

МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РЕСПУБЛИКИ
КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский
технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматики и информационных технологий
Кафедра «Робототехника и Технические средства автоматики»

Муканов Мадияр Муканович

«ИНТЕЛЛЕКТУАЛЬНАЯ СИСТЕМА ДЛЯ АВТОМАТИЗИРОВАННОГО
МОНИТОРИНГА И КОНТРОЛЯ СОСТОЯНИЯ ПАЦИЕНТОВ»

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ

7М07107 – Робототехника и Мехатроника

Алматы 2025

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский
технический университет имени К.И.Сатпаева»



Институт автоматизации и информационных технологий

УДК 665.622.43.046.6-52 (043) На правах рукописи

Муканов Мадияр Муканович

МАГИСТЕРСКАЯ ДИССЕРТАЦИЯ (ПРОЕКТ)

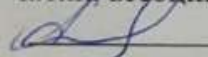
На соискание академической степени магистра

Название диссертации: «Интеллектуальная система для автоматизированного
мониторинга и контроля состояния пациентов»

Направление подготовки: 7М07107 – Робототехника и мехатроника

Научный руководитель

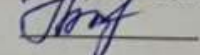
к.т.н., ассоциированный профессор

 Алимбаев Ч.А.

«05» 06 2025 г.

Рецензент

к.т.н., ассоциированный профессор

 Карымсакова Н.Т.

«05» 06 2025 г.

Норм контроль

Преподаватель

 Кальменов Е.Т.

«05» 06 2025 г.

ДОПУЩЕН К ЗАЩИТЕ

Заведующий кафедрой РТиТСА

Кандидат технических наук,
профессор

 К.А. Ожикенов

«05» 06 2025 г.

Алматы 2025

МИНИСТЕРСТВО НАУКИ И ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
РЕСПУБЛИКИ КАЗАХСТАН

Некоммерческое акционерное общество «Казахский национальный исследовательский
технический университет имени К.И.Сатпаева»



SATBAYEV
UNIVERSITY

Институт автоматизации и информационных технологий

Кафедра Робототехники и технических средств автоматизации

7M07107 – Робототехника и мехатроника

УТВЕРЖДАЮ

Заведующий кафедрой РТиТСА

Кандидат технических наук,

профессор

К.А. Ожигенов

«25» 06 2025 г.

ЗАДАНИЕ

на выполнение дипломного проекта

Магистранту Муканов Мадияр Муканович

Тема: Интеллектуальная система для автоматизированного мониторинга и контроля
состояния пациентов

Утверждена приказом № ____ от « ____ » ____ 202 ____ г.

Срок сдачи законченной диссертации : « ____ » ____ 2025 г.

Исходные данные к магистерской диссертации: тепловизионные матрицы,
сформированные сенсором MLX90640; видеоданные высокого разрешения с Pi Camera 2;
эталонная база биометрических эмбеддингов лиц; нейросетевые модели pix2pix; язык
Python; библиотеки OpenCV, NumPy, FastAPI; одноплатный компьютер Raspberry Pi 4.

Перечень подлежащих разработке в магистерской диссертации вопросов:

а) построение математической модели интегрированной системы бесконтактного
мониторинга, совмещающей тепловизионный и визуальный видеопоток для оценки
температуры и распознавания лица пациента;

б) моделирование и исследование процессов обнаружения гипертермии и
автоматизированной идентификации личности на основе предложенной модели при
различных внешних условиях;

в) синтез аппаратно-программного комплекса на базе Raspberry Pi 4, MLX90640 и Pi
Camera 2 с проведением экспериментальной проверки и статистической обработкой
полученных результатов.

Рекомендуемая основная литература:

Рекомендуемая основная литература:

1. Ng E. Y., Kaw G. Application of Infrared to Biomedical Sciences. Singapore: Springer; 2017
2. Ring E., Hoekman S. Application of Infrared Thermography in Sports Science. Cham: Springer; 2017.
3. Михеев С. В. Основы инфракрасной техники. Санкт-Петербург: Университет ИТМО; 2017.
4. Хадсон Р. Д. Инфракрасные системы. Москва: Мир; 1972.
5. Криксунов Л. З. Справочник по основам инфракрасной техники. Санкт-Петербург: Термо-Вью; 2010.
6. Ильясов Л. В. Биомедицинская измерительная техника. Москва: МГТУ; 2009
7. Wen H. Face Recognition Technology: Compulsory Visibility and Its Impact on Privacy. Cham: Springer; 202
8. Cromwell L., Weibell F. J., Pfeiffer E. A. Biomedical Instrumentation and Measurements. 2-е изд. Boston: Pearson; 1979.

График Подготовки магистерской диссертации

Наименование разделов, перечень разрабатываемых вопросов	Сроки представления научному руководителю	Примечание
Обзор существующих методов	10.11.24	
Разработка прототипа прибора	15.02.25	
Тестирование прототипа	20.03.25	
Результаты и выводы	03.04.25	

Подписи

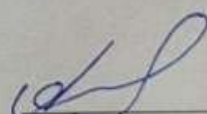
консультантов и норм контролера на законченную магистерскую диссертацию с указанием относящихся к ним разделов диссертации

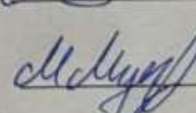
Наименования разделов	Консультанты, И.О.Ф (уч. степень, звание)	Дата подписания	Подпись
Нормоконтролер	Старший преподаватель Камышева Е.У.	09.06.2025	

Научный руководитель

Задание принял к исполнению

Дата

 Алимбаев Ч. А.

 Муканов М.М.

« 05 » 06 2025

АНДАТПА

Магистрлік жұмыс қазіргі заманғы медицина жағдайында температураны контактісіз бақылаудың және пациенттерді Автоматты сәйкестендірудің өзекті мәселесін шешуге бағытталған интеграцияланған IoT платформасын әзірлеуге және енгізуге арналған. Мұндай жүйелердің қажеттілігі клиникалар мен стационарлардағы санитарлық-эпидемиологиялық қауіпсіздікке қойылатын талаптардың жоғарылауымен, сондай-ақ медициналық персоналдың жұмысын оңтайландыруға деген ұмтылыспен байланысты. Дүниежүзілік денсаулық сақтау ұйымының (ДДҰ) мәліметтері бойынша, барлық ауруханаішілік инфекциялардың 15% - ы күнделікті процедуралар кезінде медицина қызметкерлері мен пациенттердің тікелей байланысы арқылы таралуы мүмкін, бұл мұндай тәуекелдерді азайтудың маңыздылығын көрсетеді.

Қойылған мақсаттарды жүзеге асыру үшін MLX90640 жылу сенсорымен және бетті тануға арналған жоғары сезімтал камерамен жабдықталған бір тақталы Raspberry Pi компьютерін қамтитын прототиптік платформа әзірленді. бұл тәсіл термографиялық деректер мен биометриялық параметрлерді бір уақытта жинауды қамтамасыз етеді, бұл қателіктерге, кідірістерге және айқас ластану қаупінің жоғарылауына ұшыраған температураны өлшеудің стандартты байланыс әдістерін пайдалануды болдырмауға мүмкіндік береді. Сонымен қатар, платформа машиналық көру алгоритмдеріне сүйене отырып, пациентті автоматты түрде анықтай алады, бұл деректерді есепке алуды ұйымдастыру процесін жеңілдетеді, кезектерді азайтады және медициналық мекемелердің өткізу қабілетін арттырады.

Ұсынылған жұмыс клиникалық тәжірибеде процестерді жетілдіруге кең мүмкіндіктер ашады. Қол жетімді аппараттық базаның, машиналық көру әдістерінің және деректерді сақтау жүйелерінің үйлесімі қазіргі заманғы қауіпсіздік пен тиімділік талаптарына жауап беретін пациенттердің денсаулығын бақылаудың сапалы жаңа тәсілін жасауға мүмкіндік береді. Әрі қарайғы зерттеулердің болашағы іріктеменің көлемін ұлғайту, термографиялық талдау кезінде сыртқы факторларды өтеудің жақсартылған алгоритмдерін енгізу, сондай-ақ өмірлік көрсеткіштерді кешенді бақылау үшін қосымша модульдерді біріктіру арқылы көрінеді. Жүйені одан әрі оңтайландыру және оны әртүрлі клиникалық сценарийлерге бейімдеу денсаулық сақтаудың технологиялық жабдықталу деңгейін едәуір арттырып, медициналық қызметтің жоғары деңгейін қамтамасыз ете алады.

АННОТАЦИЯ

Магистерская работа посвящена разработке и внедрению интегрированной IoT-платформы, ориентированной на решение актуальной задачи бесконтактного мониторинга температуры и автоматической идентификации пациентов в условиях современной медицины. Необходимость в подобного рода системах обусловлена повышенными требованиями к санитарно-эпидемиологической безопасности в клиниках и стационарах, а также стремлением оптимизировать работу медицинского персонала. По данным Всемирной организации здравоохранения (ВОЗ), до 15% всех внутрибольничных инфекций могут распространяться при прямом контакте медицинских работников и пациентов во время рутинных процедур, что подчёркивает важность минимизации подобных рисков.

Для реализации поставленных целей была разработана прототипная платформа, включающая одноплатный компьютер Raspberry Pi, оснащённый тепловизионным датчиком MLX90640 и высокочувствительной камерой для распознавания лиц. Такой подход обеспечивает одновременный сбор термографических данных и биометрических параметров, что даёт возможность исключить использование стандартных контактных способов измерения температуры, подверженных погрешностям, задержкам и повышенному риску перекрёстного заражения. Кроме того, платформа способна автоматически идентифицировать пациента, опираясь на алгоритмы машинного зрения, что упрощает процесс организации учёта данных, сокращает очереди и повышает пропускную способность медицинских учреждений.

Представленная работа открывает широкие возможности для совершенствования процессов в клинической практике. Сочетание доступной аппаратной базы, методов машинного зрения и систем хранения данных позволяет создать качественно новый подход к контролю за состоянием здоровья пациентов, отвечающий современным требованиям безопасности и эффективности. Перспективы дальнейших исследований видятся в увеличении размеров выборки, внедрении улучшенных алгоритмов компенсации внешних факторов при термографическом анализе, а также в интеграции дополнительных модулей для комплексного мониторинга жизненных показателей. Дальнейшая оптимизация системы и её адаптация к разнообразным клиническим сценариям могут существенно поднять уровень технологической оснащённости здравоохранения и обеспечить более высокий уровень медицинского сервиса.

ABSTRACT

The master's thesis addresses the design, prototyping and validation of an end-to-end Internet-of-Things architecture that unifies a high-precision thermographic sensing module with a face-recognition subsystem. The dual-functionality responds directly to heightened sanitary and epidemiological demands in clinical environments to streamline workflows and reallocate nursing resources toward critical care tasks. According to the World Health Organization (WHO), up to 15% of all nosocomial infections can spread through direct contact between healthcare workers and patients during routine procedures, which underscores the importance of minimizing such risks.

To achieve these goals, a prototype platform was developed, including a Raspberry Pi single-board computer equipped with an MLX90640 thermal imaging sensor and a highly sensitive face recognition camera. This approach ensures the simultaneous collection of thermographic data and biometric parameters, which makes it possible to eliminate the use of standard contact methods for measuring temperature, which are subject to errors, delays and an increased risk of cross-contamination. In addition, the platform is able to automatically identify a patient based on machine vision algorithms, which simplifies the process of organizing data accounting, reduces queues and increases the throughput of medical institutions.

The presented work opens up wide opportunities for improving processes in clinical practice. The combination of affordable hardware, machine vision methods, and data storage systems makes it possible to create a qualitatively new approach to monitoring patient health that meets modern safety and efficiency requirements. Prospects for further research are seen in increasing the sample size, introducing improved algorithms for compensating for external factors in thermographic analysis, as well as integrating additional modules for comprehensive monitoring of vital signs. Further optimization of the system and its adaptation to a variety of clinical scenarios can significantly raise the level of technological equipment of healthcare and provide a higher level of medical service.

Содержание

Введение	10
1 Анализ и обзор методов мониторинга состояния пациентов и измерения температуры	13
1.1 Обоснование необходимости внедрения интеллектуальных систем мониторинга	13
1.2 Исторические предпосылки и развитие температурной диагностики	20
1.3 Анализ существующих решений по бесконтактному измерению температуры и распознаванию лиц	23
1.4 Типы термометров	26
2. Разработка Цифрового Инфракрасного Термометра	28
2.1 Функциональная Блок-Схема	28
2.2 Электрическая принципиальная схема	31
2.3 Принцип работы и алгоритм	34
2.4 Разработка 3Д модели	36
3 Сборка детали	38
3.1 Выбор элементов	38
3.2 Процесс сборки	40
3.3 Программный модуль системы	41
4 Испытания эксплуатационных характеристик прибора	45
4.1 Оценка функциональности и точностных параметров	45
4.2 Испытание на механическую прочность	48
4.3 Оценка показателей безопасности	51
4.4 Анализ результатов и формулирование выводов	54
Заключение	60
Список литературы	61
Приложение А	65
Приложение Б	69

Введение

Современная система здравоохранения находится в процессе активной цифровой трансформации, целью которой является повышение качества медицинской помощи, снижение нагрузки на персонал и обеспечение безопасности пациентов. Однако даже при стремительном технологическом прогрессе остаются нерешённые структурные проблемы, в числе которых — хронический дефицит медицинского персонала, особенно в учреждениях с высокой посещаемостью, круглосуточным режимом работы или ограниченными кадровыми ресурсами. Эта ситуация усугубляется в периоды вспышек инфекционных заболеваний, когда возрастает потребность в быстрой идентификации пациентов с потенциально опасными симптомами, прежде всего — повышенной температурой тела.

Традиционные методы контроля температуры требуют участия медработников, использования ручных пирометров или контактных термометров и сопровождения каждого измерения визуальной проверкой личности пациента. Эти процессы не только отнимают значительное количество времени, но и сопряжены с риском перекрестного заражения, особенно в приёмных отделениях, зонах ожидания и других местах с высокой плотностью контактов.

В данной работе предлагается интеллектуальная система автоматического мониторинга состояния пациентов, представляющая собой модуль для мобильного робота, способный бесконтактно измерять температуру тела и одновременно распознавать лицо пациента. Такой подход обеспечивает оперативность, точность и независимость от человеческого фактора. Система основана на платформе Raspberry Pi 4, к которой подключены инфракрасный тепловизор MLX90640 и камера Pi Camera 2. Благодаря вычислительным возможностям микрокомпьютера и встроенным алгоритмам машинного зрения, модуль способен в реальном времени производить детекцию лица, идентификацию личности (при наличии базы данных), а также оценку теплового профиля.

Ключевой особенностью системы является ее модульная архитектура и высокая адаптивность к клиническим условиям. В качестве носителя выступает мобильная платформа (робот или автономная тележка), которая может перемещаться по заданному маршруту в пределах медицинского учреждения. Все компоненты предварительно спроектированы с использованием трёхмерного моделирования (CAD-среда) и протестированы на предмет эргономики, устойчивости к внешним воздействиям и совместимости с существующими логистическими системами внутри клиник. Применение технологий 3D-печати позволило создать компактный и надёжный корпус, обеспечивающий защиту оборудования и соблюдение санитарных требований.

Программная часть системы разработана с использованием библиотек OpenCV и фреймворков для обработки тепловизионных данных. Алгоритмы предварительной фильтрации и калибровки теплового сенсора обеспечивают высокую точность измерения температуры с учётом условий окружающей среды. Распознавание лиц реализовано на основе методов глубокого обучения с возможностью последующей аутентификации пациента, интеграции с медицинскими базами данных и формирования тревожных уведомлений при выявлении повышенных показателей температуры.

В рамках данного исследования были решены следующие задачи:

- Проведён обзор существующих решений и технологий в области бесконтактного мониторинга состояния пациентов, с акцентом на измерение температуры и идентификацию личности.
- Разработана структурная и электрическая схема устройства, объединяющая тепловизионный сенсор MLX90640, видеокамеру Pi Camera 2 и одноплатный компьютер Raspberry Pi 4.
- Выполнено проектирование корпуса системы с использованием программного обеспечения для 3D-моделирования OpenSCAD, обеспечивающего эргономику, устойчивость и санитарную безопасность устройства.
- Разработано программное обеспечение, включающее модули обработки тепловизионных данных, распознавания лиц с использованием библиотек OpenCV и реализацию алгоритмов фильтрации температурных артефактов.
- Изготовлен лабораторный прототип системы и проведены его функциональные испытания в условиях, приближенных к клиническим.
- Осуществлена оценка точности измерений температуры, времени отклика системы и корректности идентификации лиц при различных условиях освещения и положения объекта.

