingam S. Security And Health Monitoring System Of The Baby In Incubator / S. Muthuramalingam // *International Journal of Engineering and Advanced Technology*. – 2019. – Vol. 8, № 6. – DOI: 10.35940/ijear.F9353.088619.

54. Pereira C. B. Noncontact Monitoring of Respiratory Rate in Newborn Infants Using Thermal Imaging / C. B. Pereira, X. Yu [et al.] // IEEE Trans Biomed Eng. – 2019. – Vol. 66, № 4. – P. 1105–1114. – DOI: 10.1109/tbme.2018.2866878.
55. Abbas A. K. Intelligent neonatal monitoring based on a virtual thermal sensor / A. K. Abbas, S. Leonhardt // BMC Med Imaging. – 2014. – № 14:9. – DOI: 10.1186/1471-2342-14-9.
56. Abbas A. K. Neonatal Monitoring Technologies: Design for Integrated Solutions, Book chapter: Neonatal Infrared Thermography Imaging / A. K. Abbas, K. Jergus [et al.]. – 2011. – P. 536.
57. Voss F. Live Temperature Calibration for Neonatal Thermography / F. Voss, L. Wolski [et al.] // Conference: IUPESM World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2022At: Singapore. – 2023.
58. Abbas A. K. Leonhardt Neonatal non-contact respiratory monitoring based on real-time infrared thermography / A. K. Abbas, K. Heimann [et al.] // Biomed Eng Online. – 2011. – № 10:93. – DOI: 10.1186/1475-925x-10-93.
59. Voss F. Multi-modal body part segmentation of infants using deep learning / F. Voss, N. Brechmann [et al.] // Biomed Eng Online. – 2023. – Vol. 22, № 1. – P. 28. – DOI: 10.1186/s12938-023-01092-0.
60. Lyra S. Leonhardt Conditional Generative Adversarial Networks for Data Augmentation of a Neonatal Image Dataset / S. Lyra, A. Mustafa [et al.] // Sensors (Basel). – 2023. – № 23(2):999. – DOI: 10.3390/s23020999.
61. Lyra S. Camera fusion for real-time temperature monitoring of neonates using deep learning / S. Lyra, J. Rixen [et al.] // Med Biol Eng Comput. – 2022. – Vol. 60, № 6. – P. 1787–1800. – DOI: 10.1007/s11517-022-02561-9.
62. Földesy P. Reference Free Incremental Deep Learning Model Applied for Camera-Based Respiration Monitoring / P. Földesy, Á. Zarándy [et al.] // IEEE Sensors Journal. – 2021. – № 21(2). – P. 2346–2352. – DOI: 10.1109/JSEN.2020.3021337.
63. Firmansyah R. The prototype of infant incubator monitoring system based on the internet of things using NodeMCU ESP8266 / R. Firmansyah, A. Widodo [et al.] // J.

Phys.: Conf. Ser. – 2019. – Vol. 1171. – P. 012015. – DOI: 10.1088/1742-6596/1171/1/012015.

64. Çetin K. The Effect of Incubator Cover on Newborn Vital Signs: The Design of Repeated Measurements in Two Separate Groups with No Control Group / K. Çetin, B. Ekici // *Children (Basel)*. – 2023. – № 10(7):1224. – DOI: 10.3390/children10071224.

65. Burunkaya M. Measurement and Control of an Incubator Temperature by Using Conventional Methods and Fiber Bragg Grating (FBG) Based Temperature Sensors / M. Burunkaya, M. Yucel // *J Med Syst*. – 2020. – Vol. 44, № 10. – P. 178. – DOI: 10.1007/s10916-020-01650-2.

66. e Araújo J. M. Assessment and certification of neonatal incubator sensors through an inferential neural network / J. M. e Araújo, J. M. de Menezes [et al.] // *Sensors (Basel)*. – 2013. – № 13(11). – P. 15613–32. – DOI: 10.3390/s131115613.

67. Lima S. Analysis and experimental application of a dead-time compensator for input saturated processes with output time-varying delays / S. Lima, F. Gouaisbaut Tarbouriech [et al.] // *IET Control Theory and Applications*. – 2021. – Vol. 15, № 4. – P. 580–593. – DOI: 10.1049/cth2.12063.

68. Pereira R. D. O. New automatic tuning of multivariable PID controller applied to a neonatal incubator / R. D. O. Pereira, B. C. Torrico // *2015 8th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), Shenyang, China*. – 2015. – P. 588–593. – DOI: 10.1109/BMEI.2015.7401572.

69. Zermani M. A. Application of Genetic Algorithms in identification and control of a new system humidification inside a newborn incubator / M. A. Zermani, E. Feki [et al.] // *International Conference on Communications, Computing and Control Applications (CCCA), Hammamet*. – 2011. – P. 1–6. – DOI: 10.1109/CCCA.2011.6031225.

70. Feki E. Decoupling Control Approach for Neonate Incubator System / E. Feki, M. A. Zermani [et al.] // *International Journal of Computer Applications*. – 2012. – Vol. 47, № 2. – P. 49–57. – DOI: 10.5120/7164-9851.

71. Zermani M. A. Decoupling multivariable GPC with reference observation and feed-forward compensation method. Case Study: Neonate incubator / M. A. Zermani, E. Feki

[et al.] // International Journal of Computer Science Issues. – 2012. – № 9(4). – P. 508–515.

