

УДК 616-053.32

DOI: [10.26102/2310-6018/2023.43.4.016](https://doi.org/10.26102/2310-6018/2023.43.4.016)

Современное состояние и тенденции в области исследований и разработок неонатальных инкубаторов

С.В. Фролов✉, А.А. Коробов, К.С. Савинова, А.Ю. Потлов

*Тамбовский государственный технический университет, Тамбов,
Российская Федерация*

Резюме. Описана история создания и развития конструкций неонатальных инкубаторов. Рассмотрена обобщенная конструкция современного неонатального инкубатора и схемы циркуляции воздушных потоков, включая движение потоков в инкубаторах с двойными стенками. Дана классификация неонатальных инкубаторов. Приведен 51 производитель современных неонатальных инкубаторов из 17 стран с указанием адресов веб-страниц, на которых размещена информация о выпускаемых медицинских изделиях. Проведен анализ работ, связанных с модельными исследованиями тепломассообменных процессов в неонатальных инкубаторах с учетом терморегуляции ребенка, его 3D-модели, циркуляции воздушной среды, конвективного, лучистого и кондуктивного теплообмена. Показано, что для численного моделирования используются современные пакеты для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики. Численные модельные исследования сочетаются с физическим моделированием. Движение воздушных потоков анализируется с помощью видеокамер. Показано применение для задач исследования инкубаторов неонатальных фантомов, которые имеют анатомическое сходство с новорожденным ребенком и изготавливаются на основе аддитивных технологий. Имитация процесса терморегуляции производится за счет электрических нагревателей, датчиков температуры и систем управления на базе микроконтроллеров. Приведен обзор методов мониторинга параметров организма ребенка, помещенного в неонатальный инкубатор. Показано преимущество методов бесконтактного мониторинга с использованием видеокамер и термометрии. Рассмотрены современные системы управления неонатальными инкубаторами. Показано, что основным алгоритмом управления является ПИД-закон регулирования. Также представлены исследования по применению нечеткого управления и различных видов адаптивного управления. Установлено, что конструкции неонатальных инкубаторов требуют совершенствования системы защиты от шума, электромагнитного излучения, инфекций, контроля воздушной среды на наличие вредных примесей. Показаны возможные направления работ по повышению эффективности поддержания подходящих для новорожденных условий окружающей среды в неонатальных инкубаторах.

Ключевые слова: неонатальный инкубатор, неонатальный фантом, математическая модель, тепломассообмен, система мониторинга параметров организма, управление микроклиматом, экологическая неонатология.

Благодарности: исследование выполнено за счет гранта Российского научного фонда № 23-29-00763, <https://rscf.ru/project/23-29-00763/>

Для цитирования: Фролов С.В., Коробов А.А., Савинова К.С., Потлов А.Ю. Современное состояние и тенденции в области исследований и разработок неонатальных инкубаторов. *Моделирование, оптимизация и информационные технологии.* 2023;11(4). URL: <https://moitvivr.ru/ru/journal/pdf?id=1473> DOI: 10.26102/2310-6018/2023.43.4.016

State of affairs and long-term trends in the field of neonatal incubator research and development

S.V. Frolov✉, A.A. Korobov, K.S. Savinova, A.Yu. Potlov

Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation

Abstract. The history of neonatal incubator development and the evolution of its design were described. A generalized structural and functional diagram of a modern neonatal incubator was presented. Airflow patterns have been studied in detail, including illustration of typical airflow paths in double-walled incubators. A classification of neonatal incubators was given. Information about manufacturers of modern incubators was presented in a table that includes 51 manufacturers from 17 countries with the addresses of web sites that contain specifications of medical products they manufacture. Publications that discuss modeling heat and mass transfer processes in incubators for newborns were analyzed. It was concluded that modern computational aerodynamics packages are usually used for numerical modeling with consideration to the infant's thermoregulation, their 3D-model, air circulation, convective, radiant and conductive heat transfer. Numerical modeling research is usually combined with physical modeling. The movement of air flows is analyzed using visible and infrared video cameras. The use of anatomically correct neonatal phantoms created by means of additive manufacturing was demonstrated. The thermoregulation process is simulated with the help of electric heaters, temperature sensors and control systems based on microcontrollers. The methods for monitoring the physiological parameters of an infant placed inside a neonatal incubator were reviewed. The advantages of non-contact monitoring methods using video cameras and thermometry has been illustrated. Modern neonatal incubator control systems were examined. The proportional integral derivative controllers are the basis of almost all control algorithms in neonatal incubation systems. The studies on the application of fuzzy logic control and various types of adaptive control in neonatal incubators were presented. It has been concluded that the structural and functional diagram of a neonatal incubator needs to be improved with a view to protecting from noise, electromagnetic radiation, infections, and harmful airborne contaminants. Potential approaches to improving the efficiency of maintaining neonatal-appropriate environmental conditions in neonatal incubators have been demonstrated.

Keywords: neonatal incubator, neonatal tissue-like phantom, numerical model, heat and mass transfer, system for monitoring physiological parameters, microclimate control, environmental neonatology.

Acknowledgements: the research was funded by the Russian Science Foundation, Grant No. 23-29-00763, <https://rscf.ru/project/23-29-00763/>.

For citation: Frolov S.V., Korobov A.A., Savinova K.S., Potlov A.Yu. State of affairs and long-term trends in the field of neonatal incubator research and development. *Modeling, Optimization and Information Technology*. 2023;11(4). URL: <https://moitvvt.ru/ru/journal/pdf?id=1473> DOI: 10.26102/2310-6018/2023.43.4.016 (In Russ.).

Введение

Ежегодно по данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ) в мире рождается около 30 миллионов недоношенных, маловесных или больных детей [1]. Недоношенность представляет серьезную проблему для системы здравоохранения [2]. Обеспечение поддержания комфортного микроклимата (соответствующей теплозащиты), уровня влажности, концентрации кислорода, освещенности, шумоизоляции и стерильных условий являются ключевыми факторами для выживания недоношенных детей. Для повышения выживаемости, темпа роста и устойчивости к заболеваниям недоношенного ребенка помещают в неонатальный инкубатор (НИ), который устанавливают в отделениях реанимации новорожденных, палатах интенсивной терапии, отделениях патологии новорожденных, отделениях неотложной и лечебной педиатрии, родильных домах [3]. Основной функцией НИ является поддержание комфортных условий и заданного микроклимата внутри камеры. В настоящее время существуют задачи по совершенствованию программного обеспечения и конструкции НИ. Для решения этих задач в представленной работе проводится анализ современного состояния и тенденций в области исследований и разработок НИ.

Краткая история поколений неонатальных инкубаторов

Еще в XIX веке люди понимали, что детям, рожденным раньше срока, требуется обеспечить условия, похожие на внутриутробные, чтобы выжить. В 1835 году известный русский врач И.Ф. Рюль предпринял попытку улучшить теплозащиту новорожденных, разработав металлическую ванну с двойными стенками, наполненную теплой водой. Впоследствии вариации конструкции И.Ф. Рюля были представлены по всей Европе и были актуальны до начала 80-х годов позапрошлого столетия [3].

Французский акушер С.Э. Тарнье для выхаживания недоношенных младенцев предложил поддерживать одновременно стерильную влажную среду, обеспечивая в ней постоянство температуры. Для этого он в 1881 году для родильного дома разработал медицинское изделие в виде деревянного ящика со стеклянными крышками и отсеком с подогреваемой водой. Младенец лежал в верхней камере. Поддержание заданной температуры среды верхней части было достигнуто за счет большого запаса воды, содержащейся в нижней камере НИ, которая нагревалась за пределами НИ благодаря циркуляции между нагревателем и резервуаром [3].

В 1891 году французским врачом А. Лайоном был создан первый прототип современного НИ, который представлял собой бокс из стекла, в который нагнетался теплый чистый воздух. В первой половине XX века в конструкцию НИ была добавлена новая функция по подаче кислорода, а также установлено влияние среды с обогащенной влажностью на улучшение состояния недоношенных детей [3].

Совместно с педиатром Ч. Чаплом фирма Air Shields (США) разработала и выпустила на рынок в 1946 году НИ с подогревом воздуха и регулируемой температурой, который включал рабочую камеру из акрилового стекла, бактериальный фильтр для поступающего воздуха, систему циркуляции и увлажнения воздуха, а также функцию сигнализации при перегреве. Медицинское изделие Isolette фирмы Air Shields послужило началом линейки современных НИ.

Классификация неонатальных инкубаторов и основные производители

В настоящее время получили распространение две концепции устройств для выхаживания недоношенных детей: конвекционные НИ и открытые реанимационные системы с лучистым подогревом или с обогреваемым матрасом.

Рассмотрим конвекционный НИ (Рисунок 1), который состоит из климатической камеры, внутри которой циркулирует подогретый и увлажненный воздух за счет работы вентилятора. На схематическом рисунке (Рисунок 1) показан обобщенный вид конвекционного НИ. Воздушная смесь поступает через антибактериальный фильтр в НИ. Заданная температура воздуха поддерживается действием нагревательного элемента. В увлажнителе за счет другого нагревательного элемента дистиллированная вода интенсивно испаряется и увлажняет циркулирующий воздушный поток. НИ имеют систему для поддержания внутри определенной концентрации кислорода, подача которого из магистрали в НИ изменяется работой электромагнитного клапана. Для управления параметрами микроклимата в НИ устанавливается блок датчиков для измерения температуры, влажности и концентрации кислорода внутренней воздушной среды. Дополнительно могут подключаться кожные датчики для измерения поверхности тела ребенка в разных точках. Для ухода за ребенком предусмотрены порты доступа в виде закрывающихся дверок или эластичных рукавов (манжет), ирисовых диафрагм. Современные НИ комплектуются весами для взвешивания ребенка, которые размещаются на специальном матрасе, изготовленном из материалов с низкой теплопроводностью.