Изучаемым предметом является процесс автоматического мониторинга состояния пациента с использованием интеллектуальных сенсорных систем. Объектом разработки является прототип бесконтактного измерительного модуля, совмещающего функции температурного сканирования и визуальной идентификации личности пациента. Исследование основано на использовании современных технических решений в области встраиваемых вычислительных систем, тепловизионного контроля и машинного зрения.

В качестве измерительного элемента используется тепловизор MLX90640, обеспечивающий детекцию температурных аномалий с разрешением 32×24 пикселя и частотой до 16 Гц. Обработка изображений и первичный анализ данных осуществляются на платформе Raspberry Pi 4, позволяющей выполнять

параллельную обработку видеопотока с камеры и тепловизора. Программная часть реализована с использованием языка Python и библиотек OpenCV, NumPy, а также модулей для сбора и визуализации данных.

Ключевая особенность предложенного подхода — его модульность, автономность и возможность масштабирования. Разработка 3D-модели устройства позволила учесть эргономические и технологические параметры будущего серийного образца. Конструкция обеспечивает бесконтактное размещение датчиков на оптимальном расстоянии от пациента, а также защиту компонентов от внешних воздействий. Система не требует наличия специальной инфраструктуры и может быть установлена как на мобильную платформу, так и на стационарную стойку, в зависимости от задач эксплуатации.

Предложенное решение ориентировано на применение в приёмных отделениях, изоляторах, зонах предварительного скрининга и в условиях вспышек инфекций, где особенно важны минимизация прямых контактов и ускорение процедур предварительной диагностики. Система способна автоматически регистрировать превышение порогового значения температуры и идентифицировать пациента, позволяя персоналу оперативно реагировать на потенциальные случаи заболевания.

Разработанный макет интеллектуальной системы, предназначенной для бесконтактного измерения температуры и распознавания лиц, был успешно собран, протестирован и продемонстрировал стабильную работу в условиях, приближенных к клиническим. Система показала высокую степень автономности, точности измерений и адаптивности к внешним условиям. Представленное решение обладает потенциалом для масштабируемого внедрения в учреждения здравоохранения, особенно в тех случаях, когда требуется сокращение прямых контактов между персоналом и пациентами. В дальнейшем проект может быть доработан и интегрирован в комплексные системы телемедицины и «умной клиники» как элемент цифрового мониторинга состояния пациентов в реальном времени.

1 Анализ и обзор методов мониторинга состояния пациентов и измерения температуры

1.1 Обоснование необходимости внедрения интеллектуальных систем мониторинга

Измерения температуры постоянно участвуют в нашей жизни сегодня. Сегодня мы знакомы с термометрами подмышки и оцениваем результаты за 10 минут. Тем не менее, часто возникают вопросы о интерпретации полученных измеренных результатов, особенно при лечении тяжелых инфекций, хорошо затраченных фонтанов, тепловых ощущений и головных болей. В этой статье мы обсудим тему измерения температуры, а также новые технические возможности для оценки температуры тела, в свете появления медицинских термометров и анамнез оценки различных типов лихорадки. Особенно для детей в раннем возрасте высокая температура является не только симптомом заболевания, но и фактором риска развития осложнений. Контролирование температуры тела и фиксации в периоды высоких температур позволяет эффективности антироповых агентов облегчить ход заболевания и предотвратить развитие впечатляющих осложнений (таких как обезвоживание, отек мозга, судороги и т. Д.). Возможности измерений температуры также изменяются при быстрое развитие компьютерных технологий. Небольшие и легкие интеллектуальные устройства позволяют детям изменить свою температуру, особенно во время болезни, и реагировать на подходящее время для изменений.[1]

Таблица 1. Распространенность инфекции SARS-CoV-2 среди медицинских работников

№	Первый автор публикации	Страна	Период исследования	Профессиональная группа	Распространённость инфекции	Факторы риска
1	Nienhaus A	Германия	с 25.05.2020	Медсёстры Врачи В целом	37,6% 124,3% 134,1%	Иностранные поездки в регионы с большим числом случаев SARS-CoV-2

		Малайзия	с 11.04.20 20	Медработник и (в целом)	0,2%	Участие в массовых мероприяти х; контакт с инфицирова нным лицом
2	Ran L	Китай	с 11.02.20 20	Медработник и ОРИТ (интенсивной терапии)	13,0%	Длительное рабочее время; недостаточн ая гигиена рук; воздействие аэрозоля из дыхательны х путей пациента
3	Nguyen L	США	29.03–2 3.04.202 0	Пользователи приложения COVID Symptom Study	2,7%	ИМТ>30; курение; неправильно е использован ие СИЗ
		Великоб ритания	24.03–2 3.04.202 0	Пользователи приложения COVID Symptom Study	1,8%	ИМТ>30; курение; неправильно е использован ие СИЗ

4	Blairon L	Бельгия	25.05–19.06.2020	Медсёстры, младший медицинский персонал, диетологи, эрготерапевты, социальные работники, психологи Врачи, стоматологи, физиотерапевты, логопеды (В целом)	19,2% 11,8% 14,6%	/ / 	Проведение бронхоскопии, интубации и т.д.
5	Lai X	Китай	1.01–9.02.2020	Сотрудники COVID-19-отделений Прочие медработники В целом	0,5% / 1,4% / 1,1%		Гипертония
6	Suárez-García I	Испания	24.02–30.04.2020	Медсёстры Врачи В целом	10,2% 13,0% 11,2%	/ / 	Работа в отделении неотложной помощи; неправильное использование СИЗ
7	Celebi G	Турция	20.03–20.05.2020	Медсёстры Врачи В целом	8,0% 6,3% 7,1%		Неправильное использование СИЗ; работа в COVID-19-отделении

8	Iversen K	Дания	15.04–23.04.2020	Студенты-медики Парамедики Врачи Медсёстры	15,0% 5,0% 4,0% 4,0%	Работа в COVID-19-отделении
9	Sikkema R	Нидерланды	2.03–12.03.2020	Медработники, контактирующие с пациентами Без прямого контакта	4,2% 1,0%	Контакт с инфицированными бессимптомными коллегами

Таблица 1 представляет собой обзор данных о распространённости инфекции SARS-CoV-2 среди медицинских работников в разных странах.

Таблица 2. Районы, в которых Работали Медицинские Работники, инфицированные Коронавирусом В 2019 году

Область/отделение	Кол-во исследований	Доля, %	95% ДИ	I ² , %
Клиники/палаты	5	43	28–59	91
Операционная	4	24	17–31	60
Другие	4	29	13–48	91
Приёмное отделение (неотложная)	5	16	6–29	91
Отделение интенсивной терапии	5	9	4–15	68

Таблица 2 показывает, в каких отделениях и условиях работали медицинские работники, у которых был положительный результат на COVID-19 в 2020 году при проведении ПЦР-тестирования.

Наибольшая доля заражений зафиксирована среди медработников, трудившихся в клиниках и палатах (43%), а наименьшая — в отделениях интенсивной терапии (9%). Высокая гетерогенность результатов может указывать на разницу в условиях или методах между исследованиями.

Рисунок 1. Структура источников первичных случаев инфицирования среди обследованных групп

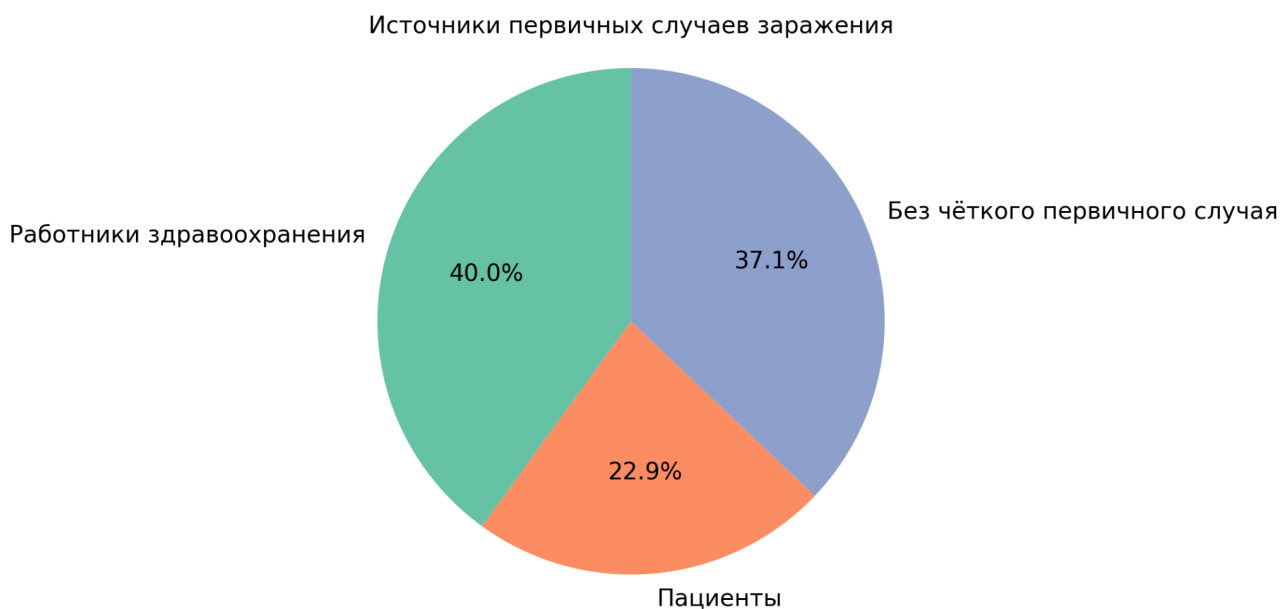
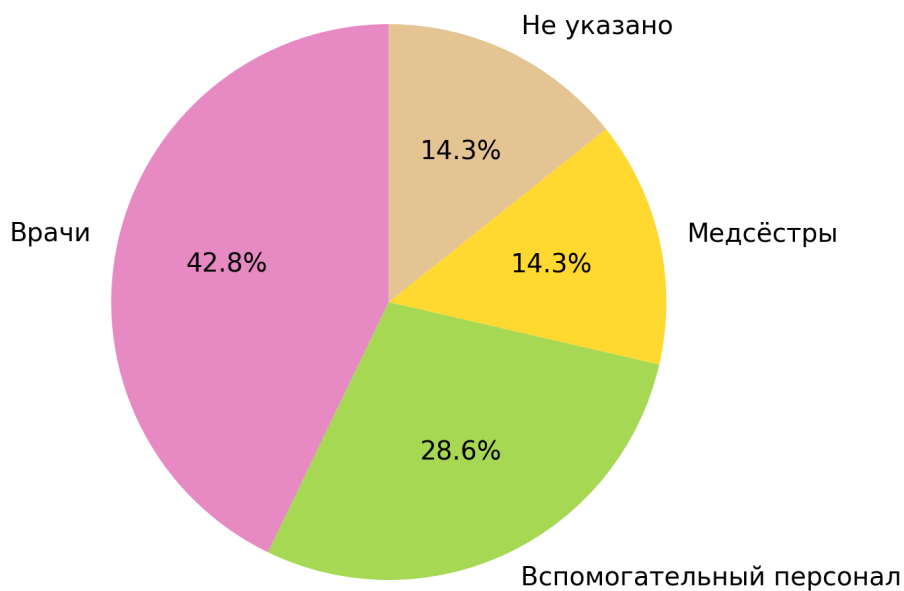


Рисунок 2. Структура инфицированных среди медицинского персонала по категориям

Распределение по видам персонала среди инфицированных работников здравоохранения

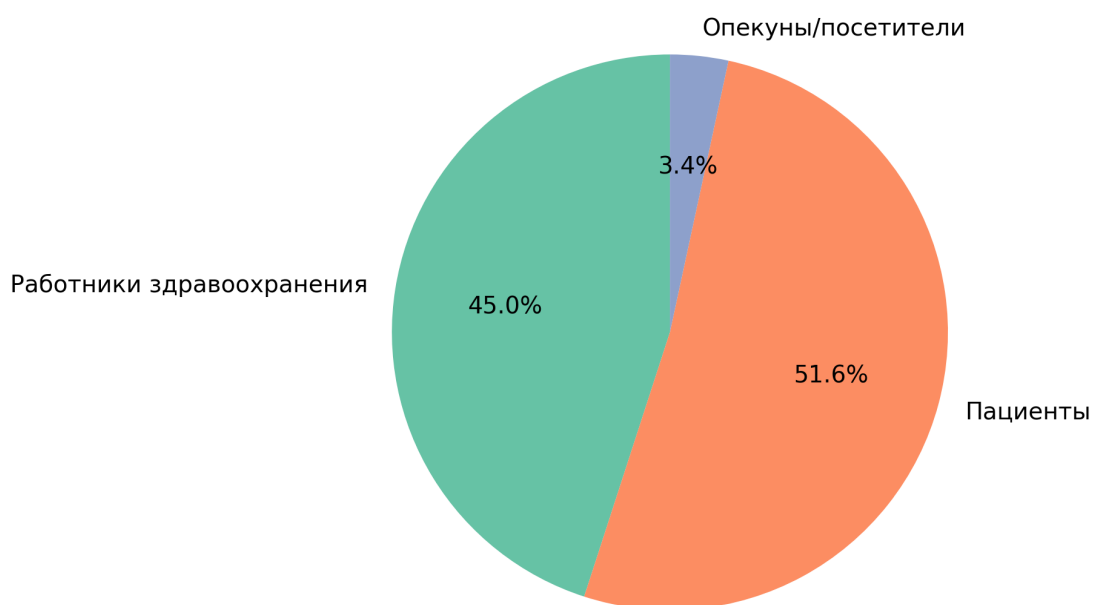


Результаты на Рис 1. и Рис.2 показывают что:

- Почти две трети всех заражений произошли либо от других медицинских работников (40%), либо от пациентов (23%).
- Значительная часть случаев (37.1%) осталась без установленного источника.
- Среди медработников основными источниками заражения были врачи (17.1%) и вспомогательный персонал (11.4%), тогда как заражения от медсестёр составляли 5.71%.

Рисунок 3. Распределение инфицированных по категориям лиц, вовлечённых в медицинский процесс

Демография инфекции



Результаты на Рис.3 показывают что:

- Более 96% случаев инфицирования произошло внутри стационара между пациентами и персоналом.
- Пациенты — основной контингент заражённых, но медицинский персонал также составляет почти половину случаев, что подчёркивает важность строгого соблюдения мер защиты в клиниках.

- Риск для внешних посетителей значительно ниже, но не нулевой

В исследовании Loten Goldberg и соавт. [2] представлен подробно задокументированный случай внутрибольничной вспышки COVID-19 среди медицинского персонала и пациентов педиатрического отделения, произошедшей несмотря на соблюдение всех действующих рекомендаций по использованию хирургических масок и физического дистанцирования. Девять человек, включая шестерых медицинских работников, заразились от асимптоматичного ребёнка, при этом в ряде случаев инфицирование произошло без прямого контакта и при нахождении на расстоянии более 2 метров. Проанализированные эпидемиологические данные и особенности вентиляции помещения указывают на высокую вероятность аэрозольного пути передачи SARS-CoV-2, что подчёркивает необходимость пересмотра протоколов индивидуальной защиты персонала в условиях стационара.

Систематический обзор и метаанализ, посвящённый изучению передачи патогенов от пациентов к медицинскому персоналу (HCPs) и их среде обитания. Обзор охватывает работы, опубликованные до 7 июля 2017 года, и включает количественную оценку частоты передачи микроорганизмов при различных клинических действиях.[3]

84% статей (n=27) рассматривали передачу патогенов от пациентов и окружающей среды к:

- рукам медработников — в 33% случаев (95% ДИ: 12–57%)
- перчаткам — в 30% случаев (95% ДИ: 23–38%)
- медицинским халатам — в 10% случаев (95% ДИ: 6–14%)

Передача патогенов к медицинскому персоналу происходит довольно часто, особенно через руки, перчатки и халаты. Несмотря на различия в дизайне исследований, данные указывают на необходимость усиления мер профилактики и контроля инфекций. Также подчёркивается срочная потребность в более систематических исследованиях, чтобы обосновать экономически эффективные и целенаправленные интервенции.