72. Zermani M. A. Self-tuning weighting factor to decoupling control for incubator system / M. A. Zermani, E. Feki [et al.] // International Journal of Information Technology, Control and Automation (IJTCA). – 2012. – Vol. 2, № 3. – P. 67–83. – DOI: 10.5121/ijitca.2012.2306.

73. Zermani M. A. GPC multivariable control applied to temperature and humidity neonate incubators / M. A. Zermani, E. Feki [et al.] // International Conference on Electrical Engineering and Software Applications, Hammamet, Tunisia. – 2013. – P. 1–6. – DOI: 10.1109/ICEESA.2013.6578492.

74. Feki E. GPC Temperature Control of A Simulation Model Infant-Incubator and Practice with Arduino Board / E. Feki, M. A. Zermani [et al.] // International Journal of Advanced Computer Science and Applications. – 2017. – № 8(6). – P. 46–59. – DOI: 10.14569/IJACSA.2017.080607.

75. Hadj A. J. E. Tuning PID using particle swarm optimization for controlling temperature of the infant incubator / A. J. E. Hadj, E. Feki [et al.] // International Journal of Computer Science and Network Security. – 2020. – № 20(3). – P. 174–182.

76. Zermani M. Thermal Control of the New-borns Using a Cascade Approach / M. Zermani, E. Feki [et al.] // Studies in Informatics and Control. – 2023. – Vol. 32. – P. 119–130. – DOI: 10.24846/v32i3y2023011.

77. Zimmer D. B. Control, and Simulation of a Neonatal Incubator / D. B. Zimmer, A. A. P. Inks [et al.] // Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc 2020. – 2020. – P. 6018–6023. – DOI: 10.1109/embc44109.2020.9175407.

78. Ele P. Parameters Modelling and Fuzzy Control System of Neonatal Incubators / P. Ele, J. B. Mbede [et al.]. – 2009.

79. Alimuddin A. Development and Performance Study of Temperature and Humidity Regulator in Baby Incubator Using Fuzzy-PID Hybrid Controller / A. Alimuddin, R. Arafiah [et al.] // Energies. – 2021. – Vol. 14, № 20. – P. 6505. – DOI: 10.3390/en14206505.

80. Alduwaish S. Automated Humidity Control System for Neonatal Incubator / S. Alduwaish, O. Alshakri [et al.] // Journal of Physics: Conference Series. – 2021. – № 2071:012029. – DOI: 10.1088/1742-6596/2071/1/012029.
81. Ismail A. Design and Control of a Neonatal Incubator Using Model-Free Control / A. Ismail, H. Noura [et al.] // 2021 29th Mediterranean Conference on Control and Automation (MED). – 2021. – P. 286–291. – DOI: 10.1109/MED51440.2021.9480305.
82. Pinto J. A. D. Design and Implementation of a Digital PID Temperature Controller for Neonatal Incubator ESVIN / J. A. D. Pinto, E. Á. Córdova [et al.] // Journal of Mechanics Engineering and Automation. – 2015. – Vol. 5. – P. 167–172. – DOI: 10.17265/2159-5275/2015.03.005.
83. Bhujbal R. Smart ASHeR Infant Incubator for Accurate / R. Bhujbal, H. Johnson [et al.] // Monitoring and Control. – 2021. – № 8. – P. 531–536.
84. Samy K. Smart Incubator for Premature Baby In An Iot Applications / K. Samy // Journal of Semiconductor Devices and Circuits. – 2023. – Vol. 9, № 2. – DOI: 10.37591/JoSDC.
85. Inba M. Implementation of an Intelligent Neonatal Monitoring System Using Raspberry Pi / M. Inba, S. Rajagopal [et al.] // ECS Transactions. – 2022. – № 107(1). – P. 1001–1009. – DOI: 10.1149/10701.1001ecst.
86. Cuervo R. Low-cost and open-source neonatal incubator operated by an Arduino microcontroller / R. Cuervo, M. A. Rodríguez-Lázaro [et al.] // HardwareX. – 2023. – Vol. 15. – P. e00457. – DOI: 10.1016/j.ohx.2023.e00457.
87. Al-Sawaff Z. LabVIEW based temperature control system for neonatal incubator / Z. Al-Sawaff, F. Kandemirli [et al.] // Eurasian Journal of Science Engineering and Technology. – 2020. – P. 20–26.
88. Al-Sawaff Z. Neonatal Incubator Embedded Temperature Observation and Monitoring Using GSM / Z. Al-Sawaff, F. Kandemirli [et al.] // Journal of Engineering Research and Reports. – 2019. – Vol. 4, № 1. – P. 1–9. – DOI: 10.9734/jerr/2019/v4i116895.
89. Mahdi M. A. Multiple fault detection and smart monitoring system based on machine learning classifiers for infant incubators using raspberry Pi 4 / M. A. Mahdi, S.