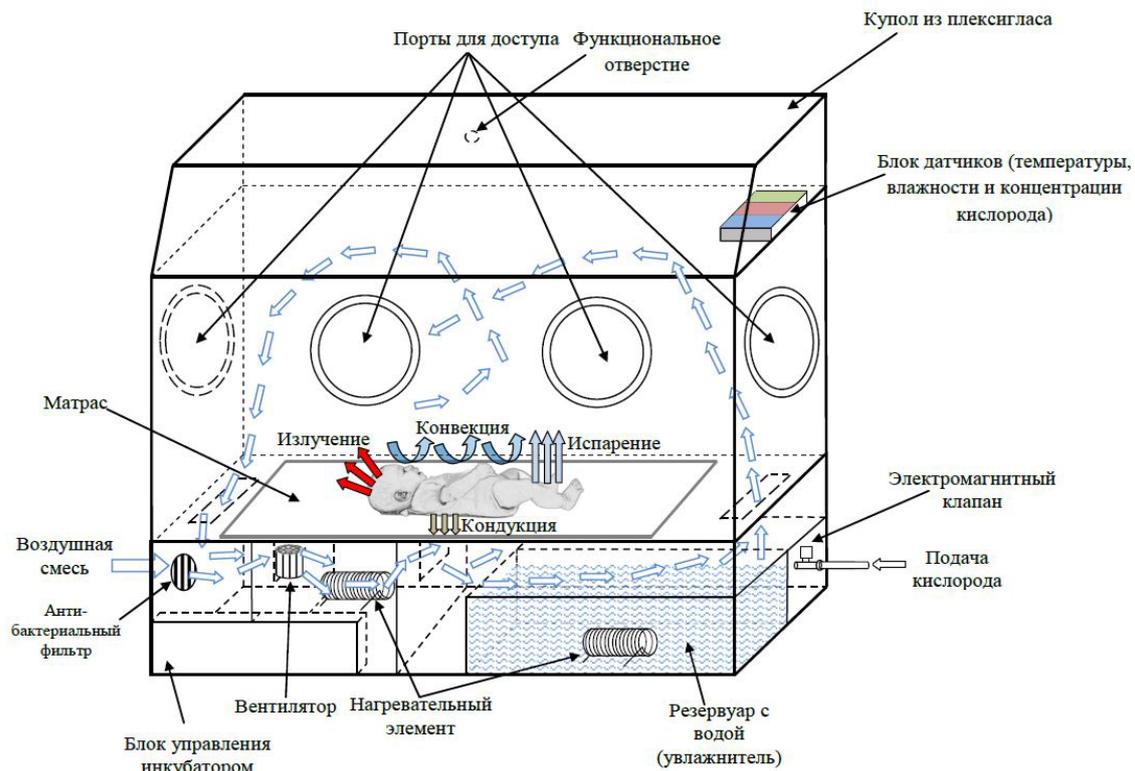


Рисунок 1 – Обобщенный вид конвекционного НИ для новорожденных
 Figure 1 – Generalized design of neonatal incubator of convection type

Для нормальной жизнедеятельности температура тела ребенка должна быть относительно стабильной. В результате биохимических процессов ребенок вырабатывает метаболическое тепло. Потери тепла происходят в результате лучистого, конвективного и кондуктивного теплообмена, а также испарения влаги с тела ребенка. Основной задачей НИ является максимально уменьшить эти теплопотери за счет создания соответствующего микроклимата и организации системы циркуляции воздушных потоков. Циркуляция воздушного потока в НИ может осуществляться как показано на Рисунке 1. Здесь нагретый и увлажненный воздух поднимается от торцевой боковой стенки и циркулирует вдоль верхней поверхности (купола) НИ от ног к голове ребенка и далее опускается вдоль противоположной торцевой боковой стенки к вытяжному отверстию. Сервоконтроль температуры позволяет отслеживать теплообмен между телом ребенка и воздухом внутри НИ и обеспечивать заданную температуру среды внутри НИ или на поверхности тела ребенка. Сервоконтроль влажности и концентрации кислорода позволяет поддерживать оптимальный уровень увлажнения внутри НИ, а также отслеживать насыщение кислородом и регулировать его при подключении аппарата к кислородной магистрали.

В современных НИ для повышения эффективности процесса циркуляции воздушной среды применяются боковые двойные стенки. Обычно боковые двойные стенки устанавливаются спереди и сзади НИ, и они являются продольными. Использование двойных стенок имеет ряд преимуществ. В первую очередь, достигается более быстрый прогрев стенок купола НИ, что позволяет снизить потери лучистой энергии от ребенка и, таким образом, способствует уменьшению потерь тепла. Помимо этого, двойные стенки направляют поток разогретого и увлажненного воздуха, поступающего непосредственно в камеру, вдоль стенок НИ, что способствует благоприятной для ребенка циркуляции воздуха и резко снижает вероятность

возникновения термических ожогов при неисправности оборудования или некорректно введенных управляющих параметрах. Применение двойных стенок совместно с процессом циркуляции воздуха создает тепловую завесу, реализующую минимизацию тепловых потерь при проведении медицинских манипуляций с доступом к младенцу через порты или при открытой передней стенке.

Циркуляция воздушных потоков с использованием продольных двойных стенок организуется по следующим схемам (Рисунок 2, Рисунок 3). На Рисунке 2 нагретый и увлажненный воздушный поток поднимается вдоль боковых продольных стенок, движется горизонтально вдоль внутренней поверхности купола и затем опускается по торцевым стенкам к вытяжным отверстиям.

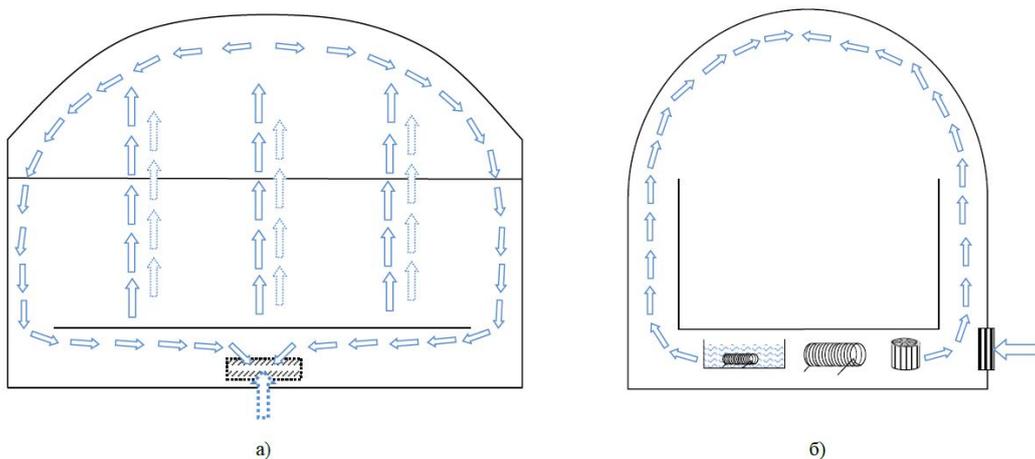


Рисунок 2 – Циркуляция воздушных потоков вдоль боковых продольных стенок
 (а – вид спереди; б – вид сбоку)

Figure 2 – Air circulation along the side longitudinal walls
 (a – front view; b – side view)

На Рисунке 3 воздушный поток поднимается по внутренней стороне передней боковой стенки купола, перемещается вдоль верхней стенки к задней боковой стенке и далее опускается по задней стенке к вытяжным отверстиям.

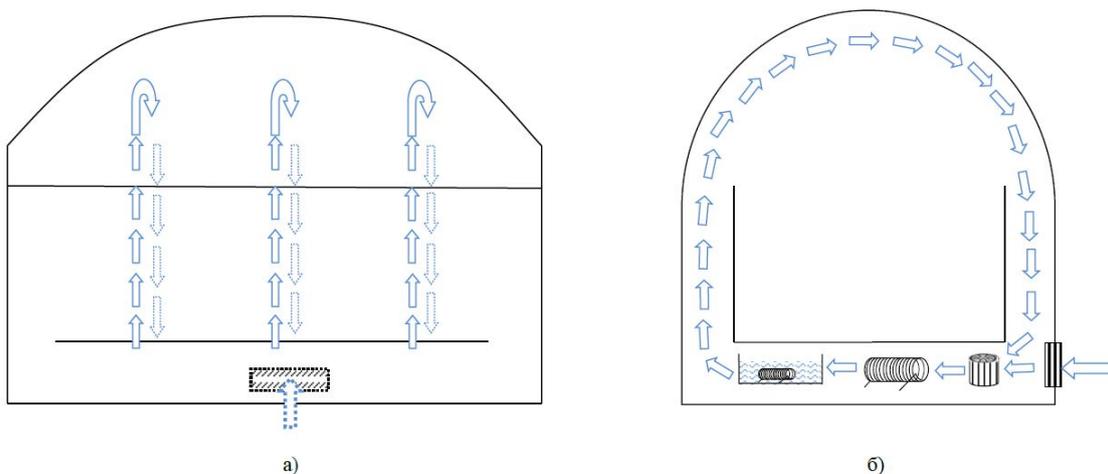


Рисунок 3 – Циркуляция воздушных потоков: передняя стенка – купол – задняя стенка
 (а – вид спереди; б – вид сбоку)

Figure 3 – Air flow circulation in the direction: front wall – dome – rear wall
 (a – front view; b – side view)

При такой организации воздушных потоков (Рисунок 2, Рисунок 3) с продольными двойными стенками ребенок находится в зоне с низкой скоростью циркуляции, и конвективная составляющая потеря тепла минимальна.

Рассмотрим современную классификацию и модели НИ.

В зависимости от конструкции НИ можно разделить на: 1) НИ закрытого типа (конвекционные), обеспечивающие необходимые для развития ребенка условия окружающей среды; 2) открытые реанимационные системы в основном с наличием лучистого обогревателя, которые, в отличие от закрытых систем, не предполагают строгого контроля влажности и предназначены, в первую очередь, для обогрева ребенка.

По принципу мобильности НИ подразделяют на стационарные и транспортные, представляющие собой мобильную конструкцию и разработанные специально для безопасной транспортировки новорожденных. Они снабжены независимым источником энергии и работают автономно.

По функциональному признаку НИ разделяют на категории:

- 1) стандартные или классические, отличающиеся базовым набором функций;
- 2) трансформеры, преобразовываемые в реанимационную систему открытого типа;
- 3) многофункциональные.

Известные мировые производители НИ представлены в Таблице 1.

Таблица 1 – Производители неонатальных НИ

Table 1 – Manufacturers of neonatal incubators

Страна	Производитель	Сайт
Россия	АО «Производственное объединение «Уральский оптико-механический завод» имени Э.С. Яламова» (УОМЗ)	https://yomz.pf/production/medicina/neonatalnay_a
	ФГУП «НПЦ Автоматики и приборостроения им. акад. Н.А.Пилюгина»	https://www.npcap.ru/produktsiya/meditsinskaya-tekhnika/inkubator-transportnyy-int-1/
	ООО «Dixion»	https://dixion.ru/subcategory/inkubatori.html
США	Advanced Instrumentations	https://advanced-inst.com/neonatology/
	Avante Medical	https://avantehs.com/index.php/c/infant-incubators/72
	International Biomedical	https://int-bio.com/neonatal-transport/transport-incubators/
	General Electric Company (GE Healthcare)	https://www.gehealthcare.com/products/maternal-infant-care
Мексика	Arroba Ingenieria	https://www.arrobaing.com/ingles
	Bhelius	http://bhelius.com/uploads/3/4/9/6/34966791/hoja_especificaciones_eritrea_v01.pdf
Япония	Atom Medical Corporation	https://atomed-global.com/product/

Таблица 1(продолжение)
Table 1 (extended)