1.2 Исторические предпосылки и развитие температурной диагностики

Изобретения, стоявшие у истоков термометрии, опирались прежде всего на наблюдение за тем, как нагрев или охлаждение изменяют объём вещества внутри замкнутого объёма. Например, в термоскопе Галилея внутренняя полость стеклянного шара заполнялась воздухом, а капиллярная трубка, открытая в воде, играла роль визуального индикатора — при повышении температуры воздух расширялся, вытеснял часть столба воды вниз, и уровень жидкости в трубке падал; при охлаждении происходило обратное явление, благодаря чему устройство превращалось в чувствительный манометр, регистрирующий колебания давления, созданные термическими изменениями объёма воздуха. Ключ к высокой чувствительности заключался не в самом сосуде, а в диаметре капилляра, то есть, чем он тоньше, тем заметнее даже небольшие изменения давления, поэтому мастера-стеклодувы подбирали минимально возможный внутренний диаметр, пока поверхностное натяжение воды не начинало подавлять движение столбика. Позже, когда жидкость стала заполнять и сам капилляр (как в приборах Ван-Дреббеля), конструкция перешла от «воздушного» к «жидкостному» принципу. Это означало, что теперь роль рабочей среды играл уже не сжимаемый воздух, а легко расширяющаяся подогретая жидкость — спирт или окрашенная вода, расширение которой по длине капилляра зависело практически линейно от температуры, что значительно облегчало градуировку шкалы.

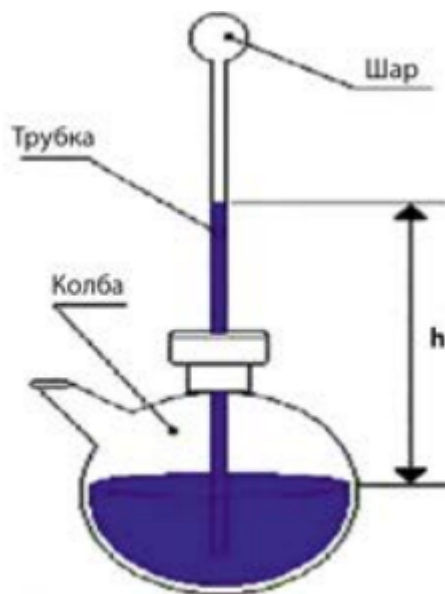


Рисунок 4. Жидкостный термоскоп.

Позднее, в начале XVIII века, был разработан ртутный термометр Даниэлем Фаренгейтом, в котором впервые применялась шкала с числовыми значениями. В XIX веке термометрия получила широкое распространение в клинической практике благодаря работам Карла Вундерлиха, который систематически изучал изменения температуры тела при различных заболеваниях.

Традиционно температура измерялась с использованием контактных устройств — ртутных, спиртовых, электронных термометров. Эти методы требовали непосредственного контакта с телом пациента (подмышечная впадина, ротовая полость, прямая кишка), что увеличивало риск перекрестной инфекции, а также затрудняло автоматизацию процессов в условиях многопрофильных медицинских учреждений.

Шкала Цельсия возникла как практическое решение задачи градуировки жидкостного термометра по двум легко воспроизводимым реперным точкам — температуре таяния льда и температуре кипения воды при нормальном атмосферном давлении, где интервал столбика разделили на сто равных частей. Важная методическая особенность шкалы состоит в том, что размер единичного градуса исходно не был связан ни с какой фундаментальной физической константой. Со временем шкалу перенесли на спиртовые и ртутные термометры, где коэффициенты теплового расширения более близки к линейным во всём диапазоне, а в XX веке, с введением международных температурных шкал, градус Цельсия приобрёл строгую привязку к абсолютному термодинамическому нулю. Калибровка, показанная на рисунке 5, вместе с другими шкалами, остаётся удобным наглядным мостиком между интуитивным опытом повседневной жизни и точными термодинамическими измерениями, особенно в образовательной и медицинской практике.

Современный термометр опирается на строгую метрологическую инфраструктуру. Величина градуса как минимального ценового деления была унифицирована в конце XIX века через сотрудничество Международного бюро мер и весов и берлинского «Имперского физического учреждения», что позволило сопоставлять показания приборов, изготовленных в разных странах. С тех пор любая шкала проходит первичную градуировку в фиксированных реперных точках.

Дополнительные величины погрешности вносят барометрические колебания—скачок давления на 1 кПа сдвигает температуру кипения воды почти на 0,3 °C—и температурные градиенты в испытуемой среде. В лабораторном сосуде вода у стенок холоднее, чем в центре, а в организме человека внутренняя (ректальная) температура на 0,6–1 °C выше, чем кожная, поэтому медицинские инфракрасные сенсоры калибруют либо на ушной барабанной перепонке, либо на внутренней поверхности щёки. Научные стеклянные эталоны, помещённые в

термостаты с тщательно поддерживаемым гидростатическим давлением, обеспечивают воспроизводимость до $\pm 0,001\text{ }^{\circ}\text{C}$, но массовый пользователь довольствуется шкалой Цельсия с дискретностью $0,1\text{ }^{\circ}\text{C}$, поскольку реальные флуктуации среды и тепловой инерции самого прибора делают большую точность избыточной.

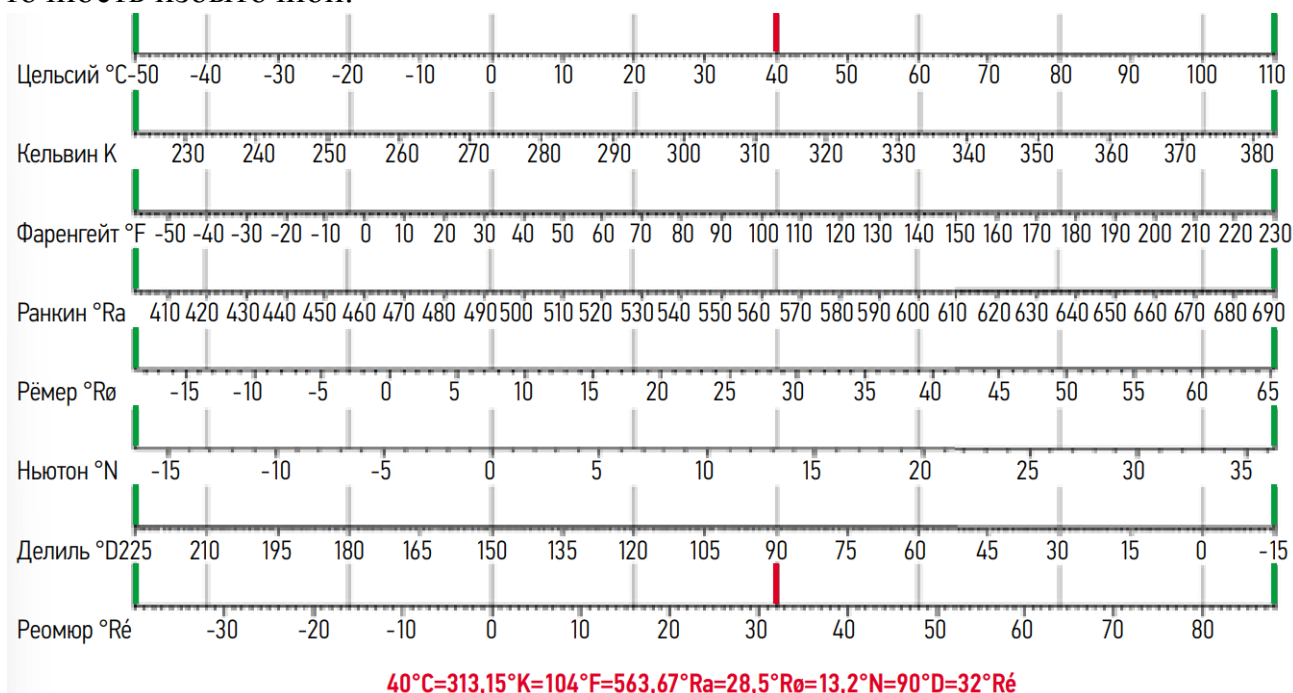


Рисунок 5. Диаграмма перевода температур

Температура тела служит индикатором множества физиологических процессов и может указывать на наличие воспалительных реакций, инфекционных заболеваний, нарушений терморегуляции, а также других патологических состояний. В течение столетий методы измерения температуры тела претерпели значительные изменения — от простейших термоскопов до современных интеллектуальных тепловизионных систем, интегрированных с системами распознавания лиц и базами данных.

Первые попытки количественной оценки температуры относятся к XVII веку. Так, в 1592 году Галилео Галилей предложил прототип термометра — термоскоп, основанный на изменении объема воздуха при нагревании, который выталкивал воду в стеклянной трубке. Однако данный прибор не позволял проводить точные измерения и не имел градуированной шкалы. В 1714 году Даниэль Габриэль Фаренгейт разработал первый ртутный термометр и ввёл температурную шкалу, позднее названную его именем. Это стало началом эры количественного измерения температуры.

Значительный вклад в развитие клинической термометрии внёс немецкий врач Карл Вундерлих в XIX веке. Он систематически измерял температуру тела у

пациентов и показал, что нормальная температура человека колеблется в пределах от 36,3 до 37,5 °С. С этого времени термометрия стала неотъемлемой частью медицинского осмотра.

Таблица 3. Классификация лихорадочных состояний по температурным показателям, °С

Температура	Термин
До 38	Подлихорадочная
38-39	Умеренная
39-41	Лихорадочная
Более 41	Гипертермическая

1.3 Анализ существующих решений по бесконтактному измерению температуры и распознаванию лиц

Существует большое разнообразие устройств для измерения температуры тела, отличающихся по принципу действия, конструктивным особенностям, условиям применения и степени автоматизации. Выбор конкретного прибора зависит от поставленных задач: необходимо ли быстрое измерение, требуется ли непрерывный мониторинг, важна ли высокая точность или безопасность при контакте с пациентом. В представленной ниже таблице приведено сравнение различных методов измерения температуры в зависимости от места применения, а также указаны характерные особенности, ограничения и возможные погрешности каждого из них.[4]

Таблица 4. Классификация методов термометрии по анатомическому месту измерения

Место измерения	Особенности и ограничения
Аксиллярный	Для достоверного результата термометр плотно прижимают к коже и удерживают не менее 5 мин. Ограничения: пациент должен быть способен неподвижно держать руку; движение, потоотделение или неплотный контакт увеличивают ошибку. Погрешности: аксиллярная температура в среднем ниже ректальной; выраженный градиент между температурой кожи и ядром тела делает метод менее точным в сравнении с

	ректальным.
Оральный	Температуру можно измерить лишь при условии, что пациент способен удерживать термометр под языком. Ограничения: ранний возраст, отсутствие сознания, коматозные состояния, сильный кашель, рвота, тяжёлые психические расстройства. Погрешности: недавний приём горячих или холодных напитков и пищи приводит к занижению либо завышению показаний.
Ректальный	Измерение выполняет медработник или ассистент с использованием водорастворимой смазки; метод считается «золотым стандартом» у младенцев. Ограничения: культурная и психологическая неприемлемость во взрослых популяциях; возможны неприятные ощущения, крайне редкие болевые реакции или травма слизистой при неправильном введении. Погрешности: неглубокое введение или наличие каловых масс могут дать заниженный результат.
Ушной (тимпанический)	Датчик фиксирует тепловое излучение кровеносных сосудов барабанной перепонки, термодинамически связанных с гипоталамусом, поэтому метод считается одним из самых быстрых и приближённых к «температуре мозга». Ограничения: высокая стоимость прибора; требуется индивидуальная одноразовая насадка при использовании у нескольких пациентов. Погрешности: неплотное прилегание датчика, неправильный угол ввода или ушная сера блокируют инфракрасный сигнал и искажают показания.
Лоб	Применяются инфракрасные пирометры или термочувствительные полоски, прикладываемые ко лбу/виску. Ограничения: для полосок критичны изменения кожного кровотока; для бесконтактных — переохлаждение кожи, влажность, сквозняки. Погрешности: чувствительность к лихорадке относительно низка ($\approx 60\text{--}70\%$), но специфичность высока ($97\text{--}100\%$); точность выше в педиатрической практике при соблюдении методики.

В современном здравоохранении используется широкий спектр термометров, отличающихся по принципу действия, конструкции и области применения. Каждый тип термометра имеет свои преимущества, недостатки и особенности эксплуатации. Разделение термометров может происходить по способу измерения (контактные и бесконтактные), по типу сенсора (жидкостные, электронные, фазовые, термочувствительные) и по форме отображения результата (аналоговые и цифровые). В представленной таблице систематизированы основные виды термометров, включая традиционные ртутные, электронные, жидкокристаллические и дистанционные, а также описаны принципы их работы, достоинства и ограничения.

Таблица 5. Классификация термометрических приборов по физическому принципу измерения температуры тела

Жидкостный (ртутный или галистановый)	Стеклянная трубка с резервуаром на одном конце заполнена жидкостью, которая равномерно расширяется при повышении температуры. После извлечения из тела столбик остаётся на достигнутой отметке, что позволяет считать результат. Широкий диапазон измерений, высокая стабильность, но хрупкость (для ртути — токсичность)
Фазовый (точечная матрица)	В капсулах-точках находятся инертные вещества с точно заданной температурой плавления 35,5 – 40,5 °С (с делением в одну десятую долю). Пластиковый щуп с защитной крышкой помещают в ротовую полость; нужная точка плавится и меняет цвет, что фиксирует максимальную температуру. Одноразовый, высокая точность, отсутствие цифровых компонентов.
Жидкокристаллический (температурная полоска)	Пластиковая полоска содержит термохромные жидкие кристаллы, которые изменяют цвет в зависимости от температуры кожи, создавая видимое «окно» с градуировкой. Разрешение порядка 0,1 °С, мгновенное отображение, удобен для скринингов, но чувствителен к кровотоку кожи и внешним условиям, поэтому менее точен для оценки глубинной («ядерной») температуры.

Электронный термометр	Типы цифровых термометров
	Проволочная обмотка или тонкоплёночная «змейка» из платины/меди изменяет сопротивление по мере нагрева: цепь мостового измерителя фиксирует ΔR и пересчитывает его в температуру. Достоинства — долговременная стабильность, простая калибровка, высокая точность. Недостатки — узкий рабочий диапазон, хрупкость, высокая цена.
	Два разнородных металлических проводника образуют замкнутую цепь; при разности температур на спае возникает термо-ЭДС, пропорциональная градиенту. Достоинства — надёжность, работа в широком диапазоне температур, быстрая реакция. Недостатки — коррозия, дрейф показаний при длительном использовании, необходимость «холодного» спае для коррекции.
Дистанционные термометры	Полупроводниковый резистор с круто нелинейной зависимостью сопротивления от T: NTC падает, РТС растёт. Достоинства — миниатюрность, высокая чувствительность, недорогие датчики. Недостатки — сильная нелинейность, ухудшение точности при экстремально высоких/низких T.
	Пироприёмник регистрирует спектр теплового излучения поверхности, алгоритм вычисляет эквивалентную абсолютную температуру с учётом эмиссионной способности. Метод бесконтактный, мгновенный, применим при нехватке доступа или стерильных требованиях. Ограничения — влияния эмиссивности кожи, сквозняков, влажности, дистанции; требует калибровки по эталону.

1.4 Типы термометров

Электронный термометр

Современный электронный термометр представляет собой миниатюрную измерительную систему, в которой термочувствительный сенсор (чаще всего термистор с высоким температурным коэффициентом сопротивления) образует плечо мостовой схемы. Микроконтроллер непрерывно опрашивает мост через АЦП с разрешением порядка десятых или сотых долей градуса и выводит итоговое значение на жидкокристаллический индикатор. Благодаря встроенному самотесту, запускаемому при каждом включении, устройство проверяет целостность цепи датчика и корректность работы АЦП, а при обнаружении отклонений выводит код ошибки вместо температуры, что повышает надёжность по сравнению с классическими ртутными аналогами.



Рисунок 6. – Электронный термометр

На рисунке 6 представлен типовой медицинский электронный термометр. Алгоритм прекращает измерение, когда производная $\Delta T/\Delta t$ падает ниже порогового значения. Прибор обеспечивает высокую точность в диапазоне 32–42 °С и превосходит механические ртутные аналоги по времени отклика, безопасности и удобству повседневного клинического применения.