- A. Gittaffa [et al.] // Journal Européen des Systèmes Automatisés. – 2022. – № 55(6). – P. 771–778. – DOI: 10.18280/jesa.550609
90. Marchal A. Pain Behavioural Response to Acoustic and Light Environmental Changes in Very Preterm Infants / A. Marchal, M. Melchior [et al.] // Children (Basel). – 2021. – № 8(12):1081. – DOI: 10.3390/children8121081.
91. Kaneshi Y. Influence of light exposure at nighttime on sleep development and body growth of preterm infants / Y. Kaneshi, H. Ohta [et al.] // Sci Rep. – 2016. – Vol. 6. – P. 21680. – DOI: 10.1038/srep21680.
92. Antonucci R. The infant incubator in the neonatal intensive care unit: unresolved issues and future developments / R. Antonucci, A. Porcella [et al.] // J Perinat Med. – 2009. – № 37(6). – P. 587–98. – DOI: 10.1515/jpm.2009.109.
93. Marik P. E. Neonatal incubators: a toxic sound environment for the preterm infant? / P. E. Marik, C. Fuller [et al.] // Pediatr Crit Care Med. – 2012. – Vol. 13, № 6. – P. 685–689. – DOI: 10.1097/pcc.0b013e31824ea2b7.
94. Rodríguez-Montaña V. M. Acoustic conditioning of the neonatal incubator compartment: Improvement proposal / V. M. Rodríguez-Montaña, J. L. Beira-Jiménez [et al.] // Front Pediatr. – 2022. – № 10:955553. – DOI: 10.3389/fped.2022.955553.
95. Jaschke Artur C. Concept and considerations of a medical device: the active noise cancelling incubator / C. Jaschke Artur, F. Bos Arend // Frontiers in Pediatrics. – 2023. – Vol. 11. – DOI: 10.3389/fped.2023.1187815.
96. Alomar S. The Impact of Incubators on Noise Transmission Produced by High-Frequency Oscillatory Ventilation Inside the Neonatal Intensive Care Unit / S. Alomar // e-Journal of Neonatology Research. – 2011. – № 1.
97. Restin T. Newborn Incubators Do Not Protect from High Noise Levels in the Neonatal Intensive Care Unit and Are Relevant Noise Sources by Themselves / T. Restin, M. Gaspar [et al.] // Children. – 2021. – Vol. 8, № 8. – P. 704. – DOI: 10.3390/children8080704.
98. Bellieni C. V. Electromagnetic fields in neonatal incubators: the reasons for an alert / C. V. Bellieni, V. Nardi [et al.] // J Matern Fetal Neonatal Med. – 2019. – № 32(4). – P. 695–699. – DOI: 10.1080/14767058.2017.1390559.

99. Fernández-Zacarías F. Diagnosis of Noise Inside Neonatal Incubators under Free-Field Conditions / F. Fernández-Zacarías, J. L. Beira-Jiménez [et al.] // *Acoustics*. – 2023. – Vol. 5, № 2. – P. 354–366. – DOI: 10.3390/acoustics5020021.
100. Hutchinson G. Incubator-based Sound Attenuation: Active Noise Control In A Simulated Clinical Environment / G. Hutchinson, L. Du [et al.] // *PLoS One*. – 2020. – № 15(7):e0235287. – DOI: 10.1371/journal.pone.0235287.
101. Hutchinson G. M. Incubator-based active noise control device: comparison to ear covers and noise reduction zone quantification / G. M. Hutchinson, P. S. Wilson [et al.] // *Pediatr Res*. – 2023. – Vol. 94, № 5. – P. 1817–1823. – DOI: 10.1038/s41390-023-02708-w.
102. Rodríguez-Balderrama I. Measuring the quantity of light in neonatal care areas in a third-level hospital / I. Rodríguez-Balderrama, J. Cisneros-Hernández [et al.] // *Revista Medicina Universitaria*. – 2023. – № 24. – DOI: 10.24875/RMU.22000041.
103. Monson B. B. Neonatal intensive care unit incubators reduce language and noise levels more than the womb / B. B. Monson, J. Rock [et al.] // *J Perinatol*. – 2020. – Vol. 40, № 4. – P. 600–606. – DOI: 10.1038/s41372-020-0592-6.
104. Rodríguez R. G. Neonatal intensive care unit lighting: update and recommendations / R. G. Rodríguez, A. E. Pattini // *Arch Argent Pediatr*. – 2016. – № 114(4). – P. 361–7. – DOI: 10.5546/aap.2016.eng.361.
105. Bellieni C. V. Electromagnetic fields produced by incubators influence heart rate variability in newborns / C. V. Bellieni, M. Acampa, M. Maffei [et al.] // *Arch Dis Child Fetal Neonatal Ed*. – 2008; 93(4). – P. F298–F301. – DOI: 10.1136/adc.2007.132738.
106. Laurent F. *Staphylococcus capitis* and NRCS-A clone: the story of an unrecognized pathogen in neonatal intensive care units / F. Laurent, M. Butin // *Clin Microbiol Infect*. – 2019. – № 25(9). – P. 1081–1085. – DOI: 10.1016/j.cmi.2019.03.009.
107. Lange I. Influence of the Incubator as Direct Patient Environment on Bacterial Colonization of Neonates / I. Lange, B. Edel [et al.] // *Microorganisms*. – 2021. – Vol. 9, № 12. – P. 2533. – DOI: 10.3390/microorganisms9122533.