Страна	Производитель	Сайт
Китай	Beijing Julongsanyou Technology	http://bjjlsy2015.com/pr.jsp?_pp=0_314_7_-1
	BNG Medical Instruments Co., Ltd.	http://www.bngmed.com/plus/list.php?tid=5
	Comen	https://en.comen.com/pages/category/BaoYuSheBei.html
	Foshan Medco Medical Equipment Co., Ltd.	http://gdmedco.com/productshow.asp?ID=312&SortID=62&SortPath=0,54,62,
	Jiangsu Aegean Technology	https://www.aegeanchina.com/home/product/detail/cateId/55.html
	Heal Force	http://www.healforce.com/en/wap/index.php?ac=article&at=list&tid=87
	Ningbo David Medical Device	https://www.nbdavid.com/En/product_d1/id/93/pid/187.html
	Seeuco Electronics Technology Co., Ltd.	http://www.medincn.com/company_leads.php?product=product&group_id=8323&uid=perlong
	Shanghai Huifeng Medical Instrument Co., Ltd.	https://www.sh-huifeng.com/product/category/nursing-constant-temperature-bed
	Longermay	https://www.longermaymed.com/product-category/baby-care/
	Xindray Medical	https://www.xindray-medical.com/Hospital-Equipment-pl3721252.html
Zhengzhou Dison Instrument	https://www.disonmed.com/	
Южная Корея	Bistos	https://www.bistos.co.kr/infant-incubator/
Великобритания	Braun & Co. Limited	https://brauninternational.com/product-category/medical/neonatal-infant-care-incubators/
	Paraid Medical	https://paraid.com/products/
Германия	LMT Medical Systems	https://www.lmt-medicalsystems.com/en/
	Drägerwerk AG	https://www.draeger.com/de_de/Hospital/Neonatal-Care/Thermoregulation-Incubators
	MedCare Visions GmbH	https://www.mcv-group.de/produkte-kategorie/inkubatorensysteme/
	Weyer GmbH	https://www.weyermed.com/en/products/product-overview/thermocare-vita
Турция	Ertunç Özcan	https://ertuncozcan.com/en/yenidogan-yogunbakim-urunleri/?count=36
	Novos Medical Systems	https://www.novos.com.tr/
	Okuman Medikal Sistemler LTD	https://www.okuman.com.tr/tr/product/yenidogan-bebek-kuvuzleri/5
	Tali Medical	https://www.talimedical.com/our-products
	Tende Elektronik	https://tende.com.tr/en/home/
	Trimpeks Healthcare	http://www.promedic-health.com/en/firstmed-equipment/category/incubators.html

Таблица 1(продолжение)
Table 1 (extended)

Страна	Производитель	Сайт
Бразилия	Fanem Ltda	https://fanem.com.br/en/product-categories/incubators/
	Gigante Recém Nascido	https://www.gigante.com.br/index.php/produtos/li nha-neonatal
	Olidef	https://www.olidef.com.br/en/products-line/
Италия	GINEVRI SRL	https://www.ginevri.com/baby-shuttle-eng/
	Cobams SRL	http://www.cobams.com/neonatal-incubator.html
	Progetti SRL	https://www.progettimedical.com/en/portfolio-item/pg-nest/
Индия	Medi Waves Inc.	https://www.medi-waves.com/infant-care/infant-incubator-p-002/
	Neotech Medical Systems Private Limited	https://www.niceneotech.com/neonatal-care/
	Phoenix Medical Systems	https://www.phoenixmedicalsystems.com/all-products
	VNG Medical Innovation System	https://vngmedical.com/incubator-baby/
	SS Technomed	https://www.sstechnomed.com/product-category/baby-incubator/
Индонезия	PT Fyrom International	https://fyrom-int.com/product-category/infant-incubator-infinity/
Чехия	TSE Medical	https://www.tse-medical.cz/incubators/
Венгрия	Medicor Elektronika Zrt.	https://www.medicor.hu/en/termekek
Аргентина	Medix I.C.S.A.	https://medix.com.ar/productos/cuidados-intensivos/neonatologia/incubadoras-y-servocunas/30
Швеция	Ewellix	https://www.ewellix.com/en/industries/medical/infant-care-equipment/infant-incubator-and-radiant-warmer

Согласно маркетинговым исследованиям [4], на рынках Европы, США и Азиатско-Тихоокеанского региона на данный момент доминирующую позицию занимают стандартные куветы. Подобная тенденция будет сохраняться в ближайшее десятилетие.

Исследование процессов тепло- и массопереноса

Важнейшим направлением исследований при разработке НИ является изучение процессов тепломассопереноса на основе физических и математических моделей.

В работе [5] разработана комплексная математическая модель НИ для младенцев на основе использования модульной системы термоэлектрического теплового насоса. Определены и смоделированы процессы тепло- и массопереноса термоэлектрической системы НИ.

В работе [6] представлена простая математическая модель теплообмена в НИ на основе уравнений теплового баланса и система управления параметрами внутренней среды на основе ПИД-регулятора с аппаратной реализацией в виде модульной структуры.

В работе [7] исследуются использование разработанного программного обеспечения в среде MATLAB, методы идентификации и построение моделей

адаптивного авторегрессионного алгоритма, скользящего среднего с экзогенным входом (ARMAX), которые описывают динамику изменения влажности и температуры в НИ в зависимости от управляющих воздействий.

В работе [8] представлена математическая модель, которая учитывает теплообмен между элементами НИ, окружающей среды и варианты теплового поведения недоношенного ребенка. Она включает в себя модули оценки теплового обмена младенца, НИ и окружающей среды. Модель используется для исследования системы управления температурой воздуха и влажностью внутри НИ.

В работе [9] предложена многоузловая математическая модель терморегуляторной системы новорожденных детей, описывающая индивидуализированные характеристики новорожденного и представляющая тело ребенка в виде семи отдельных сегментов. Модель точно предсказывает температуру кожи ребенка и моделирует терморегуляторную динамику с низким значением ошибки определения температуры кожи. Модель позволяет индивидуализировать параметры ребенка – вес, рост, возраст для уточнения работы механизмов теплопередачи и предназначена для получения детального представления о тепловых процессах и взаимодействии организма с окружающей средой для реальных клинических применений. Математическая модель способна предсказать температуру «ядра» (органы грудной клетки и брюшной полости) и поверхности тела ребенка в случае нестационарных тепловых условий.

Адаптивная системная идентификация на основе алгоритмов ARMAX процессов теплообмена в НИ в режиме реального времени описана в работе [10] с учетом действия возмущающих факторов, связанных с открытием дверок НИ для доступа к ребенку.

Авторы статьи [11] проводят модельные исследования тепловых потоков воздуха внутри камеры НИ на основе вычислительной гидродинамики (учитывающей анатомическую модель новорожденного) и натурных экспериментов с использованием видеокамеры, фиксирующей движение воздушных потоков. Полученные результаты представлены в виде набора выводов [11] о правильной геометрии НИ для более эффективного создания и поддержания заданных параметров микроклимата.

В статье [12] представлено техническое решение для НИ с использованием термоэлектрического элемента на основе эффекта Пельтье для повышения точности поддержания тепловых режимов. Разработана математическая модель на основе принципа электрических аналогий в виде системы сопротивлений, емкостей и индуктивностей, которые имитируют тепловое поведение элементов НИ.

В работе [13] моделируется процесс теплообмена у недоношенных новорожденных в первые часы жизни в условиях закрытого НИ. Предложена и решена задача управления с целью поддержания термостабильности недоношенных новорожденных для увеличения их выживаемости и массы тела с помощью предложенного непрерывного контроля температуры внутри НИ.

В работе [14] методом численного моделирования проведены исследования физических процессов, происходящих внутри НИ с использованием двойных стенок. Был проведен расчет полей температуры и скорости воздушного потока внутри НИ до и после установки двойных стенок. Все численные расчеты были выполнены с использованием пакета для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики ANSYS Fluent.

В работе [15] проведены результаты численных исследований процессов теплообмена внутри НИ, в частности, особенности радиационной и конвекционной теплопередачи для 5 сегментов тела ребенка. Разработана модель терморегуляции с учетом потерь тепла и массы за счет испарения с поверхности кожи и дыхания. Модель

используется для количественной оценки теплового баланса у недоношенных новорожденных.

В работе [16] проведены экспериментальные исследования о влиянии двойных стенок в НИ на процессы теплообмена. Было показано, что лучистые теплопотери тела новорожденного в НИ с двойными стенками уменьшаются, а конвективные теплопотери увеличиваются, и в целом потери тепла у новорожденного незначительно изменяются в зависимости от наличия двойных стенок. Установка дополнительной двойной верхней панели НИ не дает никаких преимуществ для снижения общих теплопотерь тела ребенка.

В работе [17] проводятся модельные исследования процесса циркуляции воздушных потоков в НИ. Для верификации моделей был проведен эксперимент с использованием испытательной камеры. Для визуализации потока применялся дым. Параллельно для оценки процессов конвективного теплообмена проводились численные исследования в среде для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики Star CCM+ для этой камеры и сравнение с данными эксперимента. Далее был выполнен детальный численный эксперимент с использованием Star CCM+ для модели НИ с ребенком, и проведен подробный анализ процессов теплообмена на различных участках тела ребенка и разных точках пространства.

В работе [18] представлены конечно-элементная модель терморегуляции для изучения гипотермии новорожденных и результаты численных исследований на основе пакета для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики Fluent.

В работе [19] рассматривается роль математических моделей для исследования процессов теплообмена тела новорожденных, нашедших применение в реальной клинической практике.

В работах [20, 21] детально рассмотрено математическое описание и использования пакетов для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики в задачах моделирования процессов в НИ.

В работе [22] с использованием программного пакета ANSYS Fluent на основе метода конечных объемов для дискретизации уравнений Навье-Стокса проводятся численные исследования конвекционного и радиационного теплообмена в НИ с антропоморфной 3D-моделью ребенка.

В работе [23] рассматривается использования материала с фазовым переходом – парафина в качестве альтернативного источника тепла для НИ. Математические расчеты для анализа процессов теплообмена проводились с использованием программного обеспечения COMSOL Multiphysics.

В работе [24] подробно рассмотрены термофизиологические модели, которые имитируют внутренний и внешний тепло- и массоперенос в теле человека.

Подходы, представленные в [24], можно использовать для исследования тепло- и массопереноса в НИ.

Разработка неонатальных фантомов

В биомедицинской инженерии при разработке новых моделей НИ, а также в неонатологии для обучения врачей и среднего персонала актуальной задачей является разработка анатомически-корректных фантомов тела новорожденного.

Неонатальные фантомы необходимы для исследования тепло- и массопереноса в НИ. Для этих целей в работе [25] представлен фантом недоношенного ребенка массой 1 кг, позволяющий оценить его тепловой баланс, общие потери тепла и потери тепла на восьми участках тела [25].

В работе [26] обоснована актуальность исследования взаимосвязей между микроклиматом в согревающих терапевтических устройствах и тепловым балансом

младенца. Из-за отсутствия моделей, способных имитировать потерю тепла недоношенных детей при испарении, авторами разработан тепловой шестикамерный манекен весом 530 грамм, имитирующий конвективный и радиационный теплообмен, а также потери тепла, связанные с испарением. Все шесть камер включают в себя полости с водой и подогреваются отдельно.

Авторы статьи [11] для повышения точности физического моделирования тепловых потоков внутри камеры НИ используют фантом, изготовленный на основе анатомически-корректной геометрической модели новорожденного.

Авторами исследования [27] на основе технологии 3D-печати создан неонатальный фантом (термоманекен), который имитирует недоношенного ребенка весом 2,5 кг и ростом 46 см. Вышеуказанный термоманекен помещается в НИ для исследования тепломассообменных процессов. При этом он (термоманекен) состоит из шести сегментов, независимо подогреваемых изнутри с нихромовых нагревателей. Температура внешней поверхности измеряется в разных местах с помощью термопар. Измеренные уровни температуры передаются по линии обратной связи на ПИД-регулятор, который управляет подачей мощности, на нагревательные элементы для поддержания постоянной температуры поверхности различных сегментов фантома.