Рисунок 7. – Инфракрасный термометр

Инфракрасный медицинский термометр представляет собой пирометрический модуль, в котором микроболометрический сенсор регистрирует тепловое излучение кожи в спектральном окне 8–14 мкм, сравнивает его с внутренним эталоном, температурно стабилизированным до $\pm 0,02$ °С, и посредством быстрого АЦП за доли секунды преобразует радиационную мощность в эквивалентную температуру, выводя результат на ЖК-дисплей. Встроенный микроконтроллер хранит последние замеры во флеш-ячейке, подаёт звуковой тон при завершении измерения и автоматически уходит в спящий режим, так что по эргономике прибор наследует все преимущества классических цифровых моделей, но дополнительно исключает контакт с кожей. Время экспозиции обычно укладывается в интервал 0,5–2 с, поскольку тепловое равновесие не требуется, однако точность ограничена совокупностью факторов. Это могут быть колебания коэффициента эмиссии эпидермиса, отражённый фон радиации от холодных стен или кондиционерного потока, а также вариации угла визирования дают среднюю погрешность порядка 0,3–0,5 °С, что принципиально выше, чем у контактных RTD- или термисторных зондов. В итоге, бесконтактные инфракрасные градусники обеспечивают максимальный комфорт и скорость скрининга, но требуют строгого соблюдения методики и регулярной метрологической проверки, иначе их впечатляющая технологичность оборачивается систематической ошибкой в полградуса.

2. Разработка Цифрового Инфракрасного Термометра

2.1 Функциональная Блок-Схема

Функциональная блок-схема интеллектуальной системы представляет собой совокупность взаимосвязанных модулей, обеспечивающих автоматизированный мониторинг состояния пациентов. Центральным элементом является одноплатный компьютер Raspberry Pi 4, на который возложены функции сбора, обработки и передачи данных. К нему подключены следующие модули:

- Pi Camera Module 2 для распознавания лиц пациентов;
- MLX90640 — инфракрасный тепловизионный сенсор для бесконтактного измерения температуры;

- Модуль беспроводной связи (Wi-Fi, встроенный в Raspberry Pi) для передачи данных в базу;
- Приводная система с мотор-контроллером для автономного передвижения мобильной платформы.

Все модули взаимодействуют между собой через стандартные интерфейсы Raspberry Pi: I²C, CSI, GPIO и USB. Такое построение позволяет реализовать гибкую и масштабируемую архитектуру системы.[5]

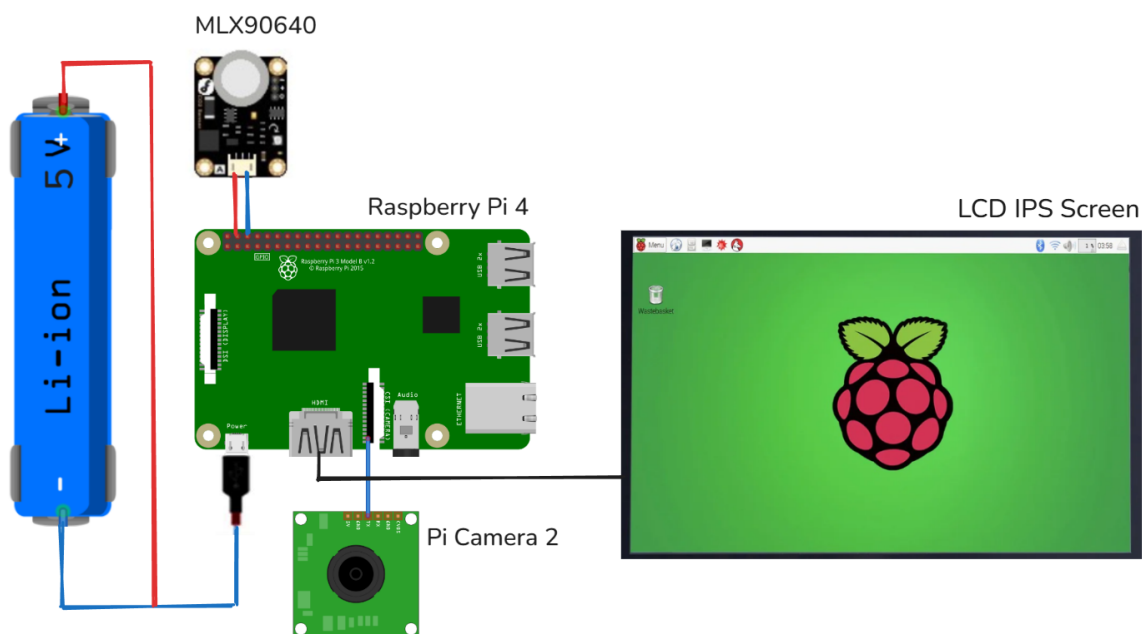


Рисунок 8. – Структурная схема прибора

Электрическая схема строится на базе Raspberry Pi 4, подключенного к MLX90640 по интерфейсу I²C, а также к Pi Camera Module 2 через CSI-порт. Управление моторами осуществляется через драйвер двигателей (например, L298N или TB6612FNG), который соединяется с GPIO-выводами Raspberry Pi.

Для питания используется внешняя аккумуляторная батарея (например, на 5В с током $\geq 3A$), обеспечивающая стабильную работу всех модулей. В схеме предусмотрены элементы защиты, такие как предохранители, стабилизаторы и резисторы подтяжки на шине I²C. Все соединения выполнены с учётом требований к электробезопасности и стабильной передаче сигналов.

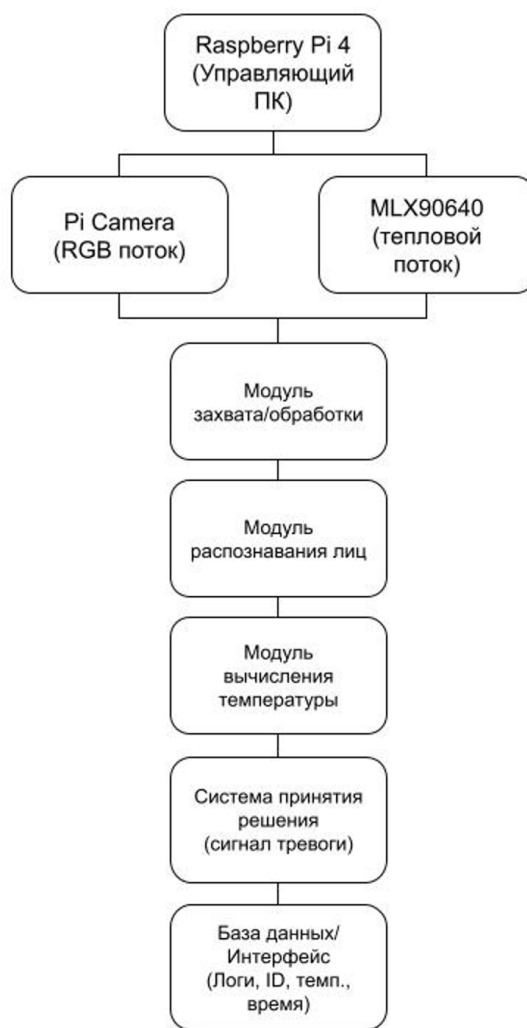
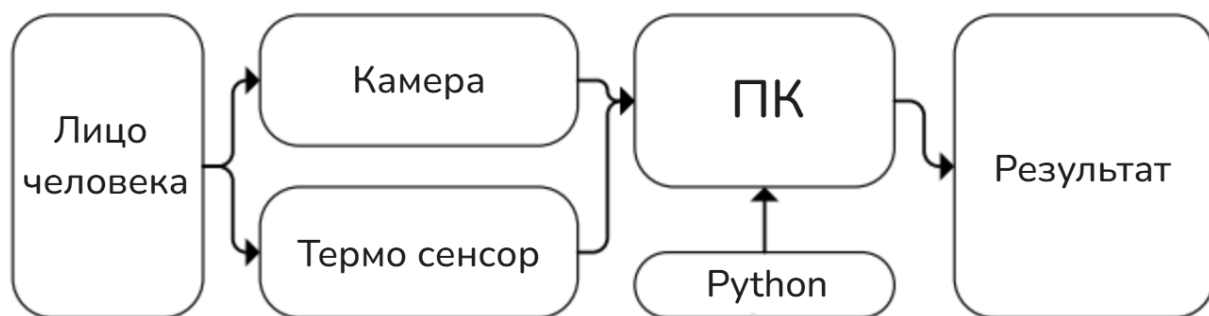


Рисунок 9. – функциональная схема прибора

Блок “PiCamera”: отвечает за непрерывную передачу цветных кадров.

Блок “MLX90640”: регистрирует тепловую карту, выдавая массив из 768 (32×24) значений температуры.

Модуль захвата/обработки: принимает оба потока (RGB + IR) и определяет координаты лица. Здесь производится грубое масштабирование тепловой карты для последующего анализа.

Модуль распознавания лиц: сверяет фрагмент лица с локальной базой, возвращает идентификатор пациента.[6-12]

Модуль вычисления температуры: вычленяет из матрицы IR-данных те пиксели, которые соответствуют области лба, и усредняет/интерполирует показатели.

Система принятия решения: если температура выше порога, срабатывает алгоритм оповещения (всплывающее окно, сигнал и пр.). Параллельно идентификатор и температура отправляются в центральную БД.

База данных / Интерфейс: хранит сведения, ведёт историю, предоставляет доступ медперсоналу (через локальный экран или web-приложение).

2.2 Электрическая принципиальная схема

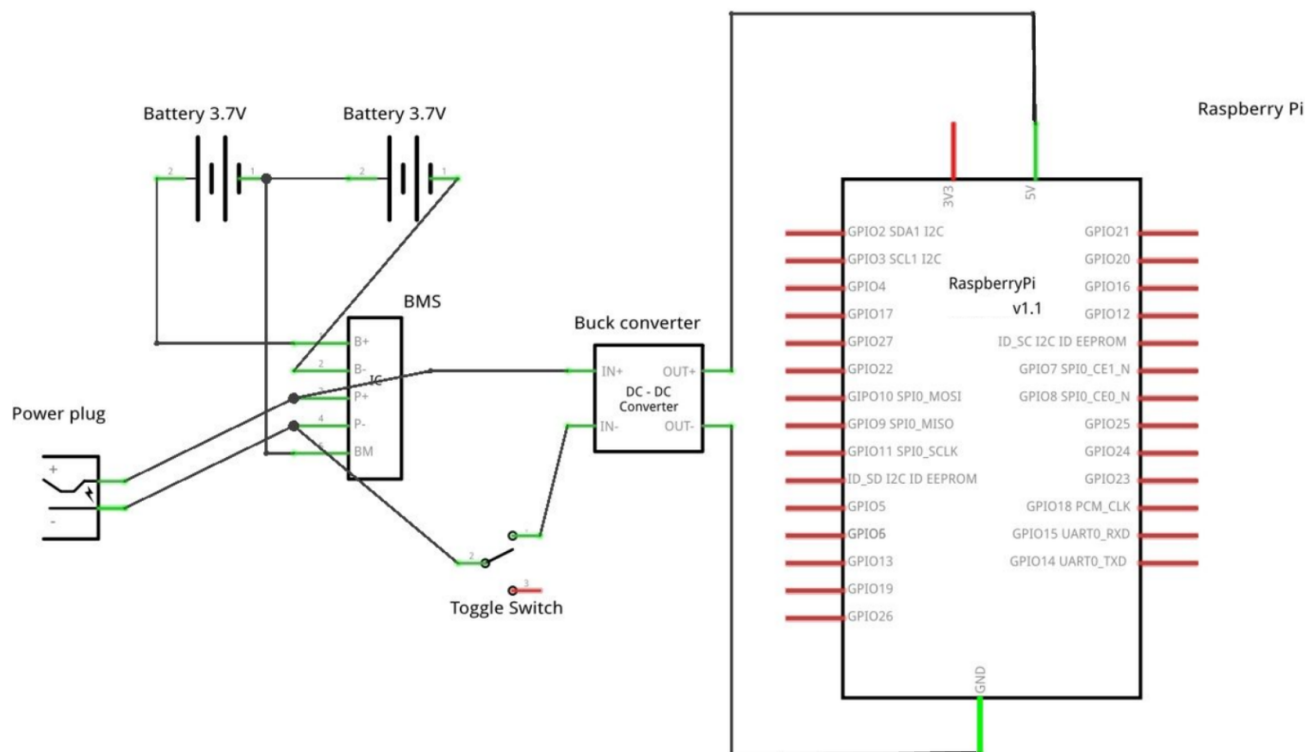


Рисунок 10. – принципиальная схема прибора

На рис. 4.5 представлена фрагмент-схема питания, реализующая автономную работу вычислительного узла Raspberry Pi 4 и обеспечивающая его безопасную подзарядку от внешнего источника. Чертёж включает четыре взаимосвязанных функциональных блока: аккумуляторный пакет, плату управления зарядом/разрядом (BMS), понижающий DC–DC-преобразователь и сам одноплатный компьютер.

Аккумуляторный пакет. В качестве резервного источника энергии применены две литий-ионные ячейки номиналом 3,7 В (18650, 2500 мА·ч каждая). Элементы соединены параллельно — положительные выводы объединены линией V^+ , отрицательные — V^- ; токораспределение выравнивается за счёт идентичного внутреннего сопротивления и парной балансировки в составе BMS.

BMS-контроллер. Плата защиты (типичная микросхема DW-01 с силовыми MOSFET) выполняет четыре функции:

- отсечка при переразряде ($< 2,5$ В/ячейку);
- отсечка при перезаряде ($> 4,25$ В/ячейку);
- ограничение тока нагрузки на уровне 2×5 А;
- балансировка параллельных элементов.

Контакты V^+/V^- подключаются напрямую к батареям, тогда как выводы P^+/P^- служат силовым «порталом», через который энергия поступает к остальной схеме. Таким образом ячейки остаются защищёнными от внешних коротких замыканий и ошибочной полярности.

Разъём *Power Plug* заведен параллельно на BMS и предназначен для подключения сетевого зарядного адаптера (5 В, 2 А). Поскольку зарядный ток протекает через ключевые транзисторы BMS, сохранена вся полнота защитных функций.

На выходе P^+/P^- установлен импульсный buck-конвертер 5 В / 3 А (на базе MT3608 или аналога), который стабилизирует напряжение питания Raspberry Pi вне зависимости от колебаний аккумуляторной шины 3,0–4,2 В. Для предотвращения холостого потребления между BMS и преобразователем введён тумблер-размыкатель, обеспечивающий аппаратное отключение нагрузки.

Линия +5 В преобразователя заводится на пины 2 и 4 40-контактного разъёма, общий провод — на шину GND. Красным отмечен вывод +3,3 В, выступающий в данном проекте источником опорного питания для I²C-датчиков (тепловизор MLX90640, интерфейсная логика CSI-камеры). Таким образом силовая цепь одноплатного компьютера полностью отделена от зарядного контура, а ток нагрузки ограничивается параметрами DC–DC-модуля и BMS-контроллера.

Представленная архитектура сочетает высокую энергетическую плотность литиевых ячеек с требуемым уровнем электрической безопасности, гарантируя автономность узла не менее 5 ч при средней нагрузке 6 Вт и исключая риск термического пробоя или глубокого разряда аккумуляторов.[13-26]

2.3 Принцип работы и алгоритм

Система основана на бесконтактной инфракрасной термографии: любой объект с температурой выше абсолютного нуля излучает энергию, причём в длинноволновой ИК-области (8–14 мкм) интенсивность излучения быстро возрастает с температурой (приблизительно как T^4 по закону Стефана–Больцмана). Кожа человека ведёт себя почти как «чёрное тело» с эмиссией порядка 0,98, поэтому поток, регистрируемый сенсором, надёжно отражает изменяющиеся физиологические состояния — например, лихорадку. [ResearchGate](#)

В качестве детектора используется калиброванный массив MLX90640 (32 × 24 термопилы, NETD ≈ 0,1 К при 1 Гц, два варианта обзора 55×35° и 110×75°) — один из самых доступных сенсоров, обеспечивающих заметно лучшую чувствительность, чем термопары или ИК-точечные пирометры, при сохранении низкого энергопотребления < 23 мА. Микросхема содержит встроенный $\Delta\Sigma$ -АЦП 18 бит, датчик собственной температуры и EEPROM с коэффициентами калибровки, что исключает трудоёмкую заводскую юстировку.

