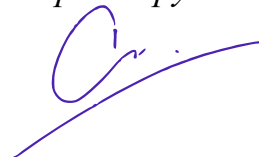


ФЕДЕРАЛЬНОЕ ГОСУДАРСТВЕННОЕ БЮДЖЕТНОЕ
ОБРАЗОВАТЕЛЬНОЕ УЧРЕЖДЕНИЕ ВЫСШЕГО ОБРАЗОВАНИЯ
«МОСКОВСКИЙ АВИАЦИОННЫЙ ИНСТИТУТ
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)

На правах рукописи



СЕМЕНОВ

Дмитрий Сергеевич

**ИДЕНТИФИКАЦИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ
РАДИАЦИОННО-КОНДУКТИВНОГО ТЕПЛОПЕРЕНОСА С
ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БЕСКОНТАКТНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ**

Специальность 1.3.14. – теплофизика и теоретическая теплотехника

ДИССЕРТАЦИЯ

на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Научный руководитель:

доктор технических наук, профессор

НЕНАРОКОМОВ Алексей Владимирович

Москва - 2022

ОГЛАВЛЕНИЕ

ВВЕДЕНИЕ	3
Глава 1. АНАЛИЗ ЗАДАЧИ РАЗРАБОТКИ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИДЕНТИФИКАЦИИ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ РАДИАЦИОННО- КОНДУКТИВНОГО ТЕПЛОПЕРЕНОСА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БЕСКОНТАКТНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ.....	15
1.1. Моделирование процессов теплопереноса	20
1.2. Вариабельность характеристик.....	24
1.3. Средства измерения температуры	34
Глава 2. РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ИДЕНТИФИКАЦИИ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В НЕПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.....	39
2.1. Постановка задачи.....	39
2.2. Алгоритм идентификации	43
2.2. Вычислительный эксперимент.....	48
Глава 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОТРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ИДЕНТИФИКАЦИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В НЕПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.....	55
3.1. Экспериментальная установка	55
3.2. Апробация экспериментальной методики	66
Глава 4. РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ИДЕНТИФИКАЦИИ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В ПОЛУПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.	76
4.1. Постановка задачи.....	76
4.2. Алгоритм решения задачи идентификации	79
4.3. Вычислительный эксперимент.....	83
Глава 5. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОТРАБОТКА АЛГОРИТМА ИДЕНТИФИКАЦИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В ПОЛУПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.....	93
5.1. Экспериментальная установка	93
5.2. Практическая апробация метода.....	99
ЗАКЛЮЧЕНИЕ	112
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ	115

ВВЕДЕНИЕ

Для современных технических систем индивидуальной защиты - различных скафандров, комбинезонов и т.д. - характерны конструктивные элементы, работающие в условиях интенсивных, часто экстремальных внешних воздействий. Для подобных технических систем обеспечение тепловых режимов, базирующееся на применении материалов с соответствующими свойствами, является одним из важнейших разделов проектирования, определяющим основные проектно-конструкторские решения и эксплуатационные характеристики. Прогнозирование и оптимизация соответствующих процессов теплопереноса предполагает математическое моделирование, целью которого является связь параметров системы (законов управления, свойств) и ее состояния. Однако, в случаях, когда значения параметров системы являются неизвестными величинами или могут варьироваться в течении времени, возникает необходимость их определения. Следуя концепции причинно-следственной связи, задача определения характеристик системы по ее состоянию является обратной задачей теплообмена (ОЗТ) [1].

Традиционные методы исследования нестационарных и взаимосвязанных процессов радиационно-кондуктивного теплопереноса предполагают размещение температурных датчиков на некоторой глубине в исследуемом материале или образце и регистрацию отклика на внешнее тепловое воздействия [2]. Однако, в случаях, когда это технически невозможно, необходима разработка новых методов решения задач идентификации соответствующих математических моделей. Поэтому данная работа посвящена формированию методологии идентификации моделей радиационно-кондуктивного теплопереноса для случаев, когда применение внутренних или контактных датчиков температуры невозможно.

Актуальность темы диссертации и степень ее разработанности

Как уже отмечалось, работа персонала в условиях интенсивных, а часто – экстремальных, условиях внешних тепловых воздействий широко

распространена в авиационной и ракетно-космической технике, ликвидации чрезвычайных ситуаций, энергетике, металлургии, химическом производстве. Общие тенденции развития техники приводят к одновременному повышению требований к масса-габаритным характеристикам, надежности и ресурсоемкости, и ужесточению условий теплового нагружения защитных средств.

В результате экспериментальных исследований, как правило, удается определить некоторые характеристики состояния системы, например – температуру. Тогда задача идентификации математической модели сводится к определению некоторой совокупности неизвестных параметров, основываясь на дополнительной информации о ее состоянии.

Подходы к идентификации свойств материалов, базирующихся на методах решения некорректных задач широко анализировались в нашей стране и за рубежом и показали свою эффективность при разработках и исследованиях в авиационной и космической отраслях техники, металлургии, энергетике и т.д. Разрабатываемая новая метрология является комбинацией достаточно точных измерений первичных величин (температуры) в условиях испытаний, максимально приближенных к натурным и предельно корректной математической обработки экспериментальных данных на основе теории обратных задач. В настоящее время созданы предпосылки для успешного решения указанных задач. Накоплен большой опыт в решении обратных задач теплообмена для отдельных типов материалов. Имеются определенные успехи в решении задач планирования теплотехнических измерений для решения соответствующих обратных задач. Внедрение разработанных методов дало возможность ускорить создание и отработку многих технических объектов в различных отраслях промышленности. Однако, возможности и области приложения данной методологии в различных областях техники существенно шире.

Первые работы, посвященные обратной задаче теплообмена, появились еще в 1960х и были направлены как на численное решение, так и на решение

в графическом виде [3,4]. Тем не менее, численные решения являются более эффективными, так в работе [5] предлагается итеративный конечно-разностный алгоритм решения одномерной задачи теплопереноса. Схожий подход, основанный на конечно-элементном методе, был предложен в [6]. Следует отметить, что обратная задача теплообмена является некорректной, что в значительной степени затрудняет получение устойчивого решения. Одним из первых подход к решению данной проблемы, основанный на понятии регуляризации, был предложен А.Н. Тихоновым [7]. Одним из наиболее эффективных практических реализаций общего теоретического подхода А.Н. Тихонова является метод итерационной регуляризации [1], предложенный О.М. Алифановым и активно развиваемый в МАИ.

В последние два десятилетия методология обратных задач активно внедряется в различные области техники. Методы и алгоритмы решения обратных задач позволяют осуществлять оптимальное проектирование конструкций тепловой и ядерной энергетики, применяются при моделировании и диагностике процессов в медицине, металлургии, изучении механических, теплотехнических и оптических свойств новых материалов, управлении транспортными средствами, роботами-манипуляторами и технологическими процессами. Методология обратных задач относится к одному из динамично развивающихся разделов современной науки [8–11], имеющему многочисленные и разнообразные приложения в технике.