108. Jiang L. Association between incubator standards and newborn nosocomial infection with machine-learning prediction / L. Jiang, J. Ma [et al.] // *Transl Pediatr.* – 2023. – № 12(4). – P. 655–662. – DOI: 10.21037/tp-23-171.
109. Ткаченко А. К. Неонатология: Учебник / А. К. Ткаченко [и др.]. – Минск: Высшая школа, 2017. – 608 с.
110. Engle W. A. "Late-preterm" infants: a population at risk / W. A. Engle, K. M. Tomashek [et al.] // *American Academy of Pediatrics.* – 2007. – 120(6). – P. 1390-401. – DOI: 10.1542/peds.2007-2952.
111. Шабалов Н. П. Неонатология: учеб. пособие : в 2 т. / Н. П. Шабалов. – 7-е изд., испр. и доп. – М.: ГЭОТАР-Медиа, 2020. – Т. 1. – 720 с.
112. Engle W. A. Age terminology during the perinatal period / W. A. Engle // *American Academy of Pediatrics Committee on Fetus and Newborn.* – 2004. – 114(5). – P. 1362–401. – DOI: 10.1542/peds.2004-1915.
113. Бочкова Л. Г. Новорожденный ребенок с крайне малой массой тела при рождении / Л. Г. Бочкова // *Саратовский научно-медицинский журнал.* – 2010. – Т. 6, № 3. – С. 641–646.
114. Хазанов А. И. Клиническая неонатология / А. И. Хазанов. – Санкт-Петербург: Гиппократ, 2009. – 424 с.
115. Ажаев А. Н. Перегревание организма / А. Н. Ажаев, И. П. Брызгунов // *Большая медицинская энциклопедия: в 30 т. – 3-е изд. – М.: Советская энциклопедия, 1982. – Т. 18: Остеопатия – Переломы.* – С. 489–492.
116. ThermoMonitoring: A step forward in neonatal intensive care / Andrew Lyon, Peter Püschner. – Lübeck: Drägerwerk AG & Co. KGaA, 2015. – 42 с.
117. Виноградова И. В. Особенности состояния сердечно-сосудистой системы у новорожденных с экстремально низкой массой тела / И. В. Виноградова, М. В. Краснов [и др.] // *Соврем. технол. мед..* – 2009. – № 2. – С. 82–86
118. Демидова Т. В. Сестринский уход за недоношенным новорожденным: учеб. пособие / Т. В. Демидова. – Иркутск: ИГМУ, 2013. – 52 с.
119. Lipner H. S. Developmental and Interprofessional Care of the Preterm Infant: Neonatal Intensive Care Unit Through High-Risk Infant Follow-up / H. S. Lipner, R. F.

- Huron // *Pediatr Clin North Am.* – 2018 Feb; 65(1). – P. 135–141. – DOI: 10.1016/j.pcl.2017.08.026.
120. Moxon S. G. Service readiness for inpatient care of small and sick newborns: what do we need and what can we measure now? / S. G. Moxon, T. Guenther, S. Gabrysch, C. Enweronu-Laryea // *J Glob Health.* – 2018 Jun; 8(1). – Art. 010702. – DOI: 10.7189/jogh.08.010702.
121. Cooke A. Skin care for healthy babies at term: A systematic review of the evidence / A. Cooke, C. Bedwell, M. Campbell, L. McGowan. – 2018 Jan; 56. – P. 29–43. – DOI: 10.1016/j.midw.2017.10.001.
122. Carducci B. Care of the growth-restricted newborn / B. Carducci, Z. A. Bhutta // *Best Pract Res Clin Obstet Gynaecol.* – 2018 May; 49. – P. 103–116. – DOI: 10.1016/j.bpobgyn.2018.02.003.
123. Graven S. N. Early neurosensory visual development of the fetus and newborn / S. N. Graven // *Clin Perinatol.* – 2004, 31(2). – P. 199–216. – DOI: 10.1016/j.clp.2004.04.010.
124. Rivkees S. A. Emergence and influences of circadian rhythmicity in infants / S. A. Rivkees // *Clin Perinatol.* – 2004. – 31(2). – P. 217–28. – DOI: 10.1016/j.clp.2004.04.011.
125. Szczepanski M. The illumination intensity in the neonatal intensive care unit / M. Szczepanski, M. Kamianowska // *Arch. Perinat. Med.* – 2008. – 14. – P. 47–50.
126. Санитарно-эпидемиологические требования к эксплуатации помещений, зданий, сооружений, оборудования и транспорта. : СанПиН 2.1.3678-2020 // *Российская газета.* – 2020. – № 61953.
127. Савинова К. С. Градиентный метод нейросетевого управления многосвязными нелинейными нестационарными стохастическими системами / К. С. Савинова, С. В. Фролов, А. Ю. Потлов, А. А. Коробов // *Приборы и системы. Управление, контроль, диагностика.* – 2021. – № 5. – С. 41–48. – DOI: 10.25791/pribor.5.2021.1262.
128. Savinova K. S. Neural Network Control of Environmental Parameters in Neonatal Incubators / K. S. Savinova, S. V. Frolov, A. Yu. Potlov, A. A. Korobov // *Proceedings*

of 2023 4th International Conference on Neural Networks and Neurotechnologies, NeuroNT 2023. – 2023. – P. 21–24. – DOI: 10.1109/NeuroNT58640.2023.10175837.

129. Савинова К. С. Экспериментальная установка для исследования особенностей управления микроклиматом в неонатальных инкубаторах... / К. С. Савинова, С. В. Фролов, А. Ю. Потлов, А. А. Коробов, Т. А. Фролова // Биомедицинская радиоэлектроника. – 2024. – Т. 27, № 2. – С. 52–59. – DOI: 10.18127/j15604136-202402-07.

130. Савинова К. С. Использование эффективных систем позиционного регулирования для задач медицинской техники / К. С. Савинова, С. В. Фролов, А. Ю. Куликов, И. А. Суконкин // Модели, системы, сети в экономике, технике, природе и обществе. – 2022. – № 2. – С. 21–24. – DOI: 10.1109/NeuroNT58640.2023.10175837.