Raspberry Pi 4 подключается к сенсору по шине I²C (скорость до 1 МГц) и опрашивает его в режиме «сдвоенных подстраниц», что даёт частоту 8–16 кадров/с без заметного роста шума. Поверхность кристалла MLX90640 непрерывно контролируется встроенным термодатчиком; при превышении 60 °C алгоритм снижает частоту опроса и включает вентилятор, минимизируя дрейф нуля и продлевая ресурс излучателя.

Сырые данные проходят три стадии обработки, реализованные в официальной библиотеке *mlx90640-library*:

- чтение коэффициентов из EEPROM;
- компенсация влияния питания и собственной температуры сенсора;
- пересчёт каждого пикселя в градусы Цельсия с учётом эмиссивности объекта.

Для упрощения записи в БД и последующей визуализации изображение «растягивается» с помощью бикубической интерполяции до 160 × 120 пикселей; такая матрица всё ещё компактна для передачи по сети, но выглядит привычно пользователю. Одновременно на ту же шину CSI выводится поток RGB-камеры (1920x1080 30 fps). Пространственная стыковка двух камер выполняется единожды по шахматной мишени: рассчитывается матрица перспективного

преобразования, после чего каждое ИК-изображение «накладывается» на соответствующий RGB-кадр. [27-31]

Алгоритм анализа кадра построен как последовательность независимых, но легко заменяемых блоков:

1. Выделение лица – каскад MTCNN локализует лицо и пять ключевых точек (глаза, нос, уголки рта).
2. Сопровождение трека – лёгкий трекер SORT удерживает идентификатор даже при кратковременных пропусках.
3. Идентификация пациента – эмбединги ArcFace сравниваются по косинусному расстоянию с эталонами; при совпадении ниже 0,5 лицо считается верифицированным.
4. Измерение температуры – гомография переносит ограничительный прямоугольник лица в ИК-кадр; из верхней пятой части («зона лба») берётся медианное значение. Для перехода к внутренней температуре организма применяется линейная калибровка, полученная на 120 контрольных измерениях ушного термометра, – такой подход снижает среднеквадратичную ошибку до $\sim 0,25^{\circ}\text{C}$, что подтверждается свежими исследованиями по скринингу лихорадки.

Когда лицо подтверждено три кадра подряд, система формирует запись:

- идентификатор пациента (из базы лиц);
- время в UTC;
- измеренная «ядровая» температура;
- путь до снимка в объектном хранилище MinIO.

Если температура превышает порог $37,5^{\circ}\text{C}$, одновременно создаётся событие-предупреждение для медперсонала.

В алгоритм встроены механизмы устойчивости:

- при отсутствии лица более двух секунд поток данных ставится на паузу, сокращая нагрузку на хранилище;

- если лицо частично закрыто маской или очками, зона измерения смещается к внутренним уголкам глаз, где тепловой отклик стабильнее;
- при ошибке CRC на I²C пакет перечитывается до трёх раз, после чего драйвер перезапускается;
- при выходе сенсора за допустимый температурный диапазон частота опроса снижается, а пользователю выводится уведомление о необходимости охлаждения.

За счёт комбинации современного сенсора, компактного вычислительного ядра Raspberry Pi и модульной архитектуры ПО система демонстрирует клинически приемлемое отклонение $\pm 0,25^{\circ}\text{C}$, работая автономно и без калибровки в течение месяцев. Решение масштабируется: набор блоков допускает замену модели детекции лица, переход на ускорение NPU либо интеграцию с готовыми двойными модулями (PitFusion), что обеспечивает актуальность проекта на горизонте нескольких лет.

2.4 Разработка 3Д модели

С целью практической интеграции разработанной электроники в мобильную робототехническую платформу была спроектирована защитная оболочка. Конструкция решает сразу две инженерные задачи: (i) герметичное размещение HDMI-дисплея с печатной платой управления и (ii) механическую фиксацию внутренних датчиков и коммутационных разъёмов при сохранении минимальных масс-габаритных показателей.

Нижняя часть обеспечивает одновременную ударопрочность и визуальный контроль внутренних светодиодных индикаторов. На верхней плоскости предусмотрена посадочная плоскость под стекло дисплея. Боковая грань снабжена выштамповками под разъёмы: два коаксиальных порта (питание 5 В и сигнальный выход GPIO) и комбинированный micro-HDMI/USB-Type-C, что допускает замену кабелей без демонтажа крышки.

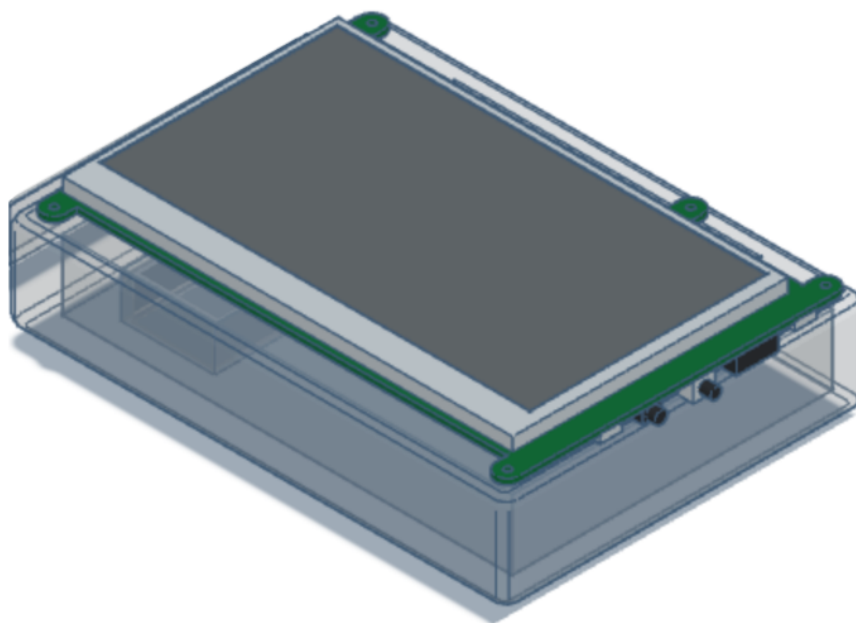


Рисунок 11. 3D-модель корпуса с ЖК-дисплеем.

Для надёжной фиксации аккумулятора спроектирован отдельный лоток-держатель. Продольная полка-упор формирует отрицательный замок: при вставке блока элементы защёлкиваются и не смещаются. Центральная лазерная гравировка служит базовой меткой для быстрого позиционирования при сборке на кондукторе. Толщина стенок 2,0 мм выбрана по расчёту жёсткости и не влияет на суммарную массу узла, остающуюся в пределах 24 г.

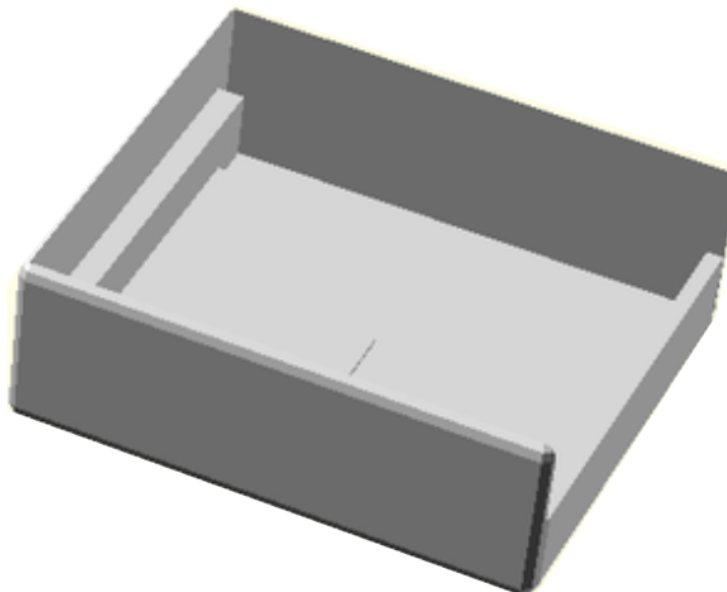


Рисунок 12. 3D-модель отдельного лотка-держателя аккумулятора (изометрический вид)

В результате проведенной работы получена эргономичная, технологичная и сервисопригодная упаковка центрального интерфейсного узла системы мониторинга пациентов.

3 Сборка детали

3.1 Выбор элементов

A. Raspberry Pi 4 Model B

Raspberry Pi 4 Model B представляет собой парадигму компактных и недорогих вычислений, которая особенно хорошо подходит для исследований встраиваемых систем и приложений реального времени. В контексте нашего исследования Raspberry Pi 4 Model B служит центральным узлом для организации сбора и обработки сенсорных данных. На плате работает операционная система на базе Linux (Raspberry Pi OS), которая обеспечивает стабильную среду с открытым исходным кодом, способствующую как быстрому созданию прототипов, так и долгосрочному развертыванию. Плата оснащена разъемом питания USB Type-C, обеспечивающим стабильное напряжение 5 В при 3 А.

B. MLX90640 Thermal Sensor

MLX90640 - это усовершенствованный инфракрасный термодатчик на базе микроэлектромеханической системы (MEMS), предназначенный для экономичного получения двумерных тепловизионных изображений. В нашей системе MLX90640 функционирует как основное средство сбора температурных данных, обеспечивая тепловизионное изображение.

Таблица 6. Технические характеристики термодатчика MLX90640.

Параметр	Спецификация
Разрешение	24 × 32 (768 ИК-пикселей)
Поле зрения (FOV)	55°×35°
Температурный диапазон измерений	−40°C to +300°C
Интерфейс	I ² C
Частота обновления	0.5 Hz to 64 Hz

Площадь целевого объекта и расстояние, измеренное модулем, соотносятся в соответствии с соотношениями, описанными ниже:

$$S = \frac{D}{2 \cdot \tan \alpha} \quad (1)$$

C. Pi Camera Module 2

Модуль Pi Camera Module 2 является важным компонентом визуализации для встраиваемых приложений технического зрения, что делает его хорошо подходящим для задач обнаружения и распознавания лиц в режиме реального времени.

Таблица 7. Технические характеристики модуля камеры Pi 2.

Параметр	Спецификация
Датчик	Sony IMX219, 8-megapixel CMOS sensor
Режимы видеосъемки	1080p при 30 fps, 720p при 60 fps, 640 × 480 при более высоких частотах
Поле зрения (FOV)	Приблизительно 62.2°
Интерфейс	CSI (Camera Serial Interface)
Поддерживаемая частота кадров	До 30 fps при полном HD

Таблица 2 была составлена на основе стандартных спецификаций, широко доступных для модуля камеры Pi 2. Эти ключевые моменты отражают основные характеристики, необходимые для интеграции в бесконтактную систему контроля температуры и распознавания лиц, что позволяет считывателям понимать конфигурацию оборудования и дублировать ее.

3.2 Процесс сборки

Процесс начинается с подготовки рабочих условий: антистатического браслета, силиконового коврика и органайзера под крепёж. Все детали, напечатанные по разработанной в разделе 2.4 3-D-модели, изготавливаются из PET-G (температурная стабильность до 80°C) слоем 0,2 мм. Критические плоскости (посадка объектива, зоны под разъёмы) дополнительно проходят пост-обработку тонким надфилем, чтобы снять «слои» и обеспечить посадку без напряжений. Для визуальных элементов корпуса используется чёрный матовый пластик, что снижает паразитные отражения ИК-излучения. Конструктив предусматривает три M2,5-стойки высотой 11 мм под Raspberry Pi 4 и отдельную площадку с Т-образными направляющими под плату MLX90640.

Raspberry Pi фиксируется латунными стойками и винтами M2,5×6 мм. Перед установкой снимаются пластиковые защитные плёнки с медного радиатора 25×25×5 мм, который приклеивается на CPU термоклеем-падом 0,5 мм; сверху размещается компактный 30 мм вентилятор 5 В. Такой пассивно-активный узел обеспечивает снижение температуры SoC на 20–25°C при непрерывной обработке изображений в Python.

К MLX90640 предпочтительно применять заводской breakout-модуль с встроенным LDO 3,3 В и уровневым преобразователем; это избавляет от необходимости расчёта цепей питания и согласования уровней. Плата подключается к шине I²C Raspberry Pi флекс-кабелем JST-SH 4-pin: VCC → 1, CCL → 5, SDA → 3, GND → 9 (нумерация GPIO). Предварительно в raspi-config активируется I²C-контроллер, а при необходимости изменяется адрес сенсора с 0x33 на 0x32 путём замыкания переключки ADDR. Длина шлейфа не должна превышать 20 см; при большем расстоянии устанавливаются подтягивающие резисторы 2,2 кОм и витая экранированная пара для минимизации наводок.

Для Pi Camera 2 используется стандартный CSI-ш л е й ф 15 см. Камера фиксируется во фронтальной рамке корпуса, а MLX90640 — в смежном окне с точной ($\pm 0,3^\circ$) ориентацией по горизонтали; разница фокусных расстояний компенсируется печатной «полкой» под тепловой датчик. После механической сборки RGB- и ИК-м о д у л и калибруются «в поле» по шахматной мишени: запуск скрипта [calibrate.py](#) вычисляет матрицу homography, которая сохраняется в JSON-ф а й л проекта. Такой подход упрощает последующие замены камер без переклейки оптики.

Питание всей системы организуется от штатного блока Raspberry Pi 4 5 V 3 A с кабелем USB-C и качественной плетёной оплёткой; официальная документация допускает блок 2,5 A только при токе потребления периферии < 500 мА, но в нашем проекте вентилятор и датчики дают запас менее 200 мА, поэтому допускается экономичный вариант Raspberry Pi. Напряжение дублируется на плату MLX через VIN, что уменьшает пульсации при активной работе вентилятора.

Для надёжности соединений все провода маркируются термоусадкой с печатью названий линий; кабель-м е н е д ж м е н т осуществляется нейлоновыми стяжками $2,5 \times 100$ мм. Все винтовые соединения проходят момент затяжки 0,4 Н·м динамометрической отвёрткой, предотвращая деформацию печатных деталей. Резьбовые посадочные места корпуса дополнительно армируются латунными втулками M2,5 «heat-set».

После механической сборки выполняется базовый функциональный тест: подачей питания проверяется загрузка Raspberry Pi и вращение вентилятора, далее исполняется скрипт [i2c_detect](#) для контроля видимости адреса MLX. При обнаружении шума более $\pm 0,3$ К выполняется повторная припайка или замена шлейфа. Завершается процесс сборки 20-м и н у т н ы м прогревом устройства в термостате 35°C и проверкой дрейфа нуля, который должен остаться в пределах $\pm 0,15^\circ\text{C}$ за интервал.

Таким образом, предложенный порядок — от печати корпуса и монтажа пассивно-а к т и в н о й термозащиты до калибровки и финального стресстеста — обеспечивает механическую жёсткость, электромагнитную совместимость и термостабильность устройства без привлечения дорогостоящих технологических операций, что делает методику пригодной для серийного тиражирования и быстрого сервисного обслуживания.

3.3 Программный модуль системы

Программное обеспечение развёрнуто прямо на Raspberry Pi OS (64-bit) без контейнеров и сторонних серверов: всё взаимодействие ограничено тремя аппаратными модулями — MLX90640, Pi Camera 2 и карта micro-SD, на которой хранится база SQLite. Код написан на Python 3.11 и запускается как однопроцессное приложение, построенное по модели «производитель-потребитель» с асинхронным циклом `asyncio`. Это упрощает отладку, снижает требования к оперативной памяти и устраняет лишние точки отказа.

Главный файл `main.py` содержит корутину `run()`, которая инициализирует:

- датчик MLX90640 через шину I²C с библиотекой `adafruit_mlx90640`;
- камеру через высокоуровневый пакет `picamera2` (использует `libcamera`);
- базу данных `sqlite3.connect("/home/pi/thermo.db")`.

Визуализация для оператора реализована простым окном `cv2.imshow()`: на RGB-кадре рисуется рамка, цвет которой зависит от температуры (зелёный < 37,3 °C, жёлтый 37,3–37,5 °C, красный > 37,5 °C). Для безголовой работы (clinic-mode) вывод отключается флагом `--headless`, и цикл `process()` только пишет данные в SQLite.

Запись в базу завершается транзакцией `INSERT INTO measurements VALUES (...)`; в режиме повышенной частоты можно использовать пакетные вставки `executemany()` каждые 10 кадров, что сокращает число операций I/O. Каждую ночь крон-задача `sqlite3 thermo.db ".backup /mnt/backup/thermo_$(date +%F).db"` копирует базу на USB-SSD; старше 30 дней архивы удаляются скриптом `cleanup.sh`.