Однако, существенная часть исследуемых технических и биологических объектов не допускает экспериментальное измерение температурного отклика материала на известное внешнее воздействие. Прежде всего это высокопористые и электропроводящие теплоизоляционные материалы, материалы костюмов индивидуальной защиты (скафандров и т.д.), отдельных слоев экранновакуумной теплоизоляции [12–18]. Также для разработки индивидуальных средств защиты необходимо знать теплофизические характеристики защищаемого объекта (кожи человека), а особенностью работы с биологическими тканями является невозможность применения

внутренних датчиков температуры. Еще одной задачей, требующей своего решения, является тепло метрическая внекорабельная деятельность экипажей орбитальных космических станций, когда требуется определить те или иные характеристики корпуса по результатам внешних измерений температуры.

Однако методы идентификации теплонагруженных систем без использования контактных средств измерения температуры существенно отстают от возможных экспериментальных исследований и настоятельно требуется развитие этих методов в комбинации с программно-алгоритмическим обеспечением [8–11].

Не углубляясь в детальный анализ существующих алгоритмов решения обратных задач, отметим здесь лишь некоторые проблемы, возникающие при решении обратных задач радиационно-кондуктивного теплообмена без использования внутренних измерений.

При построении алгоритмов вычисления градиента функционала невязки с помощью аппарата сопряженных краевых задач не учитывается тот факт, что в система уравнений радиационно-кондуктивного переноса является нелинейной интегро-дифференциальной. В результате не обеспечивается высокая вычислительная эффективность итерационных алгоритмов решения обратных задач теплопереноса, что вызывает серьезные трудности при решении многопараметрических задач.

В большинстве существующих алгоритмов решения обратных задач при использовании для организации останова итерационного процесса регуляризирующего условия невязки, обеспечивающее согласование точности решения обратной задачи с точностью задания исходных данных, не используются дополнительные возможности связанные либо с априорной информацией об искомым параметрах, либо характерные особенности используемых аппроксимирующих зависимостей. В силу некорректности обратных задач рассматриваемого типа это может приводить к большим погрешностям получаемых результатов.

Поэтому проведение дальнейших исследований, в результате которых устраняются имеющиеся недостатки и повышается эффективность алгоритмов решения обратных задач теплопереноса без применения контактных измерений температур, является весьма важной и актуальной практической задачей.

Предлагаемый в работе подход является достаточно общим, но для конкретизации исследуемого процесса теплопереноса (и, соответственно, используемой математической модели) в данной работе рассматривается лазерная гипертермия поверхностных тканей человека. В данном контексте гипертермия – нагрев биологических тканей до температур, превышающих $40\text{ }^{\circ}\text{C}$ – распространенный метод, применяющийся при лечении ожогов, аритмии сердца, болезни Паркинсона, гиперподвижности суставов, гиперметропии, гиперплазии и др. Терапевтическим фактором, при этом, является повышение клеточного метаболизма, перфузии, оксигенации (при $40\text{--}45\text{ }^{\circ}\text{C}$) и модификация или разрушение тканей в случае абляции (свыше $50\text{ }^{\circ}\text{C}$) [19].

В медицине также применяется метод терапевтической гипотермии – охлаждения до $32\text{--}34\text{ }^{\circ}\text{C}$ – и прицельного контроля температуры, при котором целевым показателем считают значения $35\text{--}36\text{ }^{\circ}\text{C}$. При этом, понижение температуры может оказывать положительный эффект в случае травм мозга, кровоизлияний, инсультов, инфарктов и других патологических состояний [20,21]. Также, гипотермия является негативным фактором, проявляющимся в результате целого ряда техногенных катастроф в криогенной технике, заболеваний или травм, в результате чего возникает необходимость разработки средств предотвращения переохлаждения организма [22].

Таким образом, **актуальность** разработки методики идентификации моделей без использования контактных средств измерения обуславливается необходимостью предотвращения возникновения риска вреда здоровью или жизни человека или достижения требуемого терапевтического эффекта во время лечения. При этом, необходимо обеспечить изменения температурного

поля ткани в заданных пределах, для чего применяются те или иные технические (термозащитная одежда, дополнительное охлаждение) и методологические (регулировка режима внешнего теплового воздействия) решения. Прогнозирование и регулирование указанных процессов требует математического моделирования, которое невозможно без точной оценки теплофизических и радиационно-оптических характеристик ткани [23,24]. Рассматриваемая задача усложняется значительной вариабельностью характеристик [25]. Поэтому, важнейшим этапом решения задачи прогнозирования является идентификация математической модели теплопереноса.

Рассматриваемый в работе способ экспериментальной отработки методик идентификации моделей теплопереноса является универсальным и позволяет реализовать высокоточное математическое описание процессов. Результаты могут быть эффективно использованы при создании перспективных конструкций для авиационной и ракетно-космической техники, медицины, тепловой и ядерной энергетике, криогенной техники, в частности:

- низкоплотной высокопористой керамической и волокнистой теплоизоляции и тонкопленочных оксидных покрытий;

- ультралегковесных материалов на основе оксидов кремния и алюминия для изготовления криогенных контейнеров хранения и транспортировки медпрепаратов и биологически активных веществ;

а также при:

- исследовании теплофизических свойств легковесных керамических материалов установок;

- определении характеристик керамической теплозащиты активной зоны ядерных реакторов электростанций в условиях их реальной эксплуатации.

Цели и задачи

Целью данной работы является разработка комплекса методических средств для идентификации математических моделей радиационно-

кондуктивного теплопереноса базирующихся на аппарате обратных задач теплообмена при поверхностных и бесконтактных измерениях температуры.

Для достижения поставленной цели были решены следующие задачи:

- разработка математической модели радиационно-кондуктивного теплопереноса, адекватной рассматриваемым физическим процессам;
- разработка алгоритма идентификации математической модели теплопереноса, основанный на методологии обратных задач теплообмена;
- выбор материала, имитирующего свойства исследуемого объекта, и позволяющего реализовать экспериментальную часть исследования;
- разработка экспериментального метода регистрации температурного отклика на радиационный тепловой поток, воздействующий на поверхность исследуемого материала;
- разработка программного обеспечения, реализующего алгоритм идентификации, для определения радиационно-оптических и теплофизических характеристик;
- проведение экспериментальных исследований для апробации метода.

Объектом исследования является математическая модель радиационно-кондуктивного теплопереноса в материалах индивидуальных средств защиты и поверхностных слоях биологических тканей

Предмет исследования – методика идентификации математической модели теплопереноса, основанная на решении обратных задач теплообмена и не предполагающая применение внутренних контактных средств измерения температуры.

Предложенный в работе подход основан на опыте теплового проектирования теплозащитных материалов, отработки конструкций теплонагруженных систем, применении методов оптимального планирования эксперимента и решении обратных задач теплообмена и представляет собой комплексный теоретический подход, учитывающий специфические особенности данного процесса.

Научная новизна исследования заключается в формировании постановки и алгоритма решения обратной задачи теплообмена, идентификации математической модели в условиях невозможности использования внутренних контактных средств измерения температуры и, в результате, – создании методологической базы для внедрения предложенных подходов в практику.

Теоретическая и практическая значимость

В работе сформирован комплексный подход (алгоритм решения обратной задачи, программный комплекс и методика проведения эксперимента) к расчетно-экспериментальной идентификации математических моделей теплопереноса без использования внутренних контактных измерений, который может быть использован для определения свойств вновь разрабатываемых материалов и систем.