131. Frolov S. V. Compression elastography and endoscopic optical coherence tomography for biomechanical properties evaluation of cerebral arteries walls with aneurysm and their phantoms / S. V. Frolov, A. Y. Potlov, T. A. Frolova, S. G. Proskurin // AIP Conference Proceedings. – 2019. – Vol. 2140. – Art. № 020020. – DOI: 10.1063/1.5121945.

132. Potlov A. Y. Tissue-mimicking phantoms of human retina with consideration to blood circulation for Doppler optical coherence tomography / A. Y. Potlov, S. V. Frolov, S. G. Proskurin // Progress in Biomedical Optics and Imaging - Proceedings of SPIE. – 2020. – Vol. 11457. – Art. № 114571S. – DOI: 10.1117/12.2563859.

133. Савинова К. С. Подход к созданию фантома новорождённого для исследования микроклимата в неонатальном инкубаторе / К. С. Савинова, С. В. Фролов, А. А. Коробов, А. Ю. Потлов // Биотехнические, медицинские и экологические системы, измерительные устройства и робототехнические комплексы - Биомедсистемы-2023: сб. тр. XXXVI Всерос. науч.-техн. конф. студентов, молодых ученых и специалистов, Рязань, 06–08 дек. 2023 г.

134. Fenton T. A systematic review and meta-analysis to revise the Fenton growth chart for preterm infants / T. Fenton, J. Kim // BMC Pediatrics. – 2013. – № 13:59.

135. Савинова К. С. Этапы разработки гидродинамического фантома новорождённого для исследования микроклимата в неонатальном инкубаторе / К. С. Савинова, А. А. Коробов [и др.] // Е.Р.А – Современная наука: электроника, робототехника, автоматизация: матер. I Междунар. науч.-техн. конф. студентов, аспирантов и молодых ученых, Гомель, 2024 г. – С. 75–76.
136. Савинова К. С. Структурно-параметрический синтез нейросетевой системы управления неонатальным инкубатором / К. С. Савинова, С. В. Фролов, А. А. Коробов, А. Ю. Потлов // Информационные технологии и технические средства управления (ИССТ-2024): Материалы VIII Международной научной конференции, Владикавказ, 01 – 05 октября 2024 года. – Москва: Институт проблем управления им. В.А. Трапезникова РАН. – 2024. – С. 323 – 325.
137. Фомин В. Н. Адаптивное управление динамическими объектами / В. Н. Фомин, А. Л. Фрадков, В. А. Якубович. – М.: Наука, 1981. – 448 с.
138. Савинова К. С. Двухэтапная процедура синтеза управления нелинейными нестационарными объектами с использованием многослойного персептрона / К. С. Савинова, С. В. Фролов, С. В. Синдеев [и др.] // Моделирование, оптимизация и информационные технологии. – 2020. – Т. 8, № 3 (30). – DOI: 10.26102/2310-6018/2020.30.3.028.
139. Savinova K. S. Building a simulation model of a neonatal incubator with a neural controller / K. S. Savinova, S. V. Frolov, A. A. Korobov, A. Yu. Potlov // Proceedings of 2024 27th International Conference on Soft Computing and Measurements, SCM 2024. – 2024. – P. 444–448.
140. Балакирев В. С. Математическое описание объектов управления в химической промышленности: конспект лекций / В. С. Балакирев. – М.: МИХМ, 1973. – 129 с.
141. Савинова К.С.. Патент № RU2654311. Способ и система измерения давления и температуры тензомостом / А. А. Коробов, К. С. Савинова, С. В. Фролов, Е. И. Глинкин; заявитель и патентообладатель ФГБОУ ВО "ТГТУ". – № 2017108522; заявл. 14.03.2017; опубл. 17.05.2018, Бюл. № 14.

142. Савинова К.С. Патент № RU2690090C1. Способ и система регулирования температуры и давления тензомостом / Д. Д. Семенов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, Е. И. Глинкин; заявитель ФГБОУ ВО "Тамбовский государственный технический университет". – № 2018128811; заявл. 06.08.2018; опубл. 30.05.2019.
143. Savinova K. S. Neural Network Control of Environmental Parameters in Neonatal Incubators / K. S. Savinova, S. V. Frolov, A. Y. Potlov, A. A. Korobov // Proceedings of 2023 4th International Conference on Neural Networks and Neurotechnologies, NeuroNT 2023. – 2023. – P. 21–24. – DOI: 10.1109/NeuroNT58640.2023.10175837.
144. Frolov S. V. Combined Method of Neurocontrol for Nonlinear Non-Stationary Object / S. V. Frolov, S. V. Sindeev, A. A. Korobov, A. Yu. Potlov // 2nd International Conference on Control Systems, Mathematical Modeling, Automation and Energy Efficiency (SUMMA). – 2020. – P. 582–585.
145. Bishop C. M. Pattern Recognition and Machine Learning 2nd (second) edition by Bishop / C. M. Bishop [et al.]. – 2nd (second) ed. – Springer, 2007. – 738 p.
146. Ключев А. С. Проектирование систем автоматизации технологических процессов: Справочное пособие / А. С. Ключев, Б. В. Глазов, А. Х. Дубровский. – 2-е изд., перераб. и доп. – М.: Энергоатомиздат, 1990. – 464 с.
147. Первозванский А. А. Курс теории автоматического управления: учеб. пособие / А. А. Первозванский. – СПб.: Лань, 2015. – 624 с.
148. Савинова К.С. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № RU2024689299. Комплексное нейросетевое управление температурным режимом, влажностью, содержанием кислорода и освещенностью в инкубаторах для новорожденных / С. В. Фролов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, А. Ю. Потлов; заявитель ФГБОУ ВО "Тамбовский государственный технический университет". – № 2024688970; заявл. 28.11.2024; опубл. 05.12.2024.
149. Савинова К.С. Свидетельство о государственной регистрации программы для ЭВМ № RU2024691281. Комплексная математическая модель тепломассопереноса в неонатальном инкубаторе и нейросетевого управления его режимами / С. В. Фролов, А. А. Коробов, К. С. Савинова, А. Ю. Потлов; заявитель

ФГБОУ ВО "Тамбовский государственный технический университет". – № 2024690649; заявл. 09.12.2024; опубл. 20.12.2024.