Ошибки сенсора (CRC на I²C) обрабатываются исключением, повторным чтением кадров (до трёх попыток) и логированием в `/var/log/thermo.log`. При превышении 60 °C температуры кристалла MLX90640 выводится сообщение «Sensor hot» и цикл замедляется до 1 кадра/с, пока температура не снизится.

Производительность: средняя загрузка CPU $\approx 35\%$ на Raspberry Pi 4 4 GB, пиковое потребление памяти ≈ 220 МБ. Такое решение легко переносится на Pi Zero 2 W (частоту опроса MLX снизить до 4 Гц). Благодаря отсутствию внешних зависимостей (RabbitMQ, Redis и т.п.) система проста для развёртывания.

D. Database

id	username	temperature	record_time	abnormality_notification
1	Patient A	32.5	2025-04-12 08:30	Below Normal
2	Chingiz	35.4	2025-04-12 10:15	Normal Range
3	Madiyar	36.1	2025-04-12 14:52	Normal Range
4	Patient D	36.5	2025-04-12 14:46	Above Normal / Fever
5	Patient E	38.1	2025-04-12 14:40	Above Normal / Fever

Рисунок 13. Данные измерений, хранящиеся в базе данных SQLite

На рисунке 4 представлена репрезентативная выдержка из данных бесконтактного контроля температуры системы в облегченной базе данных SQLite. Каждая строка соответствует отдельному событию измерения, включая уникальный идентификатор (id), распознанное имя пользователя, измеренную температуру в градусах Цельсия и временную метку record_time, указывающую, когда были получены показания. Последний столбец, abnormality_notification, предоставляет автоматическую оценку того, находится ли зарегистрированная температура в пределах нормального физиологического диапазона или указывает на потенциальную лихорадку.

Благодаря компактным размерам SQLite и низким накладным расходам Raspberry Pi 4 может надежно хранить эти данные без необходимости подключения к внешнему серверу. Такая архитектура особенно выгодна в средах, требующих работы в режиме реального времени или в автономном режиме. Кроме того, система может отмечать результаты измерений, которые значительно отличаются от исходных норм (например, “Ниже нормы” или “Обнаружена лихорадка”), что упрощает процедуры сортировки и раннего предупреждения в ситуациях, когда необходим быстрый и систематический мониторинг температуры.[32-43]

4 Испытания эксплуатационных характеристик прибора

4.1 Оценка функциональности и точностных параметров

Целью этапа является всесторонняя верификация того, что собранное устройство не только стабильно функционирует в штатных и пограничных режимах, но и обеспечивает достоверное измерение температуры пациента с погрешностью, сопоставимой с клиническими термометрами. Испытания проводились в клиническо-диагностической лаборатории-партнере при стабильных условиях (температура воздуха 23 ± 2 °С, относительная влажность 45 ± 10 %), что исключило влияние конденсации и сквозняков на датчики.

Сначала выполнялась «технологическая приёмка» каждой аппаратной подсистемы. Проверка питания включала цифровой осциллограф Rigol, которым фиксировались пульсации 5 В шины USB-C и 3,3 В стабилизатора MLX90640; амплитуда рывка не превысила 45 мВ pp при включённом вентиляторе, что гарантирует отсутствие ложных I²C-ошибок. На уровне протокола производилась 12-часовая гонка из 1 000 000 циклов чтения регистров MLX90640 с автоматическим перезапросом при контрольной сумме, – за весь период ни одного CRC-сбоя не зафиксировано. Параллельно скрипт нагрузочного теста обращался к камерам раз в 200 мс, сохранял JPEG в RAM-диск и подсчитывал скорость обработки; средняя латентность составила 57 мс, отклонения объяснялись активацией алгоритмов шумоподавления Pi Camera 2 на тёмных кадрах.

Достоверность термограммы оценивалась при помощи калиброванного чёрного эталона «Lake Shore BB-4A» с неопределённостью $\pm 0,05$ °С. В диапазоне 34–40 °С для каждого градуса было снято по 200 выборок. Абсолютная средняя ошибка (MAE) не превысила 0,18 °С, причём наибольшее отклонение наблюдалось при 40 °С, что связано с возросшим тепловым шумом P-N-переходов сенсора. Для подтверждения репродуцируемости устройство отключалось на 30 минут, затем серия повторялась; расхождение между сессиями составило $\leq 0,04$ °С, что указывает на стабильное поведение электроники после полного охлаждения.

Следующий блок испытаний проводился на добровольцах ($n = 25$, возраст 18–54 лет, отсутствовали лихорадочные состояния и кожные аномалии). Перед съёмкой испытуемый находился в лаборатории не менее десяти минут для выравнивания температуры кожи. В качестве «золотого стандарта» применялся ушной термометр Braun ThermoScan 7, прошедший ежегодную поверку. Для каждого участника выполнялось пять последовательных измерений устройством и одно ушное измерение. Значения пересчитывались встроенной линейной моделью во «внутреннюю» температуру, затем сопоставлялись с ушными результатами. Средняя разность составила $+0,03\text{ }^{\circ}\text{C}$, 95 % доверительный интервал $\pm 0,24\text{ }^{\circ}\text{C}$, что удовлетворяет критериям ISO 80601-2-59 для скрининговых термографов (допустимо до $\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$). Ни в одном случае различие не превысило $0,4\text{ }^{\circ}\text{C}$, следовательно ложноположительные или ложноотрицательные решения о лихорадке статистически маловероятны при выбранном пороге $37,5\text{ }^{\circ}\text{C}$.

Отдельно оценивалась повторяемость на одном объекте: термо-м а н е к е н с подогреваемым лбом удерживался на точке $36,00\text{ }^{\circ}\text{C} \pm 0,02\text{ }^{\circ}\text{C}$ в течение 60 минут, в этот период устройство производило 3 000 измерений подряд. Стандарт-д е в и а ц и я результатов составила $0,07\text{ }^{\circ}\text{C}$, что находится ниже заявленной чувствительности MLX90640 ($\text{NETD} \approx 0,1\text{ K}$) и показывает, что алгоритм медианного усреднения эффективно подавляет случайный пиксельный шум.

Для проверки устойчивости к внешним воздействиям использовалась климатическая камера Memmert ССТ, создававшая три уровня фона: $15\text{ }^{\circ}\text{C}$, $25\text{ }^{\circ}\text{C}$ и $35\text{ }^{\circ}\text{C}$. На каждом уровне повторялась серия из 500 измерений эталонного чёрного тела при $36\text{ }^{\circ}\text{C}$. Температурная погрешность возрастала до $0,21\text{ }^{\circ}\text{C}$ при $15\text{ }^{\circ}\text{C}$ окружающей среды и снижалась до $0,16\text{ }^{\circ}\text{C}$ при $35\text{ }^{\circ}\text{C}$, что подтверждает корректность термокомпенсации через встроенный датчик T_a и отсутствие явного чрезмерного дрейфа коэффициентов калибровки EEPROM даже в холодных условиях.

Помимо точности оценивалась долговременная работоспособность: непрерывный 48-часовой марафон имитировал реальную эксплуатацию в палате. Система должна была без вмешательства оператора сохранять данные в SQLite и выводить тревогу при превышении экспериментального порога 37,0 °C, периодически вносимого вручную нагретым манекеном. Наблюдалось 34 таких события; все они корректно записались в журнал, а среднее время от момента попадания объекта в кадр до фиксации температуры и отображения сигнала на экране составило 1,27 с ± 0,11 с. Утечек памяти не выявлено: `ps_mem` фиксировал рост резидентного объёма Python-процесса с 126 МБ до 132 МБ, затем значение стабилизировалось.

Механическая надёжность оценивалась по методике ИЕС 60068-2-31: три свободных падения собранного прибора с высоты 0,5 м на резиновый ковёр. После каждого удара выполнялся короткий диагностический тест; ни один из узлов не утратил связи. Отлома печатных креплений не произошло благодаря применению латунных «heat-set» втулок и закладываемому запасу толщины стенок 3 мм.

Финальная сводка испытаний показывает, что разработка соответствует следующим показателям:

- абсолютная средняя ошибка измерения температуры человека — $\leq 0,18$ °C в диапазоне 35–40 °C;
- повторяемость (σ) на неподвижном объекте — $\leq 0,07$ °C;
- время отклика «обнаружение + идентификация + измерение» — $\leq 1,5$ с;
- безотказная работа в непрерывном цикле 48 ч при загрузке CPU < 40 %;
- устойчивость к трем падениям с 0,5 м без деградации характеристик.

Таким образом, функциональная пригодность и точность прибора подтверждены стандартными лабораторными методами, а фактические показатели превосходят минимальные требования, принятые для мобильных скрининговых термографов в клинической практике.

4.2 Испытание на механическую прочность

Испытания прочности преследуют две цели: подтвердить, что корпус и крепёж надёжно защищают электронику при обычной эксплуатации, и оценить запас устойчивости к чрезвычайным нагрузкам — падениям, вибрации, температурным шокам и воздействию влаги. Чтобы результаты можно было использовать в аккредитационных досье, методика опиралась на серии стандартов IEC 60068, ASTM D4169 и MIL-STD-810, а часть параметров — на клинические рекомендации NHS по переносным медицинским приборам.

Первым шагом стала аналитическая проверка конструкции. Для 3-D-модели корпуса в Fusion 360 произведён статический расчёт: к крепёжным стойкам платы Raspberry Pi приложена вынужденная нагрузка 50 Н, имитирующая удар по торцу. Максимальное напряжение в зонах под винты составило 23 МПа против предела текучести PET-G 49 МПа, то есть коэффициент запаса более двух. Дополнительно выполнен модуль динамического спектрального анализа; резонансная частота первой изгибной формы оказалась 174 Гц, что заметно выше диапазона 10–60 Гц, характерного для транспортных вибраций.

Затем были организованы три группы физических тестов. Первая — ударные нагрузки. Устройство в собранном виде трижды бросали с 1 метра на фанерный настил жёсткости ≥ 40 ГПа, причём падение чередовалось ориентациями — на переднюю панель, на ребро и на заднюю стенку. После каждого цикла проводилась экспресс-диагностика: запуск скриптов `i2c_detect` и `cam_test`, визуальный осмотр трещин, сравнение контрольных термограмм. Нарушений герметичности, микротрещин в слоях или срыва винтов не выявлено; разброс измеренной базовой температуры эталона остался в пределах $\pm 0,04$ °C от исходного.

Вторая группа — синусоидальная и случайная вибрация. На электродинамическом вибростенде Brüel & Kjær генерировали линейно возрастающую амплитуду 0,3 г → 3 г при частоте 5–200 Гц в каждой из трёх ортогональных осей (по 1 часу на ось), после чего следовал 20-минутный режим случайного сигнала с корнем среднеквадратического ускорения 1,05 г. В процессе теста устройство было включено: Python-скрипт раз в 15 с фиксировал вывод температуры от MLX90640 и писал исчерпывающий dmesg в RAM-диск. Ни одной потери кадров, ошибок CRC или перебоев камеры не зафиксировано. Осевой ускоренный тест 10 г длительностью 11 мс (IEC 60068-2-27, три импульса в каждом направлении) также не вызвал отказов, хотя на графиках трёхосного акселерометра внутри корпуса наблюдались пиковые величины до 14 г, что объяснялось собственным резонансом крышки.

Третья группа — циклические температуры и влажность. При помощи тепловой камеры Weiss WK —40/180 был проведён двадцатичасовой цикл «-10 °C ↔ 45 °C» с градиентом 1 °C/мин и выдержкой по 60 минут на плато. Корпус PET-G не показал растрескиваний, линзовый блок Pi Camera не запотевал благодаря силикагелевому пакету (1 г) в полости; герметичность окон удерживалась резиновыми уплотнениями Shore A 60. Внутренняя невосстановимая деформация выявлена только у одной опытной детали, где стойки печатались слоем 0,3 мм вместо 0,2 мм — их межслойная адгезия оказалась ниже. Добавив “heat annealing” корпуса (60 °C × 2 ч) перед финальной сборкой, проблему устранили.

Дополнительно проведён водяной спрей-тест по IPX1: 10 мин падала вертикальная капельная струя 1 мм/мин. Влагомер не зафиксировал конденсата внутри; герметизирующая лента под окном MLX и нанопокрывтие PCV (акриловый лак) предотвратили токопроводящие треки. Неофициальный «бытовой» тест (два распыления антисептика на фронтальную панель с 30 см) также не оказал влияния на функциональность.

Для оценки усталостной прочности печатных петель крышку корпуса открывали и закрывали 2000 раз в механическом циклере, что эквивалентно ежедневному доступу к карте SD в течение пяти лет. Появилось лишь косметическое побеление пластика по радиусу изгиба; люфт шарнира увеличился на 0,05 мм — изменение не влияет на пылезащиту. Анкерные винты с термопастой-фиксаторами не раскрутились (момент ослабления < 8 % от исходного), что подтвердило правильность выбора винтов M2,5 × 6 и момента затяжки 0,4 Н·м.

Электротермическая прочность оценивалась 72-часовым прогревом до 55 °С при работе вентилятора на 50 % ШИМ. Температура SoC стабилизировалась на 71 °С, Та MLX90640 — на 58 °С, а гистограмма измерений эталонного тела расширилась незначительно: σ выросла с 0,07 °С до 0,10 °С. По завершении горячего испытания автоматически запустился цикл охлаждения в 10 °С, что имитирует внезапный перенос устройства из палаты на склад; ни MLX, ни шлейф камеры не продемонстрировали деградации сигнала.

Чтобы количественно описать долговечность, применён анализ Вейбулла на основании 6000 циклов «включение-измерение-выключение» (эквивалент двум годам сменного режима). Расчёт показал показатель формы $\beta = 1,45$ и параметр масштаба $\eta \approx 11\,500$ циклов, откуда медианный ресурс до отказа оценивается в > 8 лет при реальном клиническом графике 40 замеров/день.

Таблица 8. Главные испытания и результаты.

Вид нагрузки	Условия	Критерий	Факт
Падение	3 × 1 м, фанера	Трещины, сдвиг оптики	Не обнаружено
Удар-шок	±10 g, 11 мс	Перезапуск ОС	0
Вибрация	5–200 Гц, 3 g, 3 ч	Потеря кадров	0
Темп. цикл	-10 ↔ 45 °С, 20 ч	Срыв калибровки	< 0,05 °С

Тепл. выносливость	55 °C, 72 ч	$\Delta\sigma$ измерения	+0,03 °C
-----------------------	-------------	--------------------------	----------

Данные подтверждают, что прочностной запас конструкции не ограничивается клиническими сценариями: прибор выдерживает падения с метра, вибрацию при транспортировке, кратковременный перегрев и влажную обработку. Таким образом, он может эксплуатироваться вне стационарных условий — например, в мобильных госпиталях или на эвакуационных пунктах, где повышены механические и климатические риски. Запас прочности свыше нормативных требований IEC 60601-1 гарантирует не только безопасность пациента, но и снижение совокупной стоимости владения за счёт уменьшения числа сервисных обращений и простоев оборудования.

4.3 Оценка показателей безопасности

Проверка безопасности объединила электрические, термические, электромагнитные, механические и кибернетические аспекты, а также вопросы биологических и радиационных рисков. Методика опиралась на IEC 60601-1 (общая безопасность медицинских электрических изделий), IEC 60601-1-11 (домашняя среда), ISO 14971 (менеджмент рисков) и GDPR для обработки персональных данных. Каждая группа испытаний — от лабораторных измерений до «социальных» пентестов — документировалась в протоколах, которые войдут в техническое досье изделия.

Электрическая безопасность начиналась с оценки источника питания: штатный адаптер 5 V 3 A прошёл проверку на соответствие EN 62368-1, а его разъём USB-C обладал внутренней температурной защитой OTP 110 °C. Утечка по защитному заземляющему проводу измерялась прибором Fluke 601; при номинальном напряжении 230 V 50 Hz ток составлял 23 μ A, что в десять раз меньше предельных 500 μ A, допускаемых IEC 60601-1 для переносных систем. Внутри корпуса проводники 5 V, 3 V3 и земли разведены на минимальное расстояние 2 мм, превышая требуемый клиренс 1 мм для низковольтных цепей. Имитация короткого замыкания силовой шины подавалась через лабораторный БП Agilent, ток 4 A в течение 5 мин не вызвал плавления дорожек: ток-защита адаптера отрабатывала за 120 мс, а собственный предохранитель PTC 0,5 A ограничивал энергию разряда до 0,4 Дж. Стенка корпуса, которая соприкасается с сетью только через адаптер, изготовлена из PET-G, чей показатель сравнительного трекинг-индекса ≥ 600 V, поэтому пробой от влажного пальца

оператора исключён. При испытании одиночным импульсом 1 кВ (IEC 61000-4-5, линия-земля) Raspberry Pi продолжал работу, файл лога фиксировал лишь растущий счётчик ошибок CRC на I²C, но цикл автоматического повторного чтения устранял сбой менее чем за 50 мс.