Внедрение результатов работы в практику позволит облегчить возможность использования новых материалов и изделий из них, обеспечить безопасное проведение медицинских процедур, повысить точность прогнозирования процессов теплопереноса и, как следствие, обеспечить высокую эффективность самого широкого круга систем.

Применяемые методы и подходы

В работе рассматривается задача расчетно-экспериментального исследования процесса теплопереноса в имитаторе биологической ткани. Для оптимизации и управления процессом нагрева или охлаждения тканей в первую очередь необходимо применение методов математического моделирования. Разработка модели, адекватной процессу гипо- или гипертермии предполагает определение связи между характеристиками системы (такими как теплофизические и радиационно-оптические характеристики ткани, условиями, в которых она находится, а также, внешними факторами) и ее состоянием – полем температур.

Высокая чувствительность биологических тканей к незначительным изменениям температур определяет необходимость минимизации системных

ошибок в расчетах. Поэтому, важнейшим этапом работы является идентификация математической модели теплопереноса. Кроме того, важную роль играет анализ влияния каждого из коэффициентов модели и погрешности его определения на точность определения результирующего поля температур. То же касается и к погрешности исходных данных. Введение такого предварительного анализа на каждом этапе разработки системы зачастую дает возможность значительного упрощения модели, что обуславливается нелинейностью характеристик и различным их вкладом в итоговое состояние исследуемого образца.

Традиционные методы идентификации математических моделей теплопереноса предполагают экспериментальное определение температурного отклика материала на известное внешнее воздействие [2]. Для этого применяются такие контактные средства измерения температуры, как термодатчики, располагаемые на различной глубине относительно нагреваемой поверхности. Особенностью работы с биологическими тканями является невозможность применения таких датчиков ввиду травмирования и, как следствие, ответной реакции клеток выраженной в виде воспалительного процесса и локального повышения температуры, который может привести к возникновению дополнительной погрешности [26]. В связи с этим, в данной работе предполагается использование бесконтактных измерений.

Таким образом, предполагается следующий алгоритм решения задачи моделирования теплопереноса:

- разработка математической модели, адекватной процессам теплопереноса в поверхностных тканях человека;
- разработка экспериментальной методики регистрации температурного отклика ткани на внешнее воздействие;
- разработка программных средств идентификации математической модели;
- анализ влияния погрешностей задания коэффициентов математической модели на точность расчета состояния ткани;

- внесение корректировок в разработанную модель и апробация метода.

На защиту выносятся следующие результаты проведенных автором исследований:

1. Расчетно-экспериментальный метод идентификации модели радиационно-кондуктивного теплопереноса без использования контактных средств измерения температуры;
2. Конструкция испытательного стенда для реализации разработанного метода;
3. Результаты реализации разработанного метода идентификации применительно к одномерной нестационарной модели радиационно-кондуктивного теплопереноса в образце материала под воздействием лазерного излучения.

Достоверность и обоснованность полученных результатов обеспечена корректным применением общепринятых подходов к математическому моделированию, использованием строго определенных методов теории теплообмена и решения обратных задач. Результаты вычислительных и натуральных экспериментов оценивались на устойчивость, сходимость и адекватность рассматриваемому физическому процессу.

Апробация результатов работы

Положения и результаты работы докладывались на следующих научных конференциях:

1. VII Российская национальная конференция по теплообмену. Москва, 2018
2. II Всероссийский научно-образовательный конгресс с международным участием «Онкорadiология, лучевая диагностика и терапия». Москва, 2018
3. Современные проблемы теплофизики и энергетики. Москва, 2020
4. IV Всероссийский научно-образовательный Конгресс с международным участием «Онкорadiология, лучевая диагностика и терапия». Москва, 2021
5. Всероссийская конференция «XXXVII Сибирский теплофизический семинар». Новосибирск, 2021
6. XVI Минский международный форум по тепломассообмену. Минск, 2022.

7. Всероссийская конференция «XXXVIII Сибирский теплофизический семинар». Новосибирск, 2022

Публикации по теме диссертации

По теме диссертации опубликовано 17 работ, из них в рецензируемых научных изданиях опубликовано 12 работ.

Структура и объем диссертации

Диссертационная работа состоит из введения, пяти глав, заключения, списка литературы и приложения. Общий объем работы составляет 124 страницы, включающих 68 рисунков, 7 таблиц. Список литературы включает 95 источников.

Во введении показана актуальность работы и ее научная новизна, сформулированы цели и задачи исследования, а также, определены применяемые методы и подходы.

Первая глава посвящена формированию общего представления о состоянии решения научной проблемы, определены предпосылки к разработке методов и средств идентификации математических моделей радиационно-кондуктивного теплопереноса с использованием бесконтактных измерений температуры, выполнен обзор существующих моделей теплопереноса применительно к биологическим тканям организма, средств измерения температуры, а также – показана вариабельность исследуемых теплофизических и радиационно-оптических характеристик.

Во второй главе приведено описание теоретического решения задачи идентификации математических моделей теплопереноса в непрозрачных материалах: сформулирована решаемая задача исследования, разработана математическая модель и алгоритм ее идентификации. С целью подтверждения работоспособности и анализа эффективности предложенного подхода проведен вычислительный эксперимент.

Третья глава посвящена экспериментальной отработке разработанного подхода и включает в себя описание испытательного стенда и отчет о

подготовке, проведении и обработке результатов эксперимента. Проведен анализ полученных результатов.

В четвертой главе изложен модифицированный подход к решению поставленной задачи обеспечивающий повышение точности моделирования исследуемого процесса путем внедрения дополнительных параметров в математическую модель, а именно – учета полупрозрачности исследуемого образца. С целью обеспечения единственности решения задачи параметрической идентификации, предложен подход, основанный на декомпозиции процесса теплопереноса путем разбиения его на составные части. Разработан программное обеспечение для реализации данного подхода и проведена апробация методом вычислительного эксперимента.

Пятая глава включает в себя описание процесса экспериментальной отработки метода идентификации модели теплопереноса в полупрозрачном материале, а именно: решена задача модернизации испытательного стенда, процедуры оптимального планирования эксперимента и инструментов для регистрации состояния системы в процессе исследования. Показана эффективность разработанного решения применительно к определению комплекса теплофизических и радиационно-оптических характеристик исследуемого образца.

В заключении сформулировано обобщение решения задачи идентификации математических моделей радиационно-кондуктивного теплопереноса без использования контактных средств измерения температуры, подведены итоги работы и представлены общие выводы.

Диссертация является результатом исследований, проводимых на кафедре 601 МАИ в рамках научного проекта № 075-15-2020-770, выполняемого при финансовой поддержке Министерства высшего образования и науки РФ.

Глава 1. АНАЛИЗ ЗАДАЧИ РАЗРАБОТКИ МЕТОДОВ И СРЕДСТВ ИДЕНТИФИКАЦИИ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ РАДИАЦИОННО-КОНДУКТИВНОГО ТЕПЛОПЕРЕНОСА С ИСПОЛЬЗОВАНИЕМ БЕСКОНТАКТНЫХ ИЗМЕРЕНИЙ

Математическое моделирование радиационно-кондуктивного переноса с целью регулирования и оптимизации тепловых процессов невозможно без точного определения характеристик исследуемой системы. При разработке принципиально новых конструкций и материалов, а также, в случае значительной вариабельности свойств от образца к образцу, расчет распределения поля температур в каждый момент времени требует предварительного определения значений теплофизических и радиационно-оптических характеристик.