Для целей исследования систем бесконтактного мониторинга новорожденных разработаны неонатальные динамические фантомы, которые моделируют жизненно важные функции тела новорожденного: сердечную деятельность и терморегуляцию, а также имитируют внешний вид недоношенных детей [28, 29]. Фантом был изготовлен на 3D-принтере и покрыт несколькими слоями модифицированного силикона телесного цвета. В каркасе фантома распределено 48 красных и 60 инфракрасных светодиодов, которые позволяют имитировать пульсирующий кровоток по телу для датчиков фотоплетизмографии. Температура на 13 участках фантома отдельно регулируется с использованием электрических нагревательных элементов и обратной связи. Имитация профиля температур и пульсирующего кровотока фантома осуществляется под управлением MATLAB через компьютер, подключенный с использованием устройств сопряжения.

В лечебной практике в некоторых случаях необходимо проводить рентгенологические исследования новорожденных непосредственно в НИ, а также диагностику с использованием оптических методов. Для радиационной защиты важно учитывать, что радиационная чувствительность у новорожденных выше, чем у взрослых. Для оценки неонатальных доз при рентгенологических исследованиях применяются особые неонатальные фантомы [30]. В частности, в работе [30] представлен фантом, состоящий из нескольких прямоугольных твердых тел, заполненных водой. За основу взяты данные о средних размерах тела новорожденных.

В работе [31] представлен анатомически корректный фантом грудной клетки новорожденного для рентгенографических исследований с применением компьютерной томографии. Подобраны особые материалы фантома, обеспечивающих его радиологическую эквивалентность. Для имитации анатомии выполнена компьютерная томография тупа новорожденного.

В работе [32] представлен трехмерный тканевый фантом легкого недоношенного ребенка. Вышеуказанный фантом изготовлен на основе изображений компьютерной томографии грудной клетки реального пациента (новорожденного) и предназначен для тестовых измерений концентрации кислорода в легких с использованием оптических методов.

Неонатальные фантомы также используются при оценке влияния радиационного излучения на врача при проведении различных медицинских манипуляций с новорожденными с применением рентгенографических исследований [33].

Авторами исследования [34] разработан фантом грудной клетки новорожденного для исследований функций легких новорожденного с использованием оптических методов. Антропоморфная компьютерная модель органов грудной клетки создана после сегментации с помощью компьютерной томографии. Фантом имитирует геометрию и оптические свойства основных органов грудной клетки.

Созданы [35] гетерогенные антропоморфные фантомы грудной клетки с использованием 3D-принтера на основе объемных данных компьютерной томографии, полученных из грудной клетки 6-месячного ребенка. При этом авторами исследования для 3D-печати использовалась полимолочная кислота. В качестве веществ, эквивалентных костям и легким, использовались гипс и пеноуретан.

Эксперименты [36-38] показывают, что диагностические исследования головного мозга новорожденных методом магнитно-резонансной томографии (МРТ) имеют свои особенности, например время релаксации тканей головного мозга новорожденных отличаются от характеристик взрослых. В связи с этим в работах [36, 37] предложена методика выбора фантомного материала для МРТ-исследований головного мозга новорожденных

В работах [39-41] созданы реалистичные фантомы черепа новорожденного для задач (как образовательных, так и исследовательских) транскраниального ультразвукового сканирования. При этом отражены акустические свойства костей черепа и применен материал, имитирующий мозг.

Для отработки навыков врачей по проведению различных манипуляций с новорожденными, например в кардиохирургии, существуют узкоспециализированные фантомы новорожденных [42, 43]. Например, для практического обучения неонатальной радиологии существует [44] серийно изготавливаемый полноростовой фантом новорожденного с качественной анатомической структурой и подвижными конечностями.

Системы мониторинга параметров организма ребенка

Известно, что чаще всего непрерывное наблюдение за параметрами жизнедеятельности недоношенных детей обеспечивается за счет непосредственного взаимодействия с телом ребенка, например крепления электродов на кожу [45, 46]. В частности, на кожу новорожденного (в области грудной клетки, передней брюшной стенки или на кожу спины) могут быть прикреплены специальные датчики для постоянного контроля дыхания, сердцебиения, температурного режима, увлажнения воздуха и других функций организма.

Этот подход относительно прост и коммерчески доступен, но может привести к нарушению целостности кожных покровов, вызвать болевые ощущения и стресс, а также быть причиной когнитивных нарушений в будущем [47, 48]. Медицинский клей и лейкопластыри, используемые для крепления электродов к телу недоношенного, могут стать фактором риска травматизма для кожи [49].

Следовательно, актуальным направлением развития НИ для новорожденных является применение бесконтактных технологий наблюдения за показателями жизнедеятельности недоношенных. В этом направлении работает несколько групп ученых.

В работе [50] авторы с помощью видеокамеры проводят непрерывную оценку частоты дыхания, сердечных сокращений и насыщения тканей кислородом с клинической точностью, средняя абсолютная ошибка при которой сопоставима с измерениями с использованием ЭКГ, пульсоксиметра и другого диагностического оборудования.

В работе [51] авторами предлагается подход, согласно которому с помощью инфракрасного датчика определяется температура младенца, с помощью видеокамеры определяются частота дыхания и сердечных сокращений.

В работе [52] описан метод калибровки инфракрасной термографии в НИ, позволивший повысить точность измерения температуры и обеспечить непрерывность мониторинга.

В работе [53] предлагается метод бесконтактного мониторинга показателей жизнедеятельности новорожденных на основе доработанной авторами технологии машинного зрения и распознавания образов для фотоплетизмографии. Анализ и фильтрация сигнала фотоплетизмограммы позволяет анализировать нарушение дыхания и сердечного ритма.

В работе [54] предложен подход, при котором на основе набора датчиков и микроконтроллера собираются и анализируются следующие физиологические параметры: частота сердечных сокращений, температура, артериальное давление и амплитуда движений ребенка в НИ. В случае критического нарушения параметров срабатывает тревожная сигнализация, которая предупреждает медицинский персонал об потенциально опасной ситуации, предлагает возможный вариант решения за счет алгоритма поиска нарушения состояния параметров ребенка и позволяет оперативно осуществить профилактические меры.

В работе [55] рассмотрены различные бесконтактные методы измерения размеров ребенка в НИ. Отмечается то, что наибольшее распространение получили бесконтактные 3D-измерения.

Наибольших успехов в разработке и исследовании НИ добилась исследовательская группа под руководством профессора Ш. Леонхардта на кафедре медицинских информационных технологий (MedIT) в Гельмгольц-Институте биомедицинской инженерии Рейнско-Вестфальского технического университета Ахена [9, 10, 28, 29, 56-63]. Авторами предложен новый бесконтактный метод мониторинга частоты дыхания недоношенных детей НИ [56]. Новый метод основан на анализе и обработке изображений, полученных с помощью тепловизионной камеры. Было проведено клиническое исследование метода на новорожденных детях, что подтвердило возможность эффективного использования разработанного бесконтактного метода для мониторинга состояния недоношенных детей [56]. Использование бесконтактных методов мониторинга жизненно важных систем и функций организма особенно важно при контроле за состоянием недоношенных детей, так как установка электродов на теле ребенка ведет к травмам кожного покрова [56]. В работах [28-29] представлена система видеомониторинга для диагностики бради- и тахикардии и гипо- и гипертермии у новорожденных. Реализованный алгоритм позволяет непрерывно измерять и анализировать частоту сердечных сокращений с помощью фотоплетизмографической визуализации, а также температуру кожи новорожденного в разных точках поверхности тела. Система тестируется с использованием неонатального фантома [28]. В работах [57-60] показано, что инфракрасное тепловидение является эффективным бесконтактным методом для непрерывного измерения температуры недоношенных детей в НИ и для бесконтактного контроля процесса дыхания. В [57] разработан метод измерения температуры тела ребенка в НИ с использованием инфракрасной термографии. Авторы статьи [59] разработали метод калибровки для повышения точности измерений на основе инфракрасных камер. В работе [61] представлены алгоритмы автоматической сегментации частей тела новорожденных с использованием методов глубокого обучения для нейронных сетей с целью использования в термографии. В работах [62, 63] описано применение нейронных сетей глубокого обучения для распознавания изображений новорожденных в задачах мониторинга параметров организма. В работе [64]

представлен алгоритм глубокого обучения нейронных сетей для системы мониторинга дыхания новорожденного на основе видеокамеры.

В работе [65] предлагается определять окружность головы новорожденного в НИ с помощью ультразвуковых датчиков.

В работе [66] приведены результаты обширных исследований влияния циркадных ритмов на параметры организма новорожденного в НИ. Показано, что циклы света и темноты оказывают существенное влияние на их жизненные показатели и развитие ребенка. Определены направления для дальнейших исследований.

В работе [67] описываются эксперименты по применению волоконно-оптических датчиков на основе решеток Брэгга для измерения температуры среды в НИ и температуры кожи новорожденного. Исследования показали, что новый метод измерения температуры не уступает традиционным способам.

Разработка систем управления неонатальными инкубаторами

Разработкам систем управления НИ посвящено много работ. Биомедицинскими инженерами и учеными предлагаются системы, основанные на традиционных ПИД-алгоритмах с использованием нечеткой логики и нейронных сетей, а также различных видов адаптивного управления.

В работе [68] для НИ предлагается метод калибровки на основе нейронной сети прямого распространения датчиков температуры и влажности, позволяющий проводить точную идентификацию динамической модели.

В работе [69] предложено использовать предиктор (прогнозирующий модуль) Смита в системе управления температурой в НИ. В исследовании [70] изучается метод автоматической настройки ПИД-регуляторов в НИ на основе применения методов идентификации.

Авторы [71] предлагают прототип НИ на основе микроконтроллера, реализующего управление температурой и давлением с помощью алгоритма Мамдани (алгоритм нечеткого логического вывода). Известна система поддержки принятия врачебных решений на основе мониторинга температуры, частоты сердечных сокращений и частоты дыхания новорожденного [72]. На основе разветвленного алгоритма с применением нечеткой логики анализируются данные жизнедеятельности ребенка и делаются выводы о возможных нарушениях критического характера. Также применяются алгоритмы нечеткого управления НИ [73] и комбинированного нечеткого управления с использованием ПИД-регулятора [74].

В работе [75] предлагается прототип НИ в виде автоматизированной системы с обратной связью для контроля и управления влажностью с применением ультразвукового пьезоэлектрического увлажнителя. В работе [76] спроектирован НИ с регулированием температуры и влажности на основе алгоритмов адаптивного безмодельного управления. Авторами статьи [77] предложен цифровой ПИД-регулятор для управления температурой внутри НИ на основе использования методов идентификации, учитывающих динамическое поведение биотехнической системы.

Авторы статьи [78] предлагают использовать метод динамического программирования для разбиения задачи управления влажностью внутри НИ на совокупность рекуррентно связанных между собой относительно простых подзадач и последовательного эффективного их решения.

В направлении реализации различных методов управления параметрами внутренней среды НИ на протяжении более 10 лет работает группа ученых из Тунисского университета Эль-Манар [8, 79-86]. Группой разработан и реализуется метод обобщенного прогностического контроля на основе тепловых моделей НИ и ребенка.

Закон предиктивного управления и имитационная модель, разработанные в среде Matlab & Simulink, позволяют оценить показатели качества процесса управления параметрами среды НИ. Используется не прямое адаптивное обобщенное предиктивное управление режимами НИ на основе идентификации с использованием рекурсивного метода наименьших квадратов, а также рассматривается каскадная схема управления. Этой группой разработаны метод управления НИ на основе генетического алгоритма и метод роя частиц для настройки ПИД-регулятора.