## ПРИЛОЖЕНИЕ А

Патенты и свидетельства о регистрации программ для ЭВМ



## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ

**ПАТЕНТ**

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2654311

**Способ и система измерения давления и температуры  
тензомостом**

Патентообладатель: *Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Тамбовский государственный технический университет" (ФГБОУ ВО "ТГТУ") (RU)*

Авторы: *Коробов Артём Андреевич (RU), Савинова Кристина Сергеевна (RU), Фролов Сергей Владимирович (RU), Глинкин Евгений Иванович (RU)*

Заявка № 2017108522

Приоритет изобретения 14 марта 2017 г.

Дата государственной регистрации в

Государственном реестре изобретений

Российской Федерации 17 мая 2018 г.

Срок действия исключительного права

на изобретение истекает 14 марта 2037 г.

Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Г.П. Ивлиев



## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## ПАТЕНТ

НА ИЗОБРЕТЕНИЕ

№ 2690090

Способ и система регулирования температуры и давления  
тензомостом

Патентообладатель: *Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования "Тамбовский государственный технический университет" (ФГБОУ ВО "ТГТУ") (RU)*

Авторы: *Семенов Дмитрий Дмитриевич (RU), Коробов Артём Андреевич (RU), Савинова Кристина Сергеевна (RU), Глинкин Евгений Иванович (RU)*

Заявка № 2018128811

Приоритет изобретения 06 августа 2018 г.

Дата государственной регистрации в

Государственном реестре изобретений

Российской Федерации 30 мая 2019 г.

Срок действия исключительного права

на изобретение истекает 06 августа 2038 г.



Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Г.П. Ивлиев

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



(19) **RU** (11) **2 846 571** (13) **C1**  
(51) МПК  
G09B 23/28 (2006.01)

ФЕДЕРАЛЬНАЯ СЛУЖБА  
ПО ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНОЙ СОБСТВЕННОСТИ

(12) ОПИСАНИЕ ИЗОБРЕТЕНИЯ К ПАТЕНТУ

(52) СПК  
G09B 23/28 (2025.01); G09B 23/281 (2025.01); G09B 23/32 (2025.01)

(21)(22) Заявка: 2024137336, 12.12.2024  
(24) Дата начала отсчета срока действия патента:  
12.12.2024  
Дата регистрации:  
09.09.2025  
Приоритет(ы):  
(22) Дата подачи заявки: 12.12.2024  
(45) Опубликовано: 09.09.2025 Бюл. № 25  
Адрес для переписки:  
392000, г. Тамбов, ул. Советская, 106/5, пом.2,  
каб. 6, ФГБОУ ВО "ТГТУ", отдел  
патентования, Кузнецова Мария Сергеевна

(72) Автор(ы):  
Потлов Антон Юрьевич (RU),  
Фролов Сергей Владимирович (RU),  
Коробов Артем Андреевич (RU),  
Савинова Кристина Сергеевна (RU)  
(73) Патентообладатель(и):  
Федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего  
образования "Тамбовский государственный  
технический университет" (ФГБОУ ВО  
"ТГТУ") (RU)  
(56) Список документов, цитированных в отчете  
о поиске: CN 211628540 U, 02.10.2020. US  
2023065244 A1, 02.03.2023. CN 201853408 U,  
01.06.2011. RU 2743410 C2, 18.02.2021. RU  
2682459 C1, 19.03.2019.

(54) ПОЛНОРОСТОВОЙ ФАНТОМ МЛАДЕНЦА  
(57) Реферат:

Изобретение относится к средствам обучения в медицине. Полноростовой фантом младенца включает имитатор тела новорожденного, состоящий из имитаторов туловища, головы и четырех конечностей, изготовленных пропорциональными и имитирующими анатомию недоношенного ребенка. Имитаторы головы и четырех конечностей подвижны и прикреплены к туловищу посредством сочленяющих механизмов, выполненных с возможностью имитировать движения головы и конечностей относительно туловища. Имитатор тела новорожденного изготовлен из двухкомпонентного прозрачного силикона с добавлением частиц меди. Имитаторы туловища, головы и конечностей сформированы отдельно посредством литья в формы, повторяющие геометрию границ туловища, головы и четырех конечностей реального недоношенного ребенка и полученные посредством трехмерной печати на основе результатов трехмерного сканирования.