С целью предметного рассмотрения тепловых процессов, в данной работе в качестве примера выбраны поверхностные слои биологических тканей, контроль температуры которых критически важен при разработке теплозащитных материалов и в оптимизации целого спектра внешних воздействий.

Температура тела человека является одним из наиболее часто применяемых на практике индикаторов состояния организма. При этом, в зависимости от условий, выполняют оценку внутренней (core) или поверхностной температур [27]. Наиболее широкое распространение методы измерения и расчета температуры тела получили в медицине [28] и проектировании зданий и сооружений в части обеспечения комфортных условий [29,30]. Особенную значимость оценка температуры биологических тканей принимает в условиях внешнего теплового воздействия в разработке теплозащитных материалов [31,32].

Обеспечение нормального температурного режима для человека, находящегося под воздействием агрессивной окружающей среды или подвергающегося целенаправленному нагреву, в первую очередь

предполагает учет радиационного и кондуктивного теплообмена на поверхности тела.

Еще одним, усложняющим разработку теплозащитных материалов и систем, является тот факт, что теплообмен на поверхности тела человека во многом неоднороден из-за варибельности характеристик тканей и переменного кровотока. В связи с этим, задача идентификации математических моделей актуальна и в разработке учитывающих данный фактор скафандров [33].

В равной степени оценка характеристик подвергаемой температурному воздействию биологической ткани актуальна и для охлаждения [34]. Такое воздействие может быть как «вынужденным» (например, при работе в условиях открытого космоса) так и запланированным: в медицине применяют криотерапию, предполагающую локальное или общее изменение температуры на единицы, а в некоторых случаях – десятки градусов (до $-180\text{ }^{\circ}\text{C}$) [35].

Кожа представляет собой трехслойную структуру: эпидермис, дермис и жировой слой (рис. 1.1).



Рисунок 1.1. Упрощенная трехслойная схема кожи.

Применительно к целевому процессу гипертермии в данной работе рассматривается лишь поверхностный слой кожи, как первый, подвергающийся внешнему тепловому воздействию. Кроме того, доля тепла, поглощаемая от радиационного теплопереноса более глубокими тканями (мышечными), минимальна, в отличие от активного кровотока [36], поэтому в рамках работы он не рассматривается. С поверхности кожи во внешнюю среду тепло может отводиться конвекцией, излучением, теплопроводностью и

испарением пота [37]. В норме в коже человека существуют области ткани, прилегающие к поверхности кожи, где, несмотря на кровоток, не существует конвективной составляющей теплопереноса. В более глубоких слоях кожи, в гиподерме, где проходят сосуды большего размера, уже существует конвективный теплоперенос [32]. Кроме того, даже в жировом слое, следующим за дермисом, разница температур крови и окружающей ткани пренебрежимо мала, а теплообмен с мышечной тканью может считаться кондуктивным [38]. Однако надо отметить, что эти явления наблюдаются в норме, то есть, когда скорость кровотока соответствует среднему уровню (нормальному физиологическому уровню). При увеличении кровотока картина теплопереноса изменяется.

Следует отметить, что вышесказанное актуально не только для непосредственной оптимизации или регулирования теплового воздействия на биологические ткани, но и в разработке различного рода теплозащитных конструкций – например, защитных скафандров (рис. 1.2). Так, проектирование скафандров для космонавтов зачастую предполагает учет метаболизма человека [39,40]. В то же время, под этим как правило подразумевается некоторая комплексная характеристика, не учитывающая пространственного распределения тепловыделения и зависящая от теплофизических характеристик поверхностных тканей. Кроме того, возникает необходимость учета долгосрочных изменений: в то время как возрастные колебания характеристик тканей происходят достаточно медленно, например, нарушения в системе терморегуляции приводят к изменению внутренней температуры тела уже через несколько дней космического полета [41].

Особенную актуальность высокоточное определение локальных значений характеристик биологических тканей получает в процессе оптимизации конструкций. Так, в работе [33] предлагается повышение эффективности поддержания теплового состояния космонавта за счет неравномерного нагрева (в частности, в отношении конечностей).



Рис. 1.2. Защитная одежда: а – скафандр космонавта, б – пожарного

Традиционная схема решения ОЗТ (рис. 1.3), предполагающая размещение нескольких температурных датчиков (термопар) на некоторой глубине образца и регистрацию отклика $f(T)_{\text{эксн1}}, f(T)_{\text{эксн2}}, \dots$ на воздействие внешнего теплового потока неприменима к биологическим тканям. Даже не принимая во внимания этическую сторону вопроса и комфорт человека (особенно, в таких случаях как лазерная гипертермия в лечении онкологических заболеваний, предполагающая серию процедур), прямые измерения могут привести к искажениям показаний, вызванных ответной реакцией организма [26].

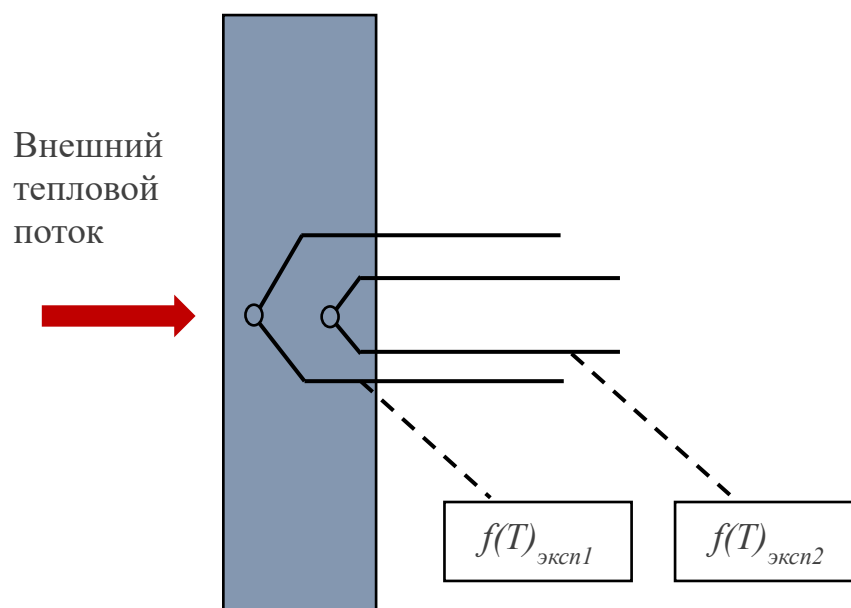


Рис. 1.3. Традиционная схема идентификации

Следует отметить, что в равной степени задача бесконтактной идентификации математических моделей актуальна и для перспективных конструкций для авиационной и ракетно-космической техники, тепловой и ядерной энергетики, криогенной техники, в частности:

- низкоплотной высокопористой керамической и волокнистой теплоизоляции и тонкопленочных оксидных покрытий;

- ультралегковесных материалов на основе оксидов кремния и алюминия для изготовления криогенных контейнеров хранения и транспортировки медпрепаратов и биологически активных веществ;

а также при:

- исследовании теплофизических свойств орбитальных космических аппаратов при внекарабельной деятельности, реакторов электростанций в условиях их реальной эксплуатации (рис. 1.4).