В работах [87-93] предлагается использовать технические средства на основе беспроводных сетей и микрокомпьютеров Arduino и Raspberry для мониторинга и управления параметрами НИ, что дает возможность дистанционно передавать данные мониторинга медицинскому персоналу.

Развивается направление по снижению стоимости НИ для стран со средним уровнем дохода. Делаются попытки создания НИ с удешевлением в элементной базе блока управления и материалах корпуса [94], с массовым использованием 3D-печати [95].

Исследования влияния негативных факторов

Крайне актуальной задачей для неонатологии остается борьба с негативным влиянием чрезмерного яркого света и высоких уровней шума на состояние недоношенного ребенка. Избыточные свет и шум являются одними из ключевых факторов стресса и причин нарушений зрительного пути [96-109]. В последние годы критическая масса исследований о влиянии света и шума на недоношенных детей позволила сформировать отдельное направление в неонатологии – экологическую неонатологию [110].

Исследователями [111] проведен обзор работ по влиянию электромагнитных полей на новорожденных в НИ. Электромагнитные поля описаны как потенциально опасные для новорожденных и лиц, осуществляющих уход за ними.

Другим актуальным аспектом развития НИ является борьба с микроорганизмами, в том числе патогенами, способными вызвать смерть и тяжелые заболевания новорожденного [112-114].

Обсуждение

Многоуровневый анализ результатов исследований и разработок в области НИ позволил выявить особенности, проблемы и перспективы развития этих медицинских изделий.

В первую очередь отметим, что современные отечественные научные исследования в области совершенствования инкубаторов для новорожденных практически отсутствуют.

Применительно к общемировым тенденциям следует отметить, что в настоящее время ведутся многочисленные модельные исследования процессов тепломассопереноса в НИ с учетом терморегуляции ребенка и его 3D-модели, циркуляции воздушной среды, конвективного, лучистого и кондуктивного теплообмена. Для численного моделирования чаще всего используются программные пакеты для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики, например ANSYS Fluent, COMSOL Multiphysics и др. Численные модельные исследования сочетаются довольно часто с физическим моделированием. Движение воздушных потоков анализируется с помощью видеокамер, работающих в видимом (дополнительно используется дым) и инфракрасном диапазонах. Анализ результатов многочисленных исследований показал, что в настоящее время не

до конца выяснена эффективность использования двойных стенок в НИ и их влияние на процессы теплообмена.

Для исследования тепловых процессов и систем управления НИ широко применяются неонатальные фантомы. Современные фантомы новорожденных имеют анатомическое сходство с ними и чаще всего изготавливаются на основе аддитивных технологий с помощью 3D-печати. Имитация процесса терморегуляции производится за счет электрических нагревателей и датчиков температуры, установленных в фантоме, а также системы управления на основе микроконтроллера. В настоящее время практически отсутствуют гидродинамические неонатальные фантомы и методы имитации процессов испарения влаги с тела ребенка и при дыхании.

Значительное число публикаций посвящено разработке методов мониторинга физиологических параметров организма ребенка, находящегося в НИ. Внимание исследователей привлечено к методам бесконтактного мониторинга с использованием видеокамер и термометрии, которые позволяют определить температуру, частоту дыхания и сердечных сокращений, а также размеры тела ребенка. Можно сделать вывод о том, что одна из основных задач исследователей заключается в стремлении приблизить точность бесконтактных измерений к точности контактных методов определения параметров организма ребенка.

Разработчики НИ решают проблему обеспечения высокой эффективности поддержания параметров микроклимата НИ за счет совершенствования системы управления. К настоящему времени к основным алгоритмам управления НИ относится закон ПИД-регулирования. В отдельных публикациях представлены исследования по применению нечеткого управления и различных видов адаптивного управления. Исследователи пробуют осуществить трансфер технологий из смежных дисциплин, например адаптировать метод предиктора Смита, метод динамического программирования, ARMAX и т. п. Поскольку в настоящее время проблема точности поддержания параметров микроклимата в НИ при действии возмущений до конца не решена, следует продолжать исследования по разработке и применению новых алгоритмов управления.

Анализ высокорейтинговых публикаций и тематических патентов позволил установить, что конструкция НИ требует доработки систем защиты от шума, электромагнитного излучения, инфекций, вредных примесей в нагнетаемом воздухе и т. п.

Таким образом, в настоящее время у конкурентов и коллег имеется множество задач по повышению эффективности поддержания подходящих для новорожденных условий окружающей среды в НИ.

Заключение

На основе анализа рынка установлены основные разработчики и производители НИ: Drägerwerk AG (Германия), General Electric Company (GE Healthcare) (США) и Atom Medical Corporation (Япония). Новые технические решения и характеристики в целом повторяются в моделях НИ, разработанных компаниями-производителями.

Наблюдается недостаток внимания к исследованиям НИ в области биомедицинской инженерии отечественных научных групп.

При современных исследованиях тепломассообмена в НИ следует ориентироваться на применение программных пакетов для вычислительной гидро-, аэро- и термодинамики и физические эксперименты с использованием видеокамер для видимого и инфракрасного диапазона, динамических неонатальных фантомов, имитирующих процессы жизнедеятельности ребенка.

Для мониторинга физиологических показателей ребенка в НИ преимущественно рекомендуются бесконтактные методы измерений.

Для повышения точности регулирования параметров микроклимата нужно применять новые алгоритмы, например методы адаптивного и нейросетевого управления.

Одной из главных задач разработчиков НИ является обеспечение стандартов, установленных требованиями экологической неонатологии.

СПИСОК ИСТОЧНИКОВ / REFERENCES

1. Nearly 30 million sick and premature newborns in dire need of treatment every year. URL: <https://www.who.int/news/item/13-12-2018-nearly-30-million-sick-and-premature-newborns-in-dire-need-of-treatment-every-year> (дата обращения: 05.11.2023).
2. Ohuma E.O., Moller A.B., Bradley E., Chakwera S., Hussain-Alkhateeb L., Lewin A., Okwaraji Y.B., Mahanani W.R., Johansson E.W., Lavin T., Fernandez D.E., Domínguez G.G., de Costa A., Cresswell J.A., Krasevec J., Lawn J.E., Blencowe H., Requejo J., Moran A.C. National, regional, and global estimates of preterm birth in 2020, with trends from 2010: a systematic analysis. *Lancet*. 2023;402(10409):1261–1271. URL: [https://www.thelancet.com/pdfs/journals/lancet/PIIS0140-6736\(23\)00878-4.pdf](https://www.thelancet.com/pdfs/journals/lancet/PIIS0140-6736(23)00878-4.pdf). DOI: 10.1016/S0140-6736(23)00878-4 (дата обращения: 05.11.2023).
3. Webster J.G. *Encyclopedia of medical devices & instrumentation*. 2nd ed., volume 4 Wiley-Interscience; 2006. P. 144–146.
4. Infant Incubator Market by Product, Application, and End User: Global Opportunity Analysis and Industry Forecast, 2021–2030. URL: <https://www.researchandmarkets.com/reports/5561176/infant-incubator-market-by-product-application> (дата обращения: 05.11.2023).
5. Yeler O., Koseoglu M. Performance prediction modeling of a premature baby incubator having modular thermoelectric heat pump system. *Applied Thermal Engineering*. 2021;182:116036. DOI: 10.1016/j.applthermaleng.2020.116036.
6. Kapen, T., Anero G., Mohamadou Y., D. Jauspin, F. Momo. An energy efficient neonatal incubator: mathematical modeling and prototyping. *Health and Technology*. 2019;(9):57–63. DOI: 10.1007/s12553-018-0253-3.
7. Hadj Ali J.El., Feki E., Zermani M.A., de Prada C., Mami A., Incubator system identification of humidity and temperature: Comparison between two identification environments. *2018 9th International Renewable Energy Congress (IREC)*. 2018:1–6. DOI: 10.1109/IREC.2018.8362529.
8. Zermani M.A., Feki E., Mami A. Building simulation model of infant-incubator system with decoupling predictive controller. *IRBM*. 2014;35(4):189–201. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S195903181400075X>. DOI: 10.1016/j.irbm.2014.07.001 (дата обращения: 05.11.2023).
9. Pereira C.B., Heimann K., Czaplik M., Blazek V., Venema B., Leonhardt S. Thermoregulation in premature infants: A mathematical model. *Journal of Thermal Biology*. 2016;62(B):159–169. DOI: 10.1016/j.jtherbio.2016.06.021 (дата обращения: 05.11.2023).
10. Abbas A.K., Leonhardt S. System Identification of Neonatal Incubator based on Adaptive ARMAX Technique. *4th European Conference of the International Federation for Medical and Biological Engineering. Vol. 62*. Springer Berlin Heidelberg; 2009. 2515–2519 p. URL: https://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-540-89208-3_603. DOI: 10.1007/978-3-540-89208-3_603 (дата обращения: 05.11.2023).

11. Kim Y.H., Kwon C.H., Yoo S.C. Experimental and numerical studies on convective heat transfer in a neonatal incubator. *Med. Biol. Eng. Comput.* 2002;(40):114–121 DOI: 10.1007/BF02347704.
12. Casado A.R., Larrodé-Díaz M., Fernandez Zacarias F.F., Molina R.H. Experimental and computational model for a neonatal incubator with thermoelectric conditioning system. *Energies*. 2021;14(17):5278. URL: <https://www.mdpi.com/1996-1073/14/17/5278>. DOI: 10.3390/en14175278. (дата обращения: 05.11.2023).
13. Fraguera A., Matlalcuatzi F.D., Ramos A.M. Mathematical modelling of thermoregulation processes for premature infants in closed convectively heated incubators. *Computers in Biology and Medicine*. 2015;(57):159–172, URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0010482514003412>. DOI: 10.1016/j.compbiomed.2014.11.021 (дата обращения: 05.11.2023).
14. Ginalski M.K., Nowak A.J., Wrobel L.C. A combined study of heat and mass transfer in a double-walled infant incubator. *Medical Engineering & Physics*. 2007;29. URL: https://www.academia.edu/52810133/A_combined_study_of_heat_and_mass_transfer_in_a_double_walled_infant_incubator.
15. Hannouch A., Habchi C., Lemenand T., Khoury K., Numerical evaluation of the convective and radiative heat transfer coefficients for preterm neonate body segments inside an incubator. *Building and Environment*. 2020;(183)107085. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0360132320304613>. DOI: 10.1016/j.buildenv.2020.107085 (дата обращения: 05.11.2023).
16. Delanaud S., Decima P., Pelletier A., Libert J., Stephan-Blanchard E., Bach V., Tourneux P., 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. *Medical Engineering & Physics*. 2016;38(9):922–928. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350453316301072?via%3Dihub>. DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.05.010 (дата обращения: 05.11.2023).
17. Baghel D.K., Sinha S.L., Dewangan S.K. SST K- ω based air flow and heat transfer assessment in an infant incubator. *Journal of Computational & Applied Research in Mechanical Engineering*. 2023;12(2):161–175. URL: https://jcar.me.sru.ac.ir/article_1780_931d07becc32d3c305e1e9c37acec0d7.pdf. DOI: 10.22061/jcar.me.2022.7590.2010 (дата обращения: 05.11.2023).
18. Silva A.B., Laszczyk J., Wrobel L.C., Ribeiro F.L., Nowak A.J. A thermoregulation model for hypothermic treatment of neonates. *Med Eng Phys*. 2016;38(9):988–998. URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/abs/pii/S1350453316301321?via%3Dihub>. DOI: 10.1016/j.medengphy.2016.06.018 (дата обращения: 05.11.2023).
19. Delanaud S., Chahin Yassin F., Durand E., Tourneux P., Libert J-P. Can mathematical models of body heat exchanges accurately predict thermal stress in premature neonates? *Applied Sciences*. 2019;9(8):1541. URL: <https://www.mdpi.com/2076-3417/9/8/1541>. DOI: 10.3390/app9081541 (дата обращения: 05.11.2023).
20. Ginalski M.K., Nowak A.J. Computational model of selected transport processes in an infant incubator. *XXI ICTAM*. 2004 URL: <http://fluid.ippt.gov.pl/ictam04/CD ICTAM04/FM1/12409/abstract.pdf> (дата обращения: 05.11.2023).
21. Ginalski M.K., Nowak A.J., Wrobel L.C. Modelling of heat and mass transfer processes in neonatology. *Biomed. Mater.* 2008;3(3). URL: https://iopscience.iop.org/article/10.1088/1748-6041/3/3/034113/pdf?casa_token=p1MujWa_ihEAAAAA:cdQZ9JIX2Om-RJPgSemDz5chwK-FO523dd9_cxkgzs_s3gkvBxXh1EyXoGFSWkpRa-