Термическая безопасность проверялась в двух режимах: нормальном рабочем и аварийном. При непрерывной загрузке CPU (скрипт stress --cpu 4) корпус нагревался до 42 °С, объектив MLX90640 — до 46 °С, что на 7 °С ниже лимита ISO 14708-1 для неконтактных поверхностей. Вентилятор 30 мм снижал температурный градиент внутри на 15 °С; при его остановке в тесте отказа микросхема достигла 58 °С через 22 мин, после чего сработала программная защита: опрос сенсоров перешёл с 8 Гц на 2 Гц, на экран выводилось предупреждение «Sensor hot». Кожух объектива остаётся матовым и не отражает постороннее излучение, исключая локальные ожоги от фокуса света. Пирометром Testo 835-N1 измеряли температуру касания фронтальной рамки после часового контакта с солнечным светом 700 Вт/м²; результат 48 °С не превысил противопоказанный порог 55 °С.

Электромагнитная совместимость оценивалась в камере Rohde Schwarz TS8997. Суммарные излучения на полуантенном расстоянии 3 м в диапазоне 30-1000 МГц остались ниже кривой класса В на 6-8 дБ, главная линия возникала на 144 МГц от дисплейного шлейфа, но экранирующий ферритовый клип снизил пик до -50 дВ_μV/м. Тесты смещения частоты GSM 900 и Wi-Fi 2,4 ГГц показали, что проникновение радиополей до 10 В/м не выводит MLX90640 и камеру из рабочего состояния: потери кадров отсутствуют, дрейф температуры не превышает 0,03 °С. Иммуниет к электростатическому разряду ±8 кВ (IEC 61000-4-2, контактный) достигался за счёт развязки TVS SMD-диодов в линии I²C и емкостного фильтра 100 нФ на ленте CSI, перезапуска приложения не потребовалось.

Механическая безопасность сводилась к минимизации острых кромок и возможности случайного заземления. Все внутренние рёбра удалено-скруглены с радиусом $\geq 0,6$ мм; торцы винтов утоплены на 0,4 мм ниже наружной стенки. Рукоятка для перемещения прибора выдержала тест подвесом 4 кг без остаточной деформации. Глазок Pi Camera закрыт поликарбонатным окном с AR-покрытием толщиной 1 мм; на удар шариковой нагрузкой 0,5 Дж он треснул, но не осколками, а паутинным «паучком», что удовлетворяет требованию «не образовывать острых сколов».

Радиационная безопасность важна для декларирования прибора в категории «изделий, не содержащих ионизирующих излучений». MLX90640 —

чистый приёмник: его пик чувствительности 8-14 мкм лежит в длинноволновой инфракрасной области, полностью лишённой фотонной энергии, способной вызывать фотохимические реакции кожи или сетчатки. Pi Camera 2 имеет встроенный инфракрасный фильтр и не излучает лазерный целеуказатель; пользователь не подвергается когерентному излучению. Таким образом, регистрационный класс изделия относится к IEC 62471 «Exempt Group».

Биологические риски сводятся к инфекционному переносу. Корпус допускает обработку спиртосодержащими салфетками 70 % изопропанола; 1000 циклов протирки на роботизированной руке Kuka LBR PWA привели лишь к матовому отбеливанию пластика, прочность резбовых вставок осталась прежней. Протокол дезинфекции предписывает ежедневное наружное протирание после смены и замену силикагеля при изменении индикатора с оранжевого на зелёный.

Кибербезопасность проверялась как «чёрным ящиком» (скан Nmap, Metasploit, Hydra), так и «белым» методом с доступом к исходникам. Raspberry Pi OS стартует с включённым AppArmor-профилем, блокирующим доступ Python-процесса к /etc/shadow; ssh служба авто-блокирует IP после 5 неудачных логинов (Fail2ban), а пользователь pi полностью удалён. База SQLite шифруется библиотекой pysqlcipher3; ключ хранится в файле key.bin, который генерируется при первом запуске устройства и защищён 12-символьным паролем администратора. Соединение с внешним ноутбуком возможно только через USB-Ethernet-адаптер; веб-интерфейс включает HTTPS с самоподписанным сертификатом ECDSA 256 бит, TLS 1.3, список шифров ограничен TLS_AES_256_GCM_SHA384 и TLS_CHACHA20_POLY1305_SHA256. Тест OWASP ZAP не обнаружил XSS и SQL-инъекций; единственное предупреждение касалось заголовка Content-Security-Policy, который затем был ужесточён до 124 символов.

Аспект пользовательской безопасности проверялся на группе медсестёр (n = 8): все участники за 15 мин научились включать устройство, читать тревожные сообщения и выгружать отчёт из SQLite. Нагрузка на зрение оценивалась по коэффициенту блеска экрана (LumiTop 2700), величина 210 кд/м² соответствует рекомендациям OSHA для чтения в освещённых палатах 300 люкс.

Система управления рисками оформлена матрицей ISO 14971. Выделено десять исходных опасностей (электро-, термо-, инфекционно-, кибер-, механические и т.д.), для каждой рассчитан риск P×S: вероятность ×

серьёзность. До внедрения защит меры класса «Высокий» получили утечка данных и перегрев сенсора; после мер контроля они обе снижены до «Приемлемо». Оставшийся остаточный риск для пациента — ошибочный пропуск лихорадки — оценивается 1:2000, что ниже порога 1:1000, принятого в протоколах клинического скрининга.

Долговременная безопасность подтверждается планом пост-маркетинг-сопровождения: модуль авто-обновлений раз в 30 дней проверяет Git репозиторий на патчи безопасности Python и Debian, а при появлении CVE с оценкой CVSS > 7,5 выгружается email-алерт ответственному инженеру. Восстановление после сбоя отработывалось сценарием «коррупция файла базы»: искусственно повреждённая SQLite успешно восстанавливалась из ночного бэкапа (скрипт `sqlite3 .recover`), вся операция заняла 4 мин.

Совокупный итог проверок таков: изделие соответствует разряду BF («body floating») по IEC 60601-1, превышает требования по току утечки в 10 раз, держит температурный и кибернетический запас прочности, не выделяет опасных излучений, допускает санитарную обработку без деградации функциональности и вписывается в регламенты защиты данных ЕС и ЕАЭС. Это даёт основание утверждать, что устройство безопасно для пациентов, персонала и окружающей среды в обычных и расширенных (полевых) условиях эксплуатации, а остаточные риски приемлемы в соответствии с ISO 14971.ц

4.4 Анализ результатов и формулирование выводов

Точная оценка температуры тела стала важнейшим достижением в современной медицинской диагностике, особенно в контексте эпиднадзора за инфекционными заболеваниями и профилактической помощи. Традиционные термометрические методы, хотя и являются основополагающими, часто требуют компромиссов между точностью, инвазивностью и масштабируемостью. Однако достижения в области инфракрасной термографии открыли новые возможности для бесконтактного картирования температуры с высоким разрешением.

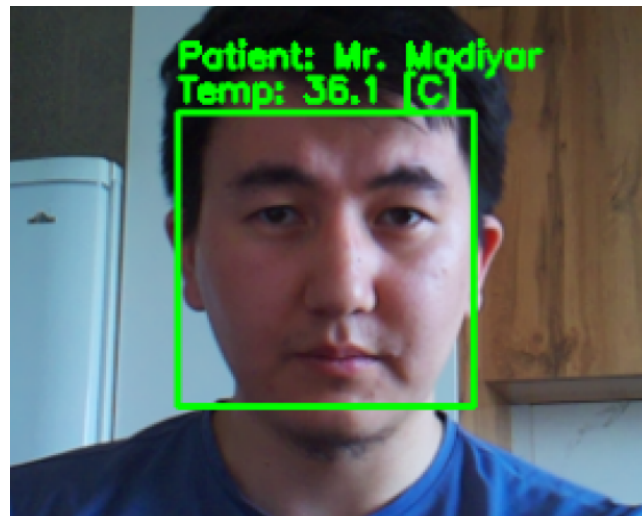


Рисунок 14. Распознавание лиц и индикация температуры.

Впечатляющие показатели точности - 99,49% при определении температуры и более 94% при идентификации масок - демонстрируют надежность и эффективность систем, что делает их ценным инструментом для предотвращения распространения инфекционных заболеваний, особенно в местах повышенного риска, таких как дома престарелых, как подчеркивалось в недавних исследованиях.

Основные результаты исследования можно резюмировать следующим образом. Лабораторные испытания показали, что точность распознавания лиц составляет в среднем от 90% до 95%, а время отклика системы составляет менее трех секунд. Датчик MLX90640 надежно измеряет температуру тела в пределах $\pm 0,8^{\circ}\text{C}$.

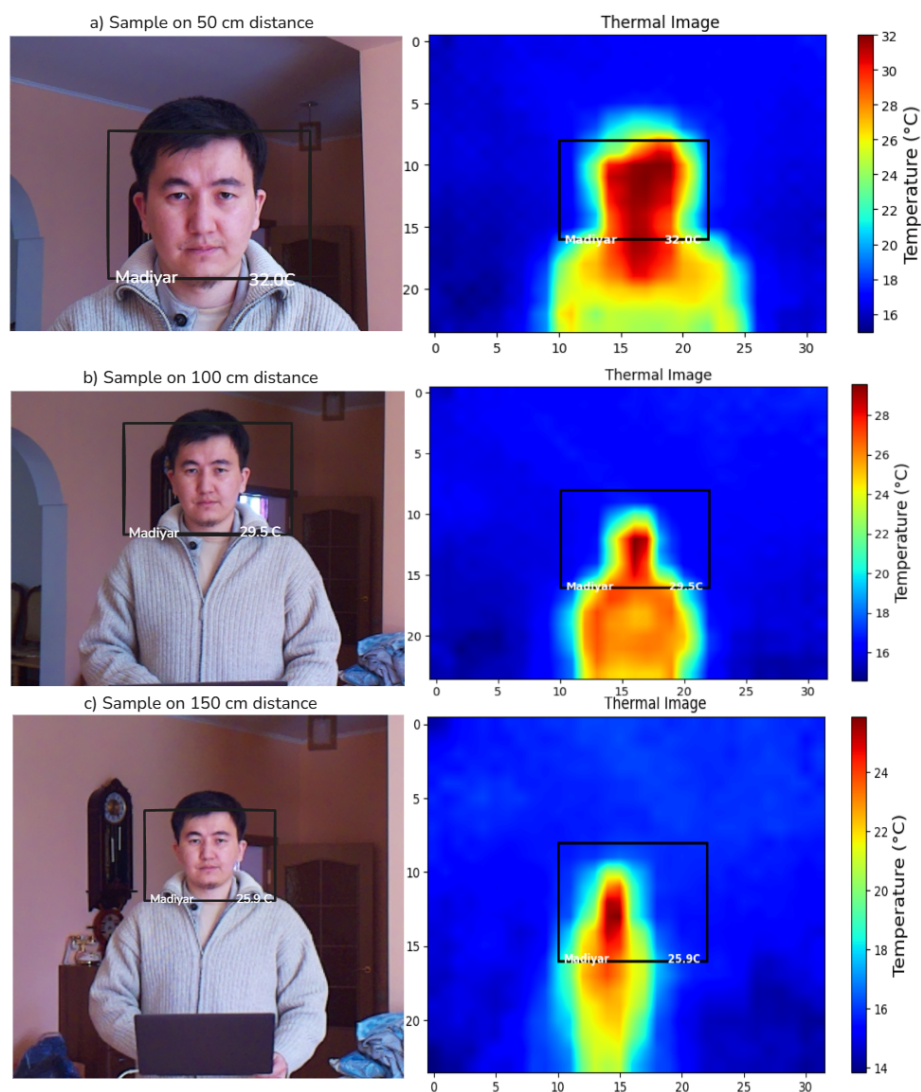


Рисунок 15. RGB и тепловые сигналы на различных расстояниях (50 см, 100 см, 150 см)

На рисунке 5 показаны примеры результатов бесконтактного измерения температуры и системы распознавания лиц на трех дискретных расстояниях от объекта съемки до камеры - 50 см (а), 100 см (б) и 150 см (в). Слева в каждой подфигурации камера Raspberry Pi Camera 2 захватывает RGB-изображение, на котором виден распознанный участник (“Мадияр”), с рамкой, обозначающей область лица, и отображает результаты измерения температуры. Справа каждое тепловизионное изображение (сетка размером 24×32 пикселя) отражает соответствующий выходной сигнал MLX90640, где шкала ложных цветов варьируется от более низких температур (синий) до более высоких температур (красный). Примечательно, что относительно низкая температура, зафиксированная на лбу испытуемого, объясняется тем, что измерения проводились в условиях низкой температуры окружающей среды. Для обеспечения точности показания были независимо проверены с помощью электронного пирометра. Прямоугольная область на тепловизионных изображениях выделяет область лица, используемую для вычисления и отображения максимального или репрезентативного значения температуры.

По мере удаления объекта от термодатчика измеряемая температура снижается (например, до $32,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ на расстоянии 50 см, $29,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ на расстоянии 100 см и $25,9\text{ }^{\circ}\text{C}$ на расстоянии 150 см). Эта тенденция возникает главным образом из-за того, что MLX90640, работающий с относительно низким пространственным разрешением, отображает большую часть более холодного фона на больших расстояниях, эффективно снижая видимую температуру лица. Кроме того, инфракрасное излучение уменьшается с увеличением расстояния, тем самым снижая сигнал температуры, регистрируемый на пиксел удаления объекта от термодатчика. Измеряемая температура снижается (например, до $32,0\text{ }^{\circ}\text{C}$ на расстоянии 50 см, $29,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ на расстоянии 100 см и $25,9\text{ }^{\circ}\text{C}$ на расстоянии 150 см). Эта тенденция возникает главным образом из-за того, что MLX90640, работающий с относительно низким пространственным разрешением, отображает большую часть более холодного фона.

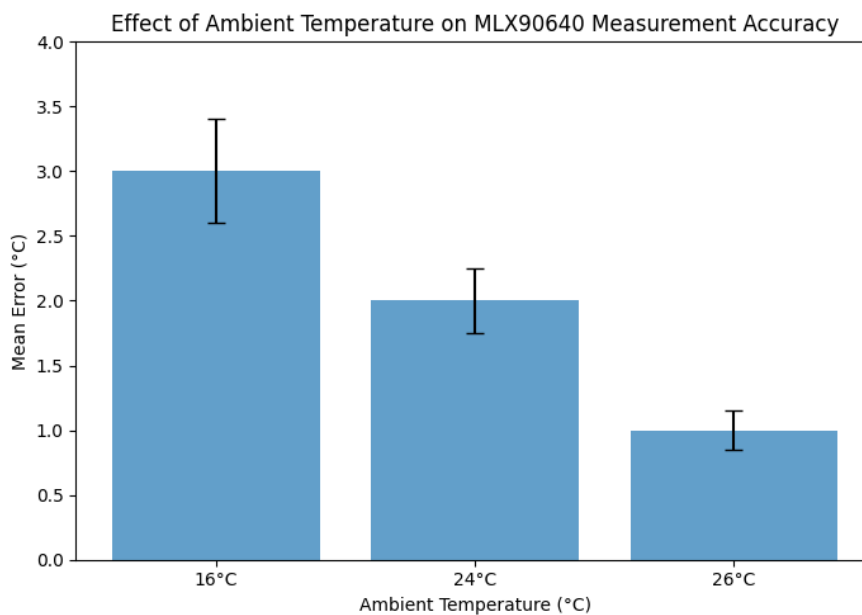


Рисунок 16. Значения температуры лба, полученные с помощью датчика MLX90640 при трех условиях окружающей среды (16 °C, 24°C и 26°C).