Процентные доли основы двухкомпонентного прозрачного силикона и ее отвердителя подобраны таким образом, чтобы величина модуля Юнга имитатора и имитируемой части тела были идентичны. Концентрация и размер частиц меди выбраны для имитации теплопроводности в живой ткани. Имитаторы туловища, головы и конечностей содержат связанные полости, имитирующие бассейны кровеносных сосудов частей тела и полученные посредством внесения в формы для литья и последующего удаления после затвердевания дополнительных структур из цинк-фосфатного цемента. Проксимальный конец связанных полостей расположен в области пуповины. Дистальный находится в области затылка. Проксимальный и дистальный концы связанных полостей снабжены катетерами для инъектирования и вывода кровемиметирующей жидкости. Имитатор головы в области рта содержит дополнительную полость с имитатором

RU 2 846 571 C1

RU 2 846 571 C1

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2024689299

**«Комплексное нейросетевое управление температурным режимом, влажностью, содержанием кислорода и освещенностью в инкубаторах для новорожденных»**

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Тамбовский государственный технический университет» (RU)*

Авторы: *Фролов Сергей Владимирович (RU), Коробов Артем Андреевич (RU), Савинова Кристина Сергеевна (RU), Потлов Антон Юрьевич (RU)*

Заявка № 2024688970

Дата поступления 28 ноября 2024 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 05 декабря 2024 г.



Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Ю.С. Зубов

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2024691281

**«Комплексная математическая модель  
тепломассопереноса в неонатальном инкубаторе и  
нейросетевого управления его режимами»**

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего образования  
«Тамбовский государственный технический университет»  
(RU)*

Авторы: *Фролов Сергей Владимирович (RU), Коробов Артем  
Андреевич (RU), Савинова Кристина Сергеевна (RU), Потлов  
Антон Юрьевич (RU)*

Заявка № 2024690649

Дата поступления 09 декабря 2024 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 20 декабря 2024 г.



Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

*Ю.С. Зубов*

## РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2023684416

**«Численное моделирование термодинамических процессов в неонатальных инкубаторах с учетом влияния незрелой терморегуляции новорожденного»**

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования «Тамбовский государственный технический университет» (RU)*

Авторы: *Потлов Антон Юрьевич (RU), Фролов Сергей Владимирович (RU), Савинова Кристина Сергеевна (RU), Коробов Артем Андреевич (RU)*

Заявка № 2023683882

Дата поступления 13 ноября 2023 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 15 ноября 2023 г.



Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Ю.С. Зубов

РОССИЙСКАЯ ФЕДЕРАЦИЯ



## СВИДЕТЕЛЬСТВО

о государственной регистрации программы для ЭВМ

№ 2023684642

**«SCADA-система для оперативного мониторинга в  
реальном масштабе времени и нейросетевого  
управления характеристиками микроклимата внутри  
рабочей камеры неонатального инкубатора»**

Правообладатель: *федеральное государственное бюджетное  
образовательное учреждение высшего образования «Тамбовский  
государственный технический университет» (RU)*

Авторы: *Потлов Антон Юрьевич (RU), Фролов Сергей  
Владимирович (RU), Коробов Артем Андреевич (RU), Савинова  
Кристина Сергеевна (RU)*

Заявка № 2023683879

Дата поступления 13 ноября 2023 г.

Дата государственной регистрации

в Реестре программ для ЭВМ 16 ноября 2023 г.



Руководитель Федеральной службы  
по интеллектуальной собственности

Ю.С. Зубов

## ПРИЛОЖЕНИЕ Б

Документы о практическом использовании результатов  
диссертационного исследования

Российская Федерация  
г. Тамбов

Общество с ограниченной ответственностью  
«Медтехника»

Исх. 145 от 06.06 2025

392000, г. Тамбов, ул.  
Московская, 19А

тел./факс: +7(475-2) 72-73-51  
email: service@medtech.company  
http://www.inbio-tech.com

«УТВЕРЖДАЮ»

Генеральный директор

ООО «Медтехника»

С.В. Проскуряков  
«06» февраля 2025 года



АКТ

о практическом использовании результатов диссертационного исследования  
Савиновой Кристины Сергеевны

Настоящий акт подтверждает, что результаты диссертационной работы Савиновой Кристины Сергеевны на соискание ученой степени кандидата технических наук внедрены и используются обществом с ограниченной ответственностью «Медтехника» при оценке, контроле технического состояния и функционирования медицинских изделий, а также при разработке и внедрении оборудования и программного обеспечения для оценки эффективности управления микроклиматом в неонатальных инкубаторах, в частности:

- разработана комплексная математическая модель тепло- и массопереноса в инкубаторе для новорожденных, отличающаяся наличием описания медико-биологического процесса метаболизма новорождённого, с целью оптимизации лечебно-диагностических процессов и проведения медицинских исследований;
- разработан гидродинамический фантом новорождённого, имитирующий терморегуляцию новорождённого для прогнозирования и диагностики состояния новорождённого;
- разработана структура биотехнической системы управления микроклиматом в неонатальных инкубаторах, отличающаяся применением градиентного комплексного нейросетевого метода, обеспечивающего высокую точность управления параметрами микроклимата для оценки текущего состояния, скринингового обследования, мониторинга, прогнозирования и диагностики состояния новорождённого.

Главный инженер ООО «Медтехника»

С.В. Жалнин  
«06» февраля 2025 года



## ДОСТУПНАЯ ДИАГНОСТИКА

г. Тамбов, Ерофеевская, 22  
т. 44-64-92; 55-97-09

Лиц. ЛО-68-01-001142 от 06.08.2018 г.

ИНН 6829099909  
ОГРН 1146829002638  
КПП 682901001  
392009, Российская Федерация,  
Тамбовская обл.,  
г. Тамбов, улица Ерофеевская,  
д.22, помещение № 2  
admin@dd-tmb.ru  
03 марта 2025 г.