Рис. 1.4. Пример применения метода бесконтактной идентификации – исследование свойств конструкций космического аппарата.

1.1. Моделирование процессов теплопереноса

Первым этапом решения любой задачи оптимизации или регулирования теплового процесса является математическое моделирование. В отношении биологических тканей целесообразным представляется разделение моделей на описывающие нормальный теплообмен и теплообмен при некотором «внешнем воздействии» – например, гипо- или гипертермии.

Моделирование нормального теплообмена актуально при решении задач обеспечения комфортных условий, например, при проектировании жилых и рабочих помещений, в частности, применительно к вопросу кондиционирования [30].

Также, поддержание нормального теплообмена является важным фактором при разработке систем жизнеобеспечения в пилотируемых летательных аппаратах [37], а также, в разработке антропоморфных фантомов (манекенов), воспроизводящих тепловой отклик человека в тех или иных условиях [42].

Задача моделирования теплопереноса в тканях организма зачастую сводится к описанию переноса тепла кровью. Основоположником такого подхода принято считать Гарри Пеннеса, предложившего в 1948 году модель теплопередачи в предплечии [43], которая впоследствии показала хорошие результаты при применении в других областях:

$$\rho c \frac{\partial T}{\partial t} = \nabla(\lambda \nabla T) - m_{bl} C_{bl} (T - T_{bl}) + Q_{bl} \quad (1.1)$$

где m_{bl} , C_{bl} и T_{bl} – массовый расход крови, удельная теплоемкость и температура перфузирующей крови [Дж/кг•К], соответственно. Q_m – количество вырабатываемой в результате метаболизма теплоты [Вт], λ – коэффициент теплопроводности [Вт/м•К]. Данная модель ввиду своей простоты легла в основу целого класса моделей переноса тепла кровью.

Следует отметить, что уравнение Пеннеса не учитывает диаметр кровеносных сосудов и изменение температуры циркулирующей крови, в связи с чем, его применение можно считать целесообразным в первую очередь применительно к определению объемного теплопереноса во внутренних органах, питаемых крупными артериями [44].

В связи с этим, модель подвергалась модификациям, учитывающим влияние тех или иных допущений (таких как направление потока крови, локальную геометрию сосудов, неизменность температуры артериальной крови при перемещении от аорты к артериям и артериолам) [45]. Так, Вульф предложил учитывать энтальпию крови, выражая поток энергии в любой точке ткани q :

$$q = -k_{ti}\nabla T_{ti} + \rho_{bl}h_{bl}v_{bl} \quad (1.2)$$

где v_{bl} – локальная средняя скорость крови;

h_{bl} – удельная энтальпия крови:

$$h_{bl} = \int_{T_0}^{T_{bl}} C_{bl}(T_{bl}^*)dT_{bl}^* + \frac{P}{\rho_{bl}} + \Delta H_f(1 - \phi) \quad (1.3)$$

где

P – давление в системе;

ΔH_f – энтальпия формирования метаболической реакции;

ϕ – степень реакции;

T_0 – опорная температура;

T_{bl} – температура крови;

Ming и др. [46] предлагают трехслойную модель теплопереноса, учитывающую метаболизм, испарение и диффузию воды в поверхностных тканях:

эпидермис:
$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} + Q_d + Q_v = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + Q_m \quad 0 < x < x_1 \quad (1.4)$$

дермис:
$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} + Q_d = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \rho_{bl} c_{pbl} \omega_{bl} (T_{bl} - T) + Q_m \quad (1.5)$$

$$x_1 < x < x_2$$

ПОДКОЖНЫЙ
СЛОЙ:
$$\rho c_p \frac{\partial T}{\partial t} + Q_d = k \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + \rho_{bl} c_{pbl} \omega_{bl} (T_{bl} - T) + Q_m \quad (1.6)$$

$$x_2 < x < x_3$$

$$Q_v = \Delta m * \frac{\Delta H_{vap}}{\delta} \quad (1.7)$$

$$\Delta m = \frac{D_v M}{R \delta} \left[\left(\frac{P_\omega}{T_\omega} \right)_s - \left(\frac{P_\omega}{T_\omega} \right)_s * RH \right] \quad (1.8)$$

где

c_p – удельная теплоемкость;

Q_d – диффузионный тепловой поток;

Q_v – тепловой поток испарения;

Q_m – тепловой поток метаболизма;

R – универсальная газовая постоянная;

RH – относительная влажность;

M – молярная масса воды;

Δm – скорость испарения воды с поверхности кожи.

Исследование теплообмена биологической ткани с окружающей средой требует учета радиационно-кондуктивного переноса. При этом, решая конкретную прикладную задачу, коэффициенты теплоотдачи часто определяют по радиационному и полному тепловым потокам от тела [47–49]. Так, Kurazumi в работе [48] предлагает следующее выражение для общего количества теплоты Q , выделяемой телом в окружающую среду:

$$Q = C + R = \alpha_{conv} (T_s - T_a) f_{conv} + \varepsilon_s \varepsilon_{is} \sigma (T_s^4 - T_{rad}^4) F f_{rad} \quad (1.9)$$

где

α_{conv} – конвективный коэффициент теплоотдачи [Вт/м²•К];

T_s – температура поверхности тела [К];

T_a – температура окружающего воздуха [К];

T_{rad} – средняя радиационная температура тела [К];

f_{conv} – коэффициент конвективной теплоотдачи;

f_{rad} – коэффициент радиационной теплоотдачи;

ε_s – степень черноты поверхности тела;

ε_{is} – степень черноты внутренней поверхности ткани;

σ – постоянная Стефана-Больцмана [Вт/м²•К⁴];

F – угловой показатель относительного положения тела в помещении.

При математическом описании процессов лазерной гипертермии поверхностных тканей классическим подходом является применение континуальной модели и уравнения переноса излучения (Radiative Transfer Equation – RTE) для изотропной среды [50–52]:

$$\vec{\Omega}\nabla I_\lambda(\vec{r}, \vec{\Omega}) + \beta_\lambda^{tr} I_\lambda(\vec{r}, \vec{\Omega}) = \frac{\sigma_\lambda^{tr}}{4\pi} \int_{(4\pi)} I_\lambda(\vec{r}, \vec{\Omega}') d\vec{\Omega}' \quad (1.10)$$

где

$I_\lambda(\vec{r}, \vec{\Omega})$ – спектральная интенсивность излучения в точке \vec{r} в направлении $\vec{\Omega}$;

$\sigma_\lambda^{tr} = \sigma_\lambda(1 - \bar{\mu}_\lambda)$ – транспортный коэффициент рассеяния, σ_λ – коэффициент рассеяния, $\bar{\mu}_\lambda$ – фактор асимметрии рассеяния;

$\beta_\lambda^{tr} = \alpha_\lambda + \sigma_\lambda^{tr}$ – транспортный коэффициент ослабления;

α_λ – коэффициент поглощения.