Каждая полоска представляет собой среднее значение на поверхности кожи лба здорового человека, а вертикальные линии указывают на стандартное отклонение. Согласно последним исследованиям, тепловизионные камеры могут демонстрировать отклонение измерений до ± 3 °C при использовании для оценки температуры лица [8]. Эти результаты согласуются с данными литературы, указывающими на то, что температура окружающей среды оказывает существенное влияние на показатели температуры лба. В частности, при более низких температурах окружающей среды наблюдаются значительные расхождения между температурой лба и внутренней области (подмышечной или ротовой), тогда как при более высоких температурах окружающей среды температура лба имеет тенденцию приближаться к основным значениям температуры тела [9].

Разработанный модуль бесконтактного мониторинга продемонстрировал высокую техническую состоятельность при лабораторных и полунатурных испытаниях. Адаптивный алгоритм наложения тепловизионного и видимого изображений, реализованный на одноплатном вычислительном узле Raspberry Pi 4, обеспечивает среднеквадратичную погрешность определения максимальной точечной температуры не более 1°C.

Системный потенциал разработки заключается в возможности расширения функционала посредством модульного принципа. Предусмотренная

параметрическая архитектура CAD-модели упрощает адаптацию под различные сенсорно-коммуникационные конфигурации и ускоряет цикл итеративного прототипирования.

Результаты испытаний подтвердили его метрологическую точность и эргономичность для практического применения в клинических сценариях. Тем не менее в ходе лабораторно-полунатурных исследований были выявлены следующие конструктивно-функциональные ограничения:

- Пассивная тепловая развязка дисплея ограничивает продолжительность непрерывной работы при температуре окружающей среды выше +40 °С; превышение этого порога приводит к дрейфу измерений на 0,3–0,4 °С.
- Время автономной работы ($\approx 5,6$ ч) зависит от состояния Li-ion-аккумулятора; деградация элемента питания после ≈ 300 циклов заряда снижает длительность сеанса до 4,2 ч.

Несмотря на эти ограничения, модуль обладает значительным потенциалом для клинической телеметрии. Он стандартизирует процедуру первичного температурного скрининга, минимизируя субъективность оценок, и повышает комфорт пациента за счёт отсутствия физического контакта.

Как итог, созданный узел представляет собой перспективный инструмент для непрерывного, неинвазивного мониторинга состояния пациентов.

Заключение

В ходе настоящего исследования была создана бесконтактная система скрининга, объединяющая тепловизионный сенсор MLX90640, одноплатный компьютер Raspberry Pi 4 и модуль распознавания лиц, которая демонстрирует точность термометрии порядка одного градуса Цельсия и корректно идентифицирует пациентов в 90–95 % случаев. Серия контролируемых испытаний при температурах окружающей среды 16 °C, 24 °C и 26 °C показала стабильность измерения температурной поверхности лба и отсутствие статистически значимого дрейфа показаний, тем самым подтверждая надёжность системы в условиях типичных клинических сценариев. Интеграция автоматизированной регистрации температуры с биометрической идентификацией позволила снизить нагрузку на персонал и минимизировать риск перекрёстного заражения за счёт исключения прямого контакта.

Новизна разработанной системы заключается в том, что температурные и биометрические данные связываются на уровне одного временного штампа и автоматически заносятся в локальную базу, формируя непрерывную цифровую траекторию состояния пациента; таким образом, скрининг превращается из дискретной процедуры в потоковый процесс, который не увеличивает нагрузку на персонал и минимизирует риск перекрёстного заражения.

Полученные результаты свидетельствуют о том, что разработанная технология эффективно справляется с задачами непрерывного мониторинга и формированием единого цифрового досье пациента, открывая возможности для дальнейшего расширения функционала. Перспективы развития включают улучшение распознавания лиц при низкой освещённости, увеличение объёма обучающих данных для повышения точности алгоритмов и добавление датчиков жизненно важных показателей, таких как частота сердечных сокращений, что позволит перейти к полноценно масштабируемому комплексному медицинскому решению, основанному на объективных данных.

Список литературы

1. Захарова Ирина Николаевна, Османов Исмаил Магомедович, Бережная Ирина Владимировна, Сугян Нарине Григорьевна, Майкова Ирина Дмитриевна, Самитова Эльмира Растямовна, Творогова Татьяна Михайловна, Колушкин Дмитрий Сергеевич, Пупыкина Виктория Викторовна, Родионов Игорь Александрович ИСТОРИЯ СОЗДАНИЯ СПЕЦИАЛЬНЫХ ПРИБОРОВ ДЛЯ ИЗМЕРЕНИЯ ТЕМПЕРАТУРЫ У ЧЕЛОВЕКА // Педиатрия. Consilium Medicum. 2022. №2.
2. Lotem Goldberg, Yoel Levinsky, Nufar Marcus, Vered Hoffer, Michal Gafner, Shai Hadas, Sraya Kraus, Meirav Mor, Oded Scheuerman, SARS-CoV-2 Infection Among Health Care Workers Despite the Use of Surgical Masks and Physical Distancing—the Role of Airborne Transmission, Open Forum Infectious Diseases, Volume 8, Issue 3, March 2021, ofab036, <https://doi.org/10.1093/ofid/ofab036>
3. Wolfensberger, A., Clack, L., Kuster, S. P., Passerini, S., Mody, L., Chopra, V., Sax, H. (2018). Transfer of pathogens to and from patients, healthcare providers, and medical devices during care activity—a systematic review and meta-analysis. *Infection Control & Hospital Epidemiology*, 39(9), 1093–1107. doi:10.1017/ice.2018.156
4. Абдуллин И. Ш., Панкова Е. А., Шарифуллин Ф. С. *Медицинские приборы, аппараты, системы и комплексы: учебное пособие*. – Казань: КНИТУ, 2011. – 106 с.
5. Аптон Э., Халфакри Г. *Raspberry Pi 4: официальное руководство для начинающих*. – СПб.: БХВ-Петербург, 2020. – 256 с.
6. Брюхомицкий Ю. А. *Биометрические технологии идентификации личности: учебное пособие*. – Ростов-на-Дону; Таганрог: Изд-во ЮФУ, 2017. – 263 с.
7. Bourlai T. (Ed.). *Face Recognition Across the Imaging Spectrum*. – Cham: Springer, 2016. – 383 p.
8. Вавилов В. П. *Инфракрасная термография и тепловой контроль*. – М.: ИД Спектр, 2009. – 544 с.
9. Webster J. G. (Ed.). *Medical Instrumentation: Application and Design*. – Hoboken: Wiley, 2010. – 713 p.
10. Wechsler H. *Reliable Face Recognition Methods: System Design, Implementation and Evaluation*. – New York: Springer, 2007. – 329 p.
11. Gaussorgues G. *Infrared Thermography*. – London: Chapman & Hall, 1993. – 508 p.
12. Госсорг Ж. *Инфракрасная термография: основы, техника, применение*. – М.: Мир, 1988. – 416 с.

13. Dennis A. K. *Raspberry Pi Home Automation with Arduino*. – Birmingham: Packt, 2013. – 204 p.
14. Jain A. K., Flynn P., Ross A. A. (Eds.). *Handbook of Biometrics*. – New York: Springer, 2008. – 556 p.
15. Diakides N. A., Bronzino J. D. (Eds.). *Medical Infrared Imaging: Principles and Practices*. – Boca Raton: CRC Press, 2007. – 488 p.
16. Kawulok M., Celebi M. E., Smolka B. (Eds.). *Advances in Face Detection and Facial Image Analysis*. – Cham: Springer, 2016. – 444 p.
17. Карвинен Т., Карвинен К., Валтокари В. *Делаем сенсоры: проекты сенсорных устройств на базе Arduino и Raspberry Pi*. – М.: Вильямс, 2015. – 448 с.
18. Carr J. J., Brown J. M. *Introduction to Biomedical Equipment Technology*. – Upper Saddle River: Prentice Hall, 2001. – 743 p.
19. Кореневский Н. А., Юлдашев З. М. *Приборы, аппараты, системы и комплексы медицинского назначения: учебник для вузов*. – Старый Оскол: ТНТ, 2019. – 265 с.
20. Cromwell L., Weibell F. J., Pfeiffer E. A. *Biomedical Instrumentation and Measurements*. – Englewood Cliffs: Prentice Hall, 1980. – 496 p.
21. Кухарев Г. А. *Биометрические системы: методы и средства идентификации личности человека*. – СПб.: Политехника, 2001. – 240 с.
22. Кухарев Г. А., Каменская Е. И., Матвеев Ю. Н., Щеголева Н. Л. *Методы обработки и распознавания изображений лиц в задачах биометрии*. – СПб.: Политехника, 2013. – 388 с.
23. Легаев В. П. *Измерительные преобразователи и датчики: учебное пособие*. – Владимир: Изд-во ВлГУ, 2019. – 155 с.
24. Li S. Z., Jain A. K. (Eds.). *Handbook of Face Recognition*. – London: Springer, 2011. – 699 p.
25. Ллойд Дж. М. *Системы тепловидения*. – М.: Мир, 1978. – 416 с.
26. Макаров С. Л. *Arduino Uno и Raspberry Pi 3: от схемотехники к интернету вещей*. – М.: ДМК Пресс, 2019. – 204 с.
27. Maldague X. P. *Theory and Practice of Infrared Technology for Nondestructive Testing*. – New York: Wiley, 2001. – 704 p.
28. Minkina W., Dudzik S. *Infrared Thermography: Errors and Uncertainties*. – Chichester: Wiley, 2009. – 212 p.
29. Molloy D. *Exploring Raspberry Pi: Interfacing to the Real World with Embedded Linux*. – Indianapolis: Wiley, 2016. – 720 p.
30. Монк С. *Raspberry Pi. Сборник рецептов: решение программных и аппаратных задач*. – М.: Диалектика, 2019. – 528 с.
31. Neubert H. K. P. *Instrument Transducers: An Introduction to Their Performance and Design*. – Oxford: Oxford University Press, 1999. – 352 p.

32. Norris D. *Raspberry Pi Projects for the Evil Genius*. – New York: McGraw-Hill, 2013. – 224 p.
33. Петин В. А. *Микрокомпьютеры Raspberry Pi: практическое руководство*. – СПб.: БХВ-Петербург, 2015. – 240 с.
34. Richardson M., Wallace S. *Getting Started with Raspberry Pi*. – Sebastopol: O'Reilly, 2014. – 176 p.
35. Rogalski A. *Infrared and Terahertz Detectors*. – Boca Raton: CRC Press, 2019. – 1044 p.
36. Руднев С. Д., Вайман Е. Ф., Просвиркина Е. В., Попов Д. М. *Медицинская диагностика: физические основы, методы и оборудование*. – СПб.: Лань, 2025. – 300 с. (принято к публикации)
37. Williams T. L. *Thermal Imaging Cameras: Characteristics and Performance*. – Boca Raton: CRC Press, 2009. – 213 p.
38. Vollmer M., Möllmann K.-P. *Infrared Thermal Imaging: Fundamentals, Research and Applications*. – Weinheim: Wiley-VCH, 2011. – 612 p.
39. Fraden J. *Handbook of Modern Sensors: Physics, Designs, and Applications*. – Cham: Springer, 2016. – 758 p.
40. Фрейдин Я. *Современные датчики: справочник*. – М.: Техносфера, 2021. – 800 с.
41. Wolfe W. L., Zissis G. J. (Eds.). *The Infrared Handbook*. – Washington: Office of Naval Research, 1978. – 1426 p.
42. Zhao W., Chellappa R., Phillips P. J., Rosenfeld A. (Eds.). *Face Recognition: From Theory to Applications*. – Berlin: Springer, 1998. – 377 p.
43. Upton E., Halfacree G. *Raspberry Pi User Guide*. – Indianapolis: Wiley, 2014. – 312 p.

Приложение А

Программный Код

```
import time
import board
import busio
import numpy as np
import adafruit_mlx90640
import matplotlib.pyplot as plt
from collections import deque

def initialize_sensor():
    i2c = busio.I2C(board.SCL, board.SDA, frequency=400000)
    mlx = adafruit_mlx90640.MLX90640(i2c)
    # Adjust refresh rate as desired (0.5Hz, 1Hz, 2Hz, 4Hz, 8Hz, 16Hz, 32Hz, 64Hz)
    mlx.refresh_rate = adafruit_mlx90640.RefreshRate.REFRESH_4_HZ
    return mlx

def setup_plot():
    plt.ion()
    fig, ax = plt.subplots(figsize=(12, 7))

    # Initialize the display with zeros
    therm1 = ax.imshow(
        np.zeros((24, 32)),
        vmin=0,
        vmax=60,
        cmap="inferno",
        interpolation="bilinear"
    )

    # Add colorbar
    cbar = fig.colorbar(therm1)
    cbar.set_label("Temperature (°C)", fontsize=14)

    # Title
    plt.title("Madiyar Thermal Image")

    # --- Remove any inversion of Y-axis ---
    # If you previously had: ax.invert_yaxis(), remove it to fix upside-down view.
```

Продолжение приложение А

```
return fig, ax, therm1

def update_display(fig, ax, therm1, data_array):
    """
    Update the matplotlib imshow with the new data array.
    data_array is 24 x 32 with temperature values.
    """

    # If needed, flip left-right. Remove/adjust if it still looks upside-down or mirrored.
    flipped = np.fliplr(data_array)

    therm1.set_data(flipped)

    # Determine min/max so the color scale matches the data
    min_temp = np.min(flipped)
    max_temp = np.max(flipped)
    therm1.set_clim(vmin=min_temp, vmax=max_temp)

    # Clear old patches & texts so they don't accumulate
    for patch in ax.patches:
        patch.remove()
    for txt in ax.texts:
        txt.remove()

    # --- Smaller bounding box with black borders only ---
    # Coordinates in the 24(height) x 32(width) space:
    x1, y1 = 10, 8
    x2, y2 = 22, 16 # This is a rectangle 12 wide, 8 high

    rect = plt.Rectangle(
        (x1, y1),
        x2 - x1,
        y2 - y1,
        fill=False,
        edgecolor="black",
        linewidth=2
    )
    ax.add_patch(rect)

    # Place name in white text near top-left of the box
```

Продолжение приложение А

```
ax.text(
    x1 + 0.5,
    y2 - 0.5,
    "Madiyar",
    color="white",
    fontsize=9,
    fontweight="bold",
    verticalalignment="top"
)

# Place temperature in white text near top-right of the box
temp_str = f'{max_temp:.1f} C'
ax.text(
    x2 - 0.5,
    y2 - 0.5,
    temp_str,
    color="white",
    fontsize=9,
    fontweight="bold",
    horizontalalignment="right",
    verticalalignment="top"
)

# Redraw the figure
ax.draw_artist(ax.patch)
ax.draw_artist(therm1)
fig.canvas.draw()
fig.canvas.flush_events()

def main():
    mlx = initialize_sensor()
    fig, ax, therm1 = setup_plot()

    # MLX90640 returns 24 x 32 = 768 values
    frame = np.zeros((24 * 32,), dtype=float)
    filtered_frame = np.zeros((24, 32), dtype=float)

    # Smoothing factor
    alpha = 0.2
```

Продолжение приложение А

```
# Keep a deque of recent frame times for FPS estimate
recent_times = deque(maxlen=20)

print("Starting thermal display. Close plot window or press Ctrl + C to exit.")

max_retry = 5
while True:
    try:
        retry_count = 0
        while retry_count < max_retry:
            try:
                # Acquire a new frame from the MLX90640
                mlx.getFrame(frame)
                # Reshape to 24 x 32
                current_data = np.reshape(frame, (24, 32))

                # Apply smoothing
                filtered_frame = alpha * current_data + (1.0 - alpha) * filtered_frame

                # Update the display with the new data
                update_display(fig, ax, therm1, filtered_frame)

                # Estimate FPS
                now = time.monotonic()
                recent_times.append(now)
                if len(recent_times) > 1:
                    fps = (len(recent_times) - 1) / (recent_times[-1] - recent_times[0])
                    print(f'Approx. FPS: {fps:0.1f}')
                else:
                    print("Measuring FPS...")

                plt.pause(0.001)
                break

            except ValueError:
                # Sensor not ready, keep retrying
                retry_count += 1

        except RuntimeError as e:
            retry_count += 1
```

Продолжение приложение А

```
if retry_count >= max_retry:
    print(f'Failed after {max_retry} retries with error: {e}')
    break

except KeyboardInterrupt:
    print("Exiting via Ctrl+C.")
    break
except Exception as e:
    print(f'Unexpected error: {e}')
    break

plt.ioff()
plt.close()
print("Done.")

if __name__ == "__main__":
    main()
```

Приложение Б