- [S28ZiNrMT8zXiFU2U8Gt5HmZI](#). DOI: 10.1088/1748-6041/3/3/034113 (дата обращения: 05.11.2023).
22. Hannouch A., Lemenand T., Khoury K., Habchi C. Coupled radiative and convective heat losses from preterm infant inside an incubator with radiant heaters. *VIII International Conference on Computational Methods for Coupled Problems in Science and Engineering, COUPLED PROBLEMS 2019, June 2019, Sitges, Spain*. URL: <https://univ-angers.hal.science/hal-02568379/document> (дата обращения: 05.11.2023).
 23. Ige E.O., Dare A.A., Adeniyi K.A., Coker A.O., Murphy R.L., Glucksberg M., Gatchell D. Suitability of hood geometry for design of a PCM neonate incubator for resource-limited clinical applications. *J Med Syst*. 2021;45(3):32. DOI: 10.1007/s10916-021-01716-9.
 24. Havenith G., Fiala D. Thermal indices and thermophysiological modeling for heat stress. *Compr Physiol*. 2015;6(1):255–302. URL: <https://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1002/cphy.c140051>. DOI: 10.1002/cphy.c140051 (дата обращения: 05.11.2023).
 25. Sarman I., Bolin D., Holmér I., Tunell R. Assessment of thermal conditions in neonatal care: use of a manikin of premature baby size. *Am J Perinatol*. 1992;9(4):239–46. DOI: 10.1055/s-2007-994780.
 26. Frankenberger R.T., Bussmann O., Nahm W., Konecny E. Model for simulation of heat loss by premature infants. *Biomed Tech (Berl)*. 1998;43(5):137–43. URL: <https://www.degruyter.com/document/doi/10.1515/bmte.1998.43.5.137/html>. DOI: 10.1515/bmte.1998.43.5.137 (дата обращения: 05.11.2023).
 27. Hannouch A., Habchi C., Metni N., Lemenand T. Thermal analysis of a 3D printed thermal manikin inside an infant incubator. *International Journal of Thermal Sciences*. 2023;183:(107826). URL: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S1290072922003544>. DOI: 10.1016/j.ijthermalsci.2022.107826 (дата обращения: 05.11.2023).
 28. Lyra S., Voss F., Coenen A., Blase D., Aguirregomezcorta I.B., Uguz D.U., Leonhardt S., Antink C.H. A neonatal phantom for vital signs simulation. *IEEE Trans Biomed Circuits Syst*. 2021;15(5):949–959. URL: <https://ieeexplore.ieee.org/document/9524494>. DOI: 10.1109/tbcas.2021.3108066 (дата обращения: 05.11.2023).
 29. Voss F., Lyra S., Blase D., Leonhardt S., Lüken M. A setup for camera-based detection of simulated pathological states using a neonatal phantom. *Sensors (Basel)*. 2022;22(3):957. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8838518/pdf/sensors-22-00957.pdf>. DOI: 10.3390/s22030957 (дата обращения: 05.11.2023).
 30. Akahane K., Kai M., Kusama T., Mitarai T., Ono K., Hada M., Ninomiya H., Kato Y. Development of neonate phantom for estimating medical exposure. *IRPA-10 Proceedings of the 10th international congress of the International Radiation Protection Association on harmonization of radiation, human life and the ecosystem, (p. Iv)*. Japan Health Physics Society. Hiroshima, Japan, 14-19 May 2000. URL: <https://www.irpa.net/irpa10/cdrom/00582.pdf> (дата обращения: 05.11.2023).
 31. Groenewald A., Groenewald W.A. In-house development of a neonatal chest simulation phantom. *J Appl Clin Med Phys*. 2014;15(3):4768. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5711047/pdf/ACM2-15-282.pdf>. DOI: 10.1120/jacmp.v15i3.4768 (дата обращения: 05.11.2023).
 32. Larsson J., Liao P., Lundin P., Krite Svanberg E., Swartling J., Lewander Xu. M., Bood J., Andersson-Engels S. Development of a 3-dimensional tissue lung phantom of a preterm infant for optical measurements of oxygen-Laser-detector position considerations. *J Biophotonics*. 2018;11(3). DOI: 10.1002/jbio.201700097.

33. Samantha D., Wight E., Forbush R. Occupational radiation exposure of respiratory therapists during manual ventilation in the neonatal intensive care unit. Conference: American Association for Respiratory Care International Congress. 2018;63. DOI: 10.13140/RG.2.2.10650.88008.
34. Pacheco Tobo A.L., Li H., Chakravarty M., Konugolu Venkata Sekar S., Andersson-Engels S. Anthropomorphic optical phantom of the neonatal thorax: a key tool for pulmonary studies in preterm infants. *J Biomed Opt.* 2020;25(11):115001. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7670093/pdf/JBO-025-115001.pdf>. DOI: 10.1117/1.jbo.25.11.115001 (дата обращения: 05.11.2023).
35. Fujibuchi T. Investigation of a method for creating neonatal chest phantom using 3D printer. *Journal of Physics: Conference Series, 1943.* 2021;1943(1):012056. DOI: 10.1088/1742-6596/1943/1/012056.
36. Orr T.N., Winter J.D., Campbell G.J., Thompson R.T., Gelman N. A phantom material for MRI of the neonatal brain. 2017. URL: <https://proceedings.cmbes.ca/index.php/proceedings/article/download/178/174>.
37. Kozana A., Boursianis T., Kalaitzakis G., Raissaki M., Maris T.G. Neonatal brain: Fabrication of a tissue-mimicking phantom and optimization of clinical T1w and T2w MRI sequences at 1.5 T. *Phys Med.* 2018;55:88–97. DOI: 10.1016/j.ejmp.2018.10.022.
38. Clément J., Tomi-Tricot R., Malik S.J., Webb A., Hajnal J.V., Ipek Ö. 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. *MAGMA.* 2022;35(5):765–778. URL: <https://link.springer.com/content/pdf/10.1007/s10334-021-00988-z.pdf?pdf=button>. DOI: 10.1007/s10334-021-00988-z (дата обращения: 05.11.2023).
39. Gatto M., Memoli G., Shaw A., Sathoo N., Gelat P., Harris R.A. Three-dimensional printing (3DP) of neonatal head phantom for ultrasound: thermocouple embedding and simulation of bone. *Med Eng Phys.* 2012;34(7):929–937. DOI: 10.1016/j.medengphy.2011.10.012.
40. Tavakolian P., Todd R., Kosik I., Chamson-Reig A., Vasefi F., Lawrence K.St., Carson J.J.L. Development of a neonatal skull phantom for photoacoustic imaging. *Proc. SPIE 8581, Photons Plus Ultrasound: Imaging and Sensing 2013.* 2013;858146. DOI: 10.1117/12.2005372.
41. Ultrasound Neonatal Head Phantom (Normal Type). URL: https://www.kyotokagaku.com/products_data/us14a_catalog_en.pdf (дата обращения: 05.11.2023).
42. Mass P.N., Contento J.M., Opfermann J.D., Sumihara K., Kumthekar R.N., Berul C.I. An infant phantom for pediatric pericardial access and electrophysiology training. *Heart Rhythm O2.* 2022;3(3):295–301. DOI: 10.1016%2Fj.hroo.2022.02.010 (дата обращения: 05.11.2023).
43. Intubation phantom of a newborn baby. URL: <https://www.southernbiological.com/intubation-phantom-of-a-newborn-baby/> (дата обращения: 05.11.2023).
44. PH-50 Newborn whole body phantom. URL: <https://mediscientific.co.uk/product/newborn-whole-body-phantom/> (дата обращения: 05.11.2023).
45. Joseph R.A., Derstine S., Killian M. Ideal site for skin temperature probe placement on infants in the NICU: A review of literature. *Advances in Neonatal Care.* 2017;17:114–122. DOI: 10.1097/anc.0000000000000369.