В обзоре моделей теплопереноса в организме человека [29] авторы предлагают классификацию по числу включенных «элементов» – частей тела или анатомических областей.

При этом, в работе [53] показано, что использование одномерной модели обеспечивает достаточную точность в сравнении с двумерной в случае лазерной гипертермии из-за высокой степени рассеяния излучения в ткани.

В результате, спектр решений задачи моделирования теплопереноса в биологических тканях, особенно, в условиях внешнего теплового воздействия достаточно широк. Это приводит к необходимости выбора и модификации наиболее подходящей в каждом конкретном случае математической модели и, нередко, приводит к ошибкам при учете тех или иных факторов [44]. Таким образом, актуальность экспериментальной апробации теоретических методов может считаться обязательным этапом любого исследования в данной области.

1.2. Вариабельность характеристик

Выбор характеристик ткани, требующих определения при моделировании для достижения требуемой эффективности процесса гипертермии, может быть обусловлен двумя факторами: определенностью и вариабельностью. Под определенностью в данном случае понимается возможность использования табличных значений или результатов предварительного расчета (эксперимента). Исследование вариабельности той или иной характеристики предполагает определение перечня изменяемых в процессе гипертермии параметров тканей и выделение тех, влияние которых на результирующее поле температур можно считать существенным в условиях конкретной задачи.

Представленные в литературе данные о теплофизических характеристиках биологических тканей часто связаны с исследованиями на животных или *in vitro*. Кроме того, не смотря на отсутствие изменений структуры ткани при температурах до 42 °С, необходимо учитывать

значительную биологическую вариабельность (свойства биологической ткани определяются ее структурой и физиологическим состоянием: уровнем гидратации, гомогенностью, видовой вариантностью, характером измерений *in-vivo* – *in-vitro* и др. [25]) и погрешность метода измерения. Поэтому, сравнительная оценка результатов работ разных авторов затруднительна.

Коэффициент теплопроводности является одной из наиболее важных теплофизических характеристик биологической ткани при решении задачи планирования температурного воздействия. Традиционный метод его определения основывается на регистрации отклика на внешнее воздействие. Так, в случае ультразвукового фокусного нагрева группой ученых из Института фундаментальных технологических исследований (Варшава) предложена конструкция стенда, в который помещается образец исследуемой ткани, нагреваемый УЗ-излучателем [54].

Существенным недостатком такого подхода является исследование ткани *in vitro*, что может привести к значимым отличиям определяемых значений от таковых *in vivo*.

De Rivera и др. предложили метод калориметрических испытаний для определения коэффициента теплопроводности [55].

К неинвазивным экспериментальным методам можно отнести регистрацию температуры между двумя в разной степени нагретыми твердыми телами, контактирующими с тканью [56].

Коэффициент теплопроводности кожи в моделях гипертермии часто принимается постоянным, однако, существуют данные о кусочно-линейной зависимости $\lambda(T)$, связанной с испарением воды (особенно актуально при температурах близких к 100°C). Пример таких данных представлен в таблице 1.1 [57].

Таблица 1.1 По данным Duck F.A. значения λ для кожи в норме:

λ , Вт/м•К	T, °C
$0,293 \pm 0,016$	in-vivo
$0,385 \pm 0,393$	in-vivo
$0,266 \pm 0,007$	37
$0,498 \pm 0,001$	37, на глубине 1,6 мм

При этом, в диапазоне 3–45 °C коэффициент теплопроводности изменяется в пределах 0,95 %, в зависимости от типа ткани (данных для кожи не представлено). Приводится эмпирическая зависимость [56]:

$$\lambda = 0,4882 + 0,001265T \quad (1.11)$$

В зависимости от процентного содержания воды W коэффициент теплопроводности λ в диапазоне температур от 0 до 60 °C изменяется линейно [56]:

$$\lambda = 0,0502 + 0,00577W \quad (1.12)$$

Кроме того, на теплопроводность оказывают влияние содержания белков и жиров, что приводит к следующей зависимости [56]:

$$\lambda = \rho \sum_{n=1}^3 \frac{\lambda_n \omega_n}{\rho_n} \quad (1.13)$$

где λ_n , ω_n , ρ_n – коэффициент теплопроводности, массовая доля и плотность n-го компонента.

Биологические ткани могут менять свои теплофизические свойства, в частности, коэффициент теплопроводности в зависимости различных

факторов: так, для ткани легких зафиксированы значения от 0,302 Вт/м•К для здорового молодого мужчины до 0,550 Вт/м•К для больного старшего возраста, для миокарда – от 0,427 Вт/м•К после инфаркта до 0,506 Вт/м•К (в обоих случаях измерения производились *in vitro*). При этом, для 6 типов тканей и 16 патологий, представленные значения коэффициента теплопроводности варьируются в диапазоне от 0,354 до 0,666 Вт/м•К [56].

В зависимости от содержания жира и воды, поверхностные ткани организма могут иметь коэффициент теплопроводности от 0,48 до 0,59 Вт/м•К в зависимости от температуры, и кровотока [58].

В то же время, с возрастом теплопроводность кожи снижается от 0 до 60 % у семидесятилетних пациентов по сравнению с двадцатилетними согласно линейной модели [59].

Определение **коэффициента теплоотдачи** α затрудняется влиянием системы терморегуляции организма на данный процесс, неравномерностью тепловыделения по площади поверхности тела, вариативностью формы и неоднородностью распределения воздуха, окружающего человека [49].

American Society of Heating and Air-Conditioning Engineers (ASHRAE) предлагает схожие выражений для конвективного C и радиационного R тепловых потоков [30]:

$$C = f_{cl}\alpha_{conv}(t_{cl}-t_a) \quad (1.14)$$

$$R = f_{cl}\alpha_{rad}(t_{cl}-\bar{t}_r) \quad (1.15)$$

$$\alpha_{rad} = 4\varepsilon\sigma \frac{A_r}{A_D} \left(273,2 + \frac{t_{cl} + \bar{t}_r}{2}\right)^3 \quad (1.16)$$

где

f_{cl} – степень покрытия поверхности тела одеждой;

A_r – эффективная площадь излучающей поверхности тела [м²];

A_D – площадь поверхности тела, рассчитанная по формуле Дюбуа [м²];

t_a – температура окружающей среды [°C];

t_{cl} – средняя температура покрытой одеждой площади тела [°C];