## АКТ

*о внедрении результатов диссертационного исследования  
Савиновой Кристины Сергеевны*

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Савиновой Кристины Сергеевны на соискание ученой степени кандидата технических наук внедрены и используются обществом с ограниченной ответственностью «Доступная диагностика» при оценке состояния пациентов и модернизации диагностического оборудования, в частности:

- градиентный нейросетевой метод управления используется для интеграции с системами мониторинга состояния пациентов и оптимизации работы систем жизнеобеспечения, а также при проведении клинических испытаний;
- математическая модель процессов тепло- и массопереноса для оптимизации условий в чистых помещениях, где особенно важно поддержание стабильных температурных и влажностных условий;
- метод разработки гидродинамических фантомов с требуемыми анатомическими характеристиками для тестирования диагностического оборудования.

Таким образом, методологические и программные аспекты диссертационного исследования Савиновой К.С. позволяют на практике добиться оптимизации работы диагностических и терапевтических систем, что соответствует деловым принципам общества с ограниченной ответственностью «Доступная диагностика».

Генеральный директор  
ООО «Доступная диагностика»  
кандидат технических наук



Суконкин Илья Александрович  
« \_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 2025 года

## АКТ

*о практическом использовании результатов диссертационного исследования -  
Савиновой Кристины Сергеевны*

Настоящим актом подтверждается, что результаты диссертационной работы Савиновой Кристины Сергеевны на соискание ученой степени кандидата технических наук внедрены и используются обществом с ограниченной ответственностью «Биомедтех» при разработке и модернизации узлов в реанимационном оборудовании для недоношенных новорожденных.

Применение математической модели процессов тепло-и массопереноса позволило провести имитацию работы управляющих и управляемых элементов в неонатальных инкубаторах для оценки эффективности их внедрения.

Программная реализация градиентного нейросетевого метода управления позволила повысить стабильность и точность поддержания условий микроклимата в рабочей камере неонатального инкубатора.

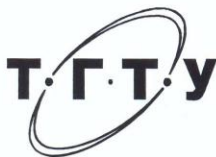
Аппаратная реализация разработанного метода управления позволит проводить исследования с целью предоставления услуг по точной настройке, оптимизации работы и проверке медицинского оборудования.

Предложенные результаты диссертационной работы Савиновой К.С. позволили расширить спектр предоставляемых услуг по ремонту, обслуживанию и модернизации медицинского оборудования, а также на практике повысить квалификацию технического и медицинского персонала.

Генеральный директор ООО «Биомедтех»  
кандидат технических наук, доцент



 / А.Ю. Куликов  
«04» марта 2025 года



**Министерство науки и высшего образования  
Российской Федерации  
Федеральное государственное бюджетное образовательное  
учреждение высшего образования  
«Тамбовский государственный технический университет»  
(ФГБОУ ВО «ТГТУ»)**

**392000 Тамбов, ул. Советская, 106/5, помещение 2.**

Телефон (4752) 63-10-19, факс (4752) 63-06-43, E-mail: tstu@tstu.ru

Лицензия на осуществление образовательной деятельности бессрочная  
выдана Федеральной службой по надзору в сфере образования и науки

21.06.2022 за № ЛО35-00115-77/00613649

ОГРН 102680115655, ИНН 6831006362, ОКПО 02069289

№ 01.01-14/42/1

« 07 » 03 2025

На № \_\_\_\_\_

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 202\_\_ г.

**«УТВЕРЖДАЮ»**

Первый проректор ФГБОУ ВО «ТГТУ»,  
доктор педагогических наук, профессор

Н. В. Молоткова

« \_\_\_\_\_ » \_\_\_\_\_ 20\_\_ г.

**СПРАВКА**

об использовании результатов диссертационной работы

Выдана Савиновой Кристине Сергеевне для предоставления в диссертационный совет 24.2.375.03 (Д 212.211.04) федерального государственного бюджетного образовательного учреждения высшего образования «Рязанский государственный радиотехнический университет им. В.Ф. Уткина».

Результаты диссертационной работы Савиновой К.С. используются на кафедре «Биомедицинская техника» ФГБОУ ВО «ТГТУ» в процессе обучения бакалавров направления подготовки 12.03.04 «Биотехнические системы и технологии» в рамках проведения лабораторных и практических занятий по дисциплинам «Моделирование биотехнических систем», «Искусственный интеллект в медико-биологической практике», «Узлы и элементы биотехнических систем», «Управление в биотехнических и медицинских системах», «Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы», а также магистрантов направления подготовки 12.04.04 «Биотехнические системы и технологии», в частности при проведении дисциплин: «Приборы и аппараты медико-биологического и экологического назначения», «Проблемы управления в биологических и медицинских системах» и «Моделирование биологических и медицинских систем».

Следует отметить, что результаты диссертационного исследования Савиновой К.С. использованы в мультимедийном обучающем электронном издании для студентов высших учебных заведений «Приборы, системы и комплексы медико-биологического назначения. Неонатальные инкубаторы. Ч.9» / С.В. Фролов, К.С. Савинова и др. – Тамбов: Издательский центр ФГБОУ ВО «ТГТУ», 2024. ISBN 978-5-8265-1333-0.

И.о. директора института энергетики, приборостроения и  
радиоэлектроники ФГБОУ ВО «ТГТУ»,  
кандидат технических наук, доцент

О. А. Белоусов

« 07 » 07 2025 г.