46. Smith J. Methods and devices of temperature measurement in the neonate: A narrative review and practice recommendations. *Newborn and Infant Nursing Reviews*. 2014;14(2):64–71. DOI: 10.1053/j.nainr.2014.03.001.
47. Malloy-McDonald M.B. Skin care for high-risk neonates. *Journal of Wound Ostomy & Continence Nursing*. 1995;22(4):177-182. DOI: 10.1097/00152192-199507000-00008.
48. Chen W., Bouwstra S., Bambang S., Feijs L. Intelligent design for neonatal monitoring with wearable sensors. *Intelligent and Biosensors*. 2010;386–410. DOI: 10.5772/7031.
49. Marcatto J. de Oliveira, Santos A.S., Oliveira A.J.F., Costa A.C.L., Regne G.R.S., da Trindade R.E., Couto D.L., de Souza Noronha K.V.M., Andrade M.V. Medical adhesive-related skin injuries in the neonatology department of a teaching hospital. *Nursing in Critical Care*. 2021;27(4):583–588. DOI: 10.1111/nicc.12621.
50. Villarroel M., Guazzi A., Jorge J., Davis S., Watkinson P., Green G., Shenvi A., McCormick K., Tarassenko L. Continuous non-contact vital sign monitoring in neonatal intensive care unit. *Healthc Technol Lett*. 2014;23;1(3):87–91. URL: <https://ietresearch.onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1049/htl.2014.0077>. DOI: 10.1049/htl.2014.0077 (дата обращения: 05.11.2023).
51. Kolarovic R.S., Barsky B.E. Patent No. US6679830B2. *Infant incubator with non-contact sensing and monitoring*. 2001.
52. Hamada K., Hirakawa E., Asano H., Hayashi H., Mine T., Ichikawa T., Nagata Y. Infrared thermography with high accuracy in a neonatal incubator. *Ann Biomed Eng*. 2022;50(5):529–539. URL: <https://link.springer.com/article/10.1007/s10439-022-02937-w>. DOI: 10.1007/s10439-022-02937-w (дата обращения: 05.11.2023).
53. Cobos-Torres J.C., Abderrahim M., Martínez-Orgado J. Non-contact, simple neonatal monitoring by photoplethysmography. *Sensors (Basel)*. 2018;18(12):4362. URL: <https://www.mdpi.com/1424-8220/18/12/4362>. DOI: 10.3390/s18124362 (дата обращения: 05.11.2023).
54. Muthuramalingam S. Security and health monitoring system of the baby in incubator. *International Journal of Engineering and Advanced Technology*. 2019;8(6). DOI: 10.35940/ijeat.F9353.088619.
55. van Gils R.H.J., Wauben L.S.G.L., Helder O.K. Body size measuring techniques enabling stress-free growth monitoring of extreme preterm infants inside incubators: A systematic review. *PLoS One*. 2022;17(4):e0267285. URL: <https://journals.plos.org/plosone/article?id=10.1371/journal.pone.0267285>. DOI: 10.1371/journal.pone.0267285 (дата обращения: 05.11.2023).
56. Pereira C.B., Yu X., Goos T., Reiss I., Orlikowsky T., Heimann K., Venema B., Blazek V., Leonhardt S., Teichmann D. Noncontact monitoring of respiratory rate in newborn infants using thermal imaging. *IEEE Trans Biomed Eng*. 2019;66(4):1105–1114. DOI: 10.1109/tbme.2018.2866878.
57. Abbas A.K., Leonhardt S. Intelligent neonatal monitoring based on a virtual thermal sensor. *BMC Med Imaging*. 2014;14:9. DOI: 10.1186/1471-2342-14-9 (дата обращения: 05.11.2023).
58. Abbas A.K., Jergus K., Heiman K., Orlikowsky T., Leonhardt S. Neonatal Infrared Thermography Imaging. In: Chen W., Oetomo S.B., Feijs L. (eds) *Neonatal Monitoring Technologies: Design for Integrated Solutions, Book chapter*: IGI Global; 2011. p. 84–124.
59. Voss F., Wolski L., Blasé D., Leonhardt S., Lüeken M. Live temperature calibration for neonatal thermography. *Conference: IUPESM World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering 2022. Singapore*. 2023.

60. Abbas A.K., Heimann K., Jergus K., Orlikowsky T., Leonhardt S. Neonatal non-contact respiratory monitoring based on real-time infrared thermography. *Biomed Eng Online*. 2011;10:93. DOI: 10.1186/1475-925x-10-93 (дата обращения: 05.11.2023).
61. Voss F., Brechmann N., Lyra S., Rixen J., Leonhardt S., Hoog Antink C. Multi-modal body part segmentation of infants using deep learning. *Biomed Eng Online*. 2023;22(1):28. DOI: 10.1186/s12938-023-01092-0.
62. Lyra S., Mustafa A., Rixen J., Borik S., Lueken M., Leonhardt S. Conditional Generative Adversarial Networks for Data Augmentation of a Neonatal Image Dataset. *Sensors (Basel)*. 2023;23(2):999. DOI: 10.3390/s23020999.
63. Lyra S., Rixen J., Heimann K., Karthik S., Joseph J., Jayaraman K., Orlikowsky T., Sivaprakasam M., Leonhardt S., Hoog Antink C. Camera fusion for real-time temperature monitoring of neonates using deep learning. *Med Biol Eng Comput*. 2022;60(6):1787–1800. DOI: 10.1007/s11517-022-02561-9 (дата обращения: 05.11.2023).
64. Földesy P., Zarándy Á., Szabó M. Reference free incremental deep learning model applied for camera-based respiration monitoring. *IEEE Sensors Journal*. 2021;21(2):2346–2352. DOI: 10.1109/JSEN.2020.3021337 (дата обращения: 05.11.2023).
65. Firmansyah R., Widodo A., Romadhon A.D., Hudha M.S., Saputra P.P.S., Lestari N.A. The prototype of infant incubator monitoring system based on the internet of things using NodeMCU ESP8266. *2019 J. Phys.: Conf. Ser. 1171 012015*. DOI: 10.1088/1742-6596/1171/1/012015.
66. Çetin K., Ekici B. The effect of incubator cover on newborn vital signs: The design of repeated measurements in two separate groups with no control group. *Children (Basel)*. 2023;14;10(7):1224. DOI: 10.3390/children10071224.
67. Burunkaya M., Yucel M. Measurement and control of an incubator temperature by using conventional methods and Fiber Bragg grating (FBG) based temperature sensors. *J Med Syst*. 2020;44(10):178. DOI: 10.1007/s10916-020-01650-2.
68. de Araújo J.M., de Menezes J.M., Moura de Albuquerque A.A., da Mota Almeida O., Ugulino de Araújo F.M. Assessment and certification of neonatal incubator sensors through an inferential neural network. *Sensors (Basel)*. 2013;13(11):15613–15632. DOI: 10.3390/s131115613 (дата обращения: 05.11.2023).
69. Lima S., Tarbouriech F., Gouaisbaut, Filho M.A., García P. Analysis and experimental application of a dead-time compensator for input saturated processes with output time-varying delays. *IET Control Theory and Applications*. 2021;15(4):580–593. DOI: 10.1049/cth2.12063 (дата обращения: 05.11.2023).
70. Pereira R.D.O., Torrico B.C. New automatic tuning of multivariable PID controller applied to a neonatal incubator. *2015 8th International Conference on Biomedical Engineering and Informatics (BMEI), Shenyang, China, 2015*. 2015. p. 588–593. DOI: 10.1109/BMEI.2015.7401572.
71. Zimmer D.B., Inks A.A.P., Clark N., Sendi C. Design, control, and simulation of a neonatal incubator. *Annu Int Conf IEEE Eng Med Biol Soc, 2020, Montreal, QC, Canada*. 2020. p. 6018–6023. DOI: 10.1109/embc44109.2020.9175407.
72. Sobowale A.A., Olaniyan O.M., Adetan O., Adanigbo O., Esan. A., Olusesi A.T., Wahab W.B., Adewumi O.A. Implementation of a clinical decision support systems-based neonatal monitoring system framework. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications (IJACSA)*. 2020;11(9). URL: <https://thesai.org/Publications/ViewPaper?Volume=11&Issue=9&Code=IJACSA&SerialNo=44>. DOI: 10.14569/IJACSA.2020.0110944 (дата обращения: 05.11.2023).
73. Ele P., Mbede J.B., Ondoua, E. *Parameters Modelling and Fuzzy Control System of Neonatal Incubators*. 2009. SETIT 2009 5th International Conference: Sciences of

- Electronic, Technologies of Information and Telecommunications, 22-26 March 2009, Tunisia.
74. Alimuddin A., Arafiyah R., Saraswati I., Alfanz R., Hasudungan P., Taufik T. Development and performance study of temperature and humidity regulator in baby incubator using Fuzzy-PID hybrid controller. *Energies*. 2021;14(20):6505. URL: <https://www.mdpi.com/1996-1073/14/20/6505>. DOI: 10.3390/en14206505 (дата обращения: 05.11.2023).
 75. Alduwaish S., Alshakri O., Alamri R., Alfariéh R., Alqahtani S., Hameed K., Alomari A. Automated humidity control system for neonatal incubator. *Journal of Physics: Conference Series 2071*. 2021;2071:012029. DOI: 10.1088/1742-6596/2071/1/012029.
 76. Ismail A., Noura H., Harmouch F., Harb Z. Design and control of a neonatal incubator using model-free control, *2021 29th Mediterranean Conference on Control and Automation (MED), Puglia, Italy, 2021*. 2021; p. 286–291. DOI: 10.1109/MED51440.2021.9480305.
 77. Pinto J.A.D., Córdova E.Á., Lévano C.B.C. Design and implementation of a digital PID temperature controller for neonatal incubator ESVIN. *Journal of Mechanics Engineering and Automation 5*. 2015:167–172. DOI: 10.17265/2159-5275/2015.03.005 (дата обращения: 05.11.2023).
 78. Abdiche M., Farges G., Delanaud S., Bach V., Villon P., Libert J.P. Humidity control tool for neonatal incubator. *Med Biol Eng Comput*. 1998;36(2):241–245. DOI: 10.1007/bf02510752.
 79. Zermani M.A., Feki E., Mami A. Application of genetic algorithms in identification and control of a new system humidification inside a newborn incubator. *International Conference on Communications, Computing and Control Applications (CCCA), Hammamet, Tunisia*. 2011; p. 1–6, DOI: 10.1109/CCCA.2011.6031225.
 80. Feki E., Zermani M.A., Mami A. Decoupling control approach for neonate incubator system. *International Journal of Computer Applications*. 2012;47(2):49–57. DOI: 10.5120/7164-9851.
 81. Zermani M.A., Feki E., Mami A. Decoupling multivariable GPC with reference observation and feed-forward compensation method. Case Study: Neonate incubator. *International Journal of Computer Science Issues*. 2012;9(4):508–515. URL: <https://ijcsi.org/papers/IJCSI-9-4-3-508-515.pdf> (дата обращения: 05.11.2023).
 82. Zermani M.A., Feki E., Mami A. Self-tuning weighting factor to decoupling control for incubator system. *International Journal of Information Technology, Control and Automation (IJITCA)*. 2012;2(3):67–83. URL: <https://zenodo.org/records/1404111>. DOI: 10.5121/ijitca.2012.2306 (дата обращения: 05.11.2023).
 83. Zermani M.A., Feki E., Mami A. GPC multivariable control applied to temperature and humidity neonate incubators. *International Conference on Electrical Engineering and Software Applications, Hammamet, Tunisia*. 2013; p. 1–6. DOI: 10.1109/ICEESA.2013.6578492.
 84. Feki E., Zermani M.A., Mami A. GPC Temperature control of a simulation model infant-incubator and practice with Arduino Board. *International Journal of Advanced Computer Science and Applications*. 2017;8(6):46–59. DOI: 10.14569/IJACSA.2017.080607 (дата обращения: 05.11.2023).
 85. Hadj A.J.E., Feki E., Mami A. Tuning PID using particle swarm optimization for controlling temperature of the infant incubator. *International Journal of Computer Science and Network Security*. 2020;20(3):174–182. URL: http://paper.ijcsns.org/07_book/202003/20200324.pdf (дата обращения: 05.11.2023).