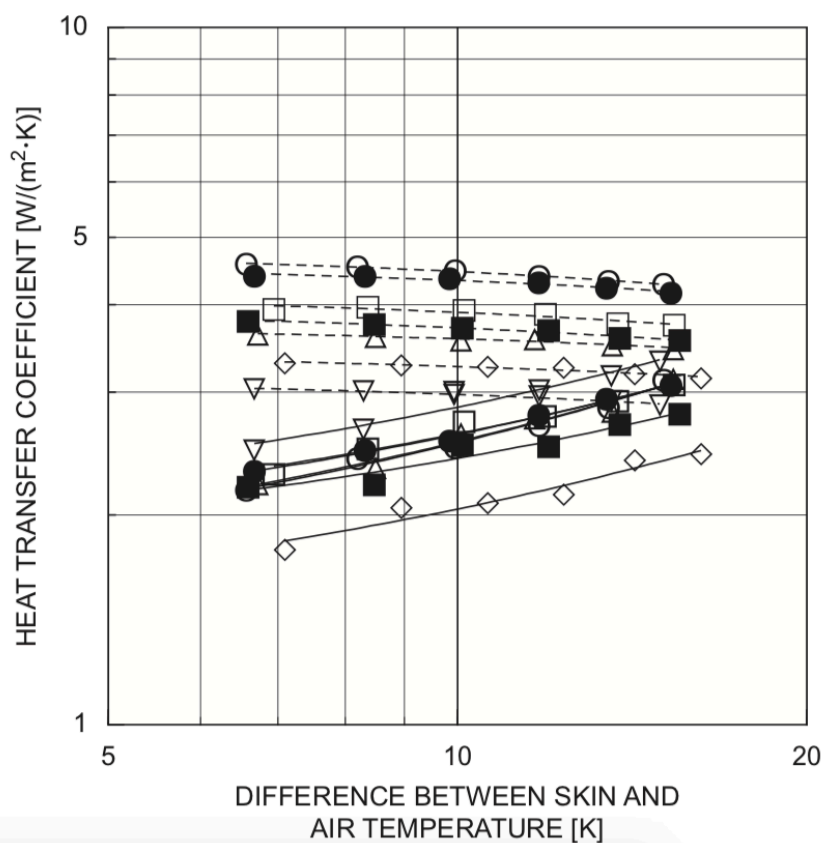
\bar{t}_r – средняя эквивалентная радиационная температура окружающей среды [°C];

Kurazumi и др. показали максимальное усредненное по всей площади тела значение радиационного коэффициента теплоотдачи $\alpha_{rad} = 4,432 \text{ Вт/м}^2\cdot\text{К}$ в случае положения стоя и минимальное $\alpha_{rad} = 2,958 \text{ Вт/м}^2\cdot\text{К}$ в положении сидя, скрестив ноги [47]. α_{conv} , при этом, имеет выраженную зависимость от разницы температур поверхности тела и окружающей среды и обладает близкой вариабельностью (рис. 1.5).

Также, α_{conv} в значительной степени зависит от скорости потока окружающего воздуха и атмосферного давления [30].

Применительно к одномерным моделям теплопереноса Cheng и др. предлагают использовать значение $\alpha_{conv} = 10 \text{ Вт/м}^2\cdot\text{К}$ (как нормальное значение для естественной конвекции) [60].

Задача определения **коэффициента теплоотдачи** поверхностных тканей зачастую связана с конвективным переносом тепла всего тела [48,49,61]. Это обуславливается активной работой терморегуляции организма, обеспечивающей достаточную равномерность распределения поля температур.



$\alpha_{rad}, \text{Вт/м}^2\cdot\text{К}$	α_{rad}	α_{conv}	Положение	$\alpha_{conv}(\Delta T), \text{Вт/м}^2\cdot\text{К}$	r
4,432	---	○—	Стоя, не касаясь пола	$1,007 \Delta T^{0,406}$	0,985
4,308	---	●—	Стоя на полу	$1,183 \Delta T^{0,347}$	0,993
3,871	---	□—	В кресле, не касаясь пола	$1,175 \Delta T^{0,351}$	0,989
3,617	---	■—	В кресле, касаясь пола ступнями	$1,222 \Delta T^{0,299}$	0,956
2,958	---	▽—	Скрестив ноги	$1,271 \Delta T^{0,355}$	0,978
3,555	---	△—	Вытянув ноги	$1,002 \Delta T^{0,409}$	0,981
3,235	---	◇—	Лежа на спине	$0,881 \Delta T^{0,368}$	0,972

Рис. 1.5. Зависимость радиационного и кондуктивного коэффициентов теплоотдачи, усредненных по всей поверхности тела, от разницы температур поверхности тела и окружающей среды для различных положений тела [47].

De Dear и др. [62] предложили методику экспериментального определения радиационного и конвективного коэффициентов теплоотдачи 16 участков тела манекена в тепловой камере. Целью работы было моделирование процессов теплообмена в двух положениях (сидя и стоя) при различных направлениях воздушного потока и разнице температуры поверхности тела и окружающей среды в 12°C. При этом, близкие значения (таблицы 1.2, 1.3), были получены для манекена [63] и человека [64] при нулевом значении воздушного потока.

Таблица 1.2. Значения конвективного коэффициента теплоотдачи частей тела, полученные de Dear и др. [62]

Часть тела (манекен)	Коэффициент теплоотдачи в положении сидя α_{conv}, Вт/м²·К	Коэффициент теплоотдачи в положении стоя α_{conv}, Вт/м²·К
Нога	4,2	5,1
Голень	4,0	4,1
Бедро	3,7	4,1
Таз	2,8	3,4
Голова	3,7	3,6
Рука	4,5	4,1
Предплечье	3,8	3,7
Плечо	3,4	2,9
Грудь	3,0	3,0
Спина	2,6	2,9
Все тело	3,3	3,4

В случаях, когда модель теплопереноса в биологических тканях учитывает полупрозрачность материала, возникает необходимость определения оптических свойств: коэффициентов рассеяния и поглощения.

Копо и Yamada в работе [65] предложили устройство и метод для экспериментального определения оптических свойств ткани. При этом, апробация метода на 198 мужчинах и женщинах показала значительную вариабельность значений определяемых характеристик в зависимости от цвета и толщины кожи, части тела, а также, пола и возраста (рис. 1.6).

Таблица 1.3. Значения радиационного коэффициента теплоотдачи частей тела, полученные de Dear и др. [62]

Часть тела (манекен)	Коэффициент теплоотдачи в положении сидя α_{rad}, Вт/м²•К	Коэффициент теплоотдачи в положении стоя α_{rad}, Вт/м²•К
Нога	4,2	3,9
Голень	5,4	5,3
Бедро	4,6	4,3
Таз	4,8	4,2
Голова	3,9	4,1
Рука	3,9	4,1
Предплечье	5,2	4,9
Плечо	4,8	5,2
Грудь	3,4	4,5
Спина	4,6	4,4
Все тело	4,5	4,5