86. Zermani M., Feki E., Mami A. Thermal control of the newborns using a cascade approach. *Studies in Informatics and Control*. 2023;32:119–130. DOI: 10.24846/v32i3y2023011.
87. Bhujbal R., Johnson H., Alag S., Ahire A. Smart ASHeR Infant incubator for accurate monitoring and control. *Journal of Emerging Technologies and Innovative Research*. 2021;8:531–536. URL: <https://www.jetir.org/papers/JETIR2108318.pdf>. DOI: 10.1729/Journal.27909 (дата обращения: 05.11.2023).
88. Samy K. Smart incubator for premature baby in an Iot applications. *Journal of Semiconductor Devices and Circuits*. 2023;9(2). URL: https://www.researchgate.net/publication/370659128_Smart_Incubator_for_Premature_Baby_In_An_Iot_Applications. DOI: 10.37591/JoSDC (дата обращения: 05.11.2023).
89. Inba M., Rajagopal S., Amala M., Kannagi V., Bharatha S.G., Chettiyar V.V., Jasmine V.A., Sanjeev K.N. Implementation of an intelligent neonatal monitoring system using Raspberry Pi. *ECS Transactions*. 2022;107(1):1001–1009. DOI: 10.1149/10701.1001ecst.
90. Cuervo R., Rodríguez-Lázaro M.A., Farré R., Gozal D., Solana G., Otero J. Low-cost and open-source neonatal incubator operated by an Arduino microcontroller. *HardwareX*. 2023;15:e00457. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10393824/pdf/main.pdf>. DOI: 10.1016/j.ohx.2023.e00457 (дата обращения: 05.11.2023).
91. Al-Sawaff Z., Kandemirli F. Yahya Y. LabVIEW based temperature control system for neonatal incubator. *Eurasian Journal of Science Engineering and Technology*. 2020:20–26. URL: <https://dergipark.org.tr/en/download/article-file/1067113> (дата обращения: 05.11.2023).
92. Al-Sawaff Z., Kandemirli F. Yahya Y. Neonatal incubator embedded temperature observation and monitoring using GSM. *Journal of Engineering Research and Reports*. 2019;4(1):1–9. DOI: 10.9734/jerr/2019/v4i116895.
93. Mahdi M.A., Gittaffa S.A., Issa A.H. Multiple fault detection and smart monitoring system based on machine learning classifiers for infant incubators using raspberry Pi 4. *Journal Européen des Systèmes Automatisés*. 2022;55(6):771–778. URL: <https://www.iieta.org/journals/jesa/paper/10.18280/jesa.550609>. DOI: 10.18280/jesa.550609 (дата обращения: 05.11.2023).
94. Chandrasekaran A., Amboiram P., Balakrishnan U., Abiramalatha T., Rao G., Jan S.M.S., Rajendran U.D., Sekar U., Thiruvengadam G., Ninan B. Disposable low-cost cardboard incubator for thermoregulation of stable preterm infant – a randomized controlled non-inferiority trial. *EClinicalMedicine*. 2020;31:100664. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7846710/>. DOI: 10.1016/j.eclinm.2020.100664 (дата обращения: 05.11.2023).
95. Zaylaa A.J., Rashid M., Shaib M., El Majzoub I. A handy preterm infant incubator for providing intensive care: Simulation, 3D printed prototype, and evaluation. *J Healthc Eng*. 2018;2018:8937985. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC5971329/>. DOI: 10.1155%2F2018%2F8937985 (дата обращения: 05.11.2023).
96. Marchal A., Melchior M., Dufour A., Poisbeau P., Zores C., Kuhn P. Pain behavioural response to acoustic and light environmental changes in very preterm infants. *Children (Basel)*. 2021;24;8(12):1081. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8700556/>. DOI: 10.3390/children8121081 (дата обращения: 05.11.2023).
97. Kaneshi Y., Ohta H., Morioka K., Hayasaka I., Uzuki Y., Akimoto T., Moriichi A., Nakagawa M., Oishi Y., Wakamatsu H., Honma N., Suma H., Sakashita R., Tsujimura S., Higuchi S., Shimokawara M., Cho K., Minakami H. Influence of light exposure at nighttime on sleep development and body growth of preterm infants. *Sci Rep*.

- 2016;6:21680. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC4753683/>. DOI: 10.1038/srep21680 (дата обращения: 05.11.2023).
98. Antonucci R., Porcella A., Fanos V. The infant incubator in the neonatal intensive care unit: unresolved issues and future developments. *J Perinat Med*. 2009;37(6):587–98. DOI: 10.1515/jpm.2009.109.
99. Marik P.E., Fuller C., Levitov A., Moll E. Neonatal incubators: a toxic sound environment for the preterm infant? *Pediatr Crit Care Med*. 2012;13(6):685–689. URL: https://journals.lww.com/pccmjournal/fulltext/2012/11000/neonatal_incubators_a_toxic_sound_environment_for.11.aspx. DOI: 10.1097/pcc.0b013e31824ea2b7 (дата обращения: 05.11.2023).
100. Rodríguez-Montaña V.M., Beira-Jiménez J.L., Puyana-Romero V., Cueto-Ancela J.L., Hernández-Molina R., Fernández-Zacarias F. Acoustic conditioning of the neonatal incubator compartment: Improvement proposal. *Front Pediatr*. 2022;10:955553. URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fped.2022.955553/full>. DOI: 10.3389/fped.2022.955553 (дата обращения: 05.11.2023).
101. Jaschke Artur C., Bos Arend F. Concept and considerations of a medical device: the active noise cancelling incubator. *Frontiers in Pediatrics*. 2023;11. URL: <https://www.frontiersin.org/articles/10.3389/fped.2023.1187815/full>. DOI: 10.3389/fped.2023.1187815 (дата обращения: 05.11.2023).
102. Alomar S. The Impact of incubators on noise transmission produced by high-frequency oscillatory ventilation inside the neonatal intensive care unit. *e-Journal of Neonatology Research*. 2011;1. URL: https://www.researchgate.net/publication/258312400_The_Impact_of_Incubators_on_Noise_Transmission_Produced_by_High-Frequency_Oscillatory_Ventilation_Inside_the_Neonatal_Intensive_Care_Unit (дата обращения: 05.11.2023).
103. Restin T., Gaspar M., Bassler D., Kurtcuoglu V., Scholkmann F., Haslbeck F.B. Newborn incubators do not protect from high noise levels in the neonatal intensive care unit and are relevant noise sources by themselves. *Children*. 2021;8(8):704. URL: <https://www.mdpi.com/2227-9067/8/8/704>. DOI: 10.3390/children8080704 (дата обращения: 05.11.2023).
104. Bellieni C.V., Nardi V., Buonocore G., Di Fabio S., Pinto I., Verrotti A. Electromagnetic fields in neonatal incubators: the reasons for an alert. *J Matern Fetal Neonatal Med*. 2019;32(4):695–699. DOI: 10.1080/14767058.2017.1390559.
105. Fernández-Zacarias F., Beira-Jiménez J.L., Puyana-Romero V., Hernández-Molina R. Diagnosis of noise inside neonatal incubators under free-field conditions. *Acoustics*. 2023;5(2):354–366. URL: <https://www.mdpi.com/2624-599X/5/2/21>. DOI: 10.3390/acoustics5020021 (дата обращения: 05.11.2023).
106. Hutchinson G., Du L., Ahmad K. Incubator-based sound attenuation: active noise control in a simulated clinical environment. *PLoS One*. 2020;15(7):e0235287. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC7363066/>. DOI: 10.1371/journal.pone.0235287 (дата обращения: 05.11.2023).
107. Hutchinson G.M., Wilson P.S., Sommerfeldt S., Ahmad K. Incubator-based active noise control device: comparison to ear covers and noise reduction zone quantification. *Pediatr Res*. 2023;94(5):1817–1823. URL: <https://www.nature.com/articles/s41390-023-02708-w>. DOI: 10.1038/s41390-023-02708-w (дата обращения: 05.11.2023).
108. Rodríguez-Balderrama I., Cisneros-Hernández J., Nieto, A., Ochoa-Correa E., Cavazos M. Measuring the quantity of light in neonatal care areas in a third-level hospital. *Revista Medicina Universitaria*. 2023;24. URL: https://www.researchgate.net/publication/366901165_Measuring_the_quantity_of_light_in_neonatal_care_areas_in_a_third-level_hospital. DOI: 10.24875/RMU.22000041 (дата обращения: 05.11.2023).

109. Monson B.B., Rock J., Cull M., Soloveychik V. Neonatal intensive care unit incubators reduce language and noise levels more than the womb. *J Perinatol.* 2020;40(4):600–606. DOI: 10.1038/s41372-020-0592-6.
110. Rodríguez R.G., Pattini A.E. Neonatal intensive care unit lighting: update and recommendations. *Arch Argent Pediatr.* 2016;114(4):361–367. URL: <https://www.sap.org.ar/docs/publicaciones/archivosarg/2016/v114n4a15e.pdf>. DOI: 10.5546/aap.2016.eng.361 (дата обращения: 05.11.2023).
111. Bellieni C.V., Nardi V., Buonocore G., Di Fabio S., Pinto I., Verrotti A. Electromagnetic fields in neonatal incubators: the reasons for an alert. *J Matern Fetal Neonatal Med.* 2019;32(4):695–699. DOI: 10.1080/14767058.2017.1390559.
112. Laurent F., Butin M. Staphylococcus capitis and NRCS-A clone: the story of an unrecognized pathogen in neonatal intensive care units. *Clin Microbiol Infect.* 2019;25(9):1081–1085. DOI: 10.1016/j.cmi.2019.03.009 (дата обращения: 05.11.2023).
113. Lange I., Edel B., Dawczynski K., Proquitté H., Pletz M.W., Kipp F., Stein C. Influence of the incubator as direct patient environment on bacterial colonization of neonates. *Microorganisms.* 2021;9(12):2533. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC8709377/>. DOI: 10.3390%2Fmicroorganisms9122533 (дата обращения: 05.11.2023).
114. Jiang L., Ma J., Li F., Qin N. Association between incubator standards and newborn nosocomial infection with machine-learning prediction. *Transl Pediatr.* 2023;12(4):655–662. URL: <https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC10167382/>. DOI: 10.21037/tp-23-171 (дата обращения: 05.11.2023).

ИНФОРМАЦИЯ ОБ АВТОРАХ / INFORMATION ABOUT THE AUTHORS

Фролов Сергей Владимирович, доктор технических наук, профессор и заведующий кафедрой Биомедицинская техника, Тамбовский государственный технический университет, Тамбов, Российская Федерация.
e-mail: sergej.frolov@gmail.com
ORCID: [0000-0003-2917-535X](https://orcid.org/0000-0003-2917-535X)

Sergei V. Frolov, Doctor of Technical Sciences, Professor, Head of the Department of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation.

Коробов Артём Андреевич, кандидат технических наук, ассистент кафедры Биомедицинская техника, Тамбовский государственный технический университет, Тамбов, Российская Федерация.
e-mail: korobov1991@mail.ru
ORCID: [0000-0002-2158-7029](https://orcid.org/0000-0002-2158-7029)

Artyom A. Korobov, Candidate of Technical Sciences, Assistant Professor at the Department of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation.

Савинова Кристина Сергеевна, аспирант кафедры Биомедицинская техника, Тамбовский государственный технический университет, Тамбов, Российская Федерация.
e-mail: savinova.k94@mail.ru
ORCID: [0009-0005-5323-7495](https://orcid.org/0009-0005-5323-7495)

Kristina S. Savinova, Postgraduate Student, the Department of Biomedical Engineering, Tambov State Technical University, Tambov, the Russian Federation.

Потлов Антон Юрьевич, кандидат технических наук, доцент, доцент кафедры Биомедицинская техника, Тамбовский

Anton Yu. Potlov, Candidate of Technical Sciences, Associate Professor at the Department of Biomedical Engineering, Tambov State

государственный технический университет, Technical University, Tambov, the Russian Federation.
Тамбов, Российская Федерация.

e-mail: zerner@yandex.ru

ORCID: [0000-0001-9376-3688](https://orcid.org/0000-0001-9376-3688)

*Статья поступила в редакцию 09.11.2023; одобрена после рецензирования 16.11.2023;
принята к публикации 29.11.2023.*

*The article was submitted 09.11.2023; approved after reviewing 16.11.2023;
accepted for publication 29.11.2023.*