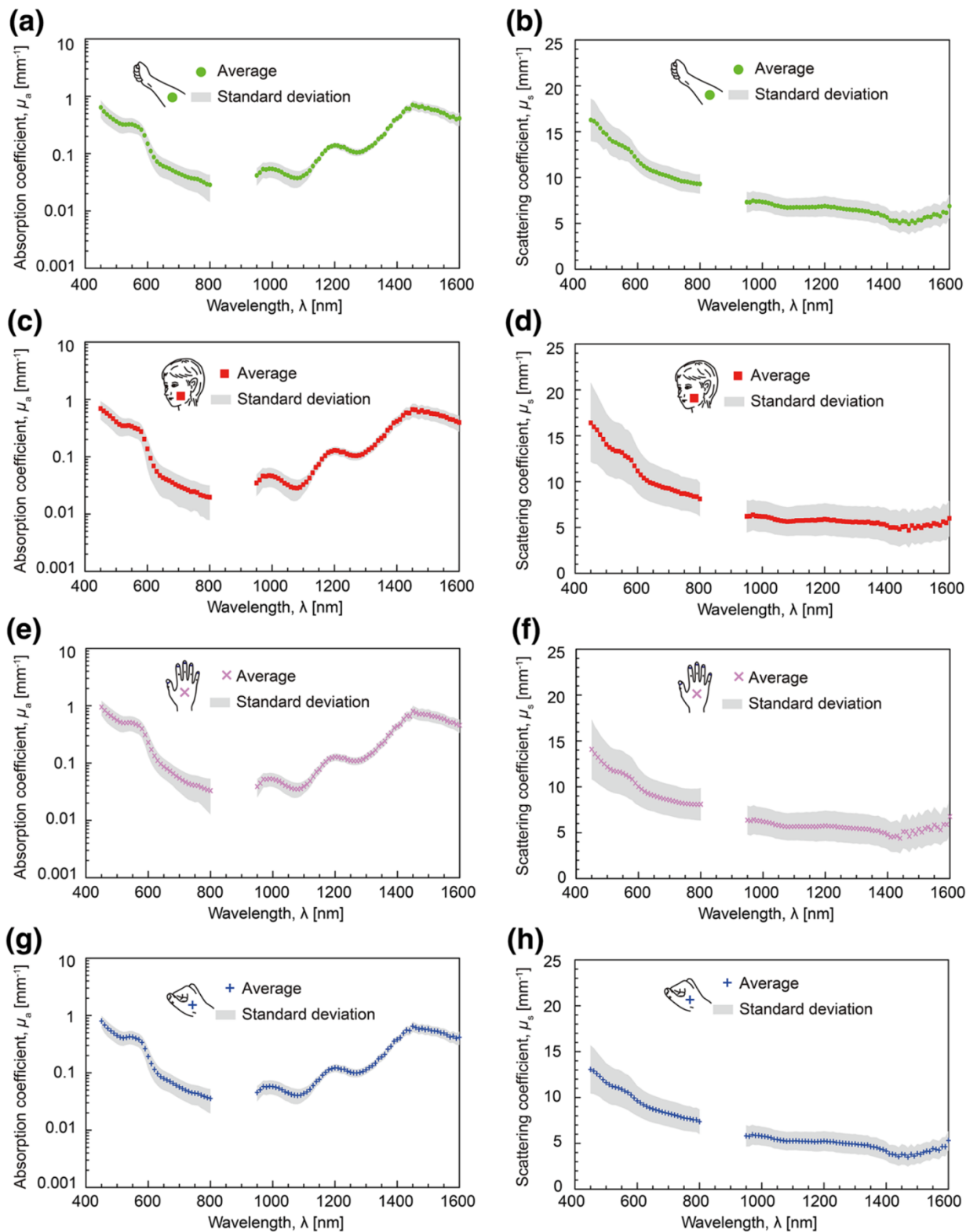


Рисунок 1.6. Значения коэффициентов поглощения для предплечья (a, b), щеки (c, d), внешней стороны кисти (e, f) и областью между большим и указательным пальцем руки (g, h) [65].

Cornelis и др. [66] предлагают алгоритм определения комплекса характеристик почечной ткани животного: коэффициента поглощения ($\text{мм}^3 \cdot \text{К} / \text{Дж}$), коэффициента перфузии ($\text{мл} / \text{мл} \cdot \text{с}$) и коэффициента теплопроводности $\text{мм}^2 / \text{с}$ в процессе ультразвуковой гипертермии в сопровождении магнитно-резонансной термометрии. Уравнение теплопереноса в применяемой модели учитывает перфузию, изменение которой регулировалось при помощи введенного в аорту баллона изменяемого сечения. При этом, в качестве опорного значения при определении величины нагрева применялась ректальная термометрия.

Однако, применение магнитно-резонансной томографии не только накладывает значительные ограничения на применяемое оборудование (из-за воздействия постоянного и переменных электромагнитных полей), но и вызывает необходимость учета нагрева тканей и крови в процессе сканирования.

Домбровский Л.А. в своих работах по моделированию лазерной гипертермии в первую очередь основывается на литературных данных [50,51,53] однако, в работе [67] предлагается расчетно-экспериментальный метод определения коэффициента поглощения.

В работе А. Bhowmik и R. Peraka [68] предложен метод решения обратной задачи теплообмена, основанный на применении генетического алгоритма оптимизации функционала, отображающего разность измеренного и расчетного температурных полей. Целью исследования было определение параметров опухоли в условиях предварительного охлаждения кожи и измерения температуры поверхности. При этом, определялись геометрические размеры меланомы, а также перфузия крови и тепловыделение за счет метаболизма. Особенностью примененного подхода является возможность поиска глобального максимума или минимума функционала.

Таким образом, применение математических моделей радиационно-кондуктивного теплопереноса, учитывающих теплообмен в биологических

тканях требует дополнительного определения значений теплофизических характеристик в каждом конкретном случае.

1.3. Средства измерения температуры

Решение обратной задачи теплообмена – то есть, определение свойств системы по ее состоянию основывается на результатах термометрии.

Измерение температуры биологических тканей является отдельной нетривиальной задачей [69]. На протяжении многих столетий изменение данного параметра использовалось в медицинской практике как критерий состояния организма [70], ввиду чего перечень самых разнообразных технических решений претерпевал непрерывное расширение.

В рамках решения проблемы термометрии в процессе идентификации математических моделей переноса тепла был проведен обзор литературы. Отбор источников выполнялся по базе публикаций PubMed, являющейся одной из наиболее обширных в области медицины. С целью оценки текущего состояния вопроса по ключевому слову “thermometry” отбирались литературные обзоры, опубликованные за 2011-2021 г.г. (всего 232 статьи).

Из данного перечня были исключены не относящиеся к медицинской практике работы (например, из области строительства, молекулярной биологии или химии), в результате чего, в итоговый обзор включено 83 публикации.

В результате анализа был сформирован перечень активных и пассивных методов, предназначенных для измерения температуры в медицинской практике (Таблица 1.4).

Краткое описание и область применения каждого из них опубликованы в работе [28].

В процессе формирования требований к точности выполняемых измерений температуры нередко возникает задача выбора системы термометрии, соответствующей условиям ее применения.

В связи с тем, что как лазерная, так и другие методы гипертермии на практике выполняются под контролем магнитно-резонансной томографии, требуется применение высокоточных систем измерения температуры, способных работать при воздействии магнитного поля высокой индукции (до 3 Тл) [71–76]. Применение термопары или тепловизионной камеры в данном случае невозможно из-за воздействия магнитного поля высокой индукции (до 3 Тл), в связи с чем возникает необходимость разработки высокоточной системы измерения температуры поверхности ткани в условиях воздействия сильного магнитного поля [77]. Такая система может быть использована как для измерений, выполняемых непосредственно с целью получения данных для идентификации математической модели, так и для контроля проведения экспериментальных исследований.

Таблица 1.4. Перечень методов термометрии, применяемых в медицине

Метод	Применение на практике	Точность и разрешающая способность			Преимущества	Недостатки
		°С	мм	с		
Ртутный термометр	•	0,5	-	300	цена	хрупкость токсичность время измерения
Галинстановый термометр	•	0,5	-	600	цена	время измерения
Термопара	•	0,1	-	0	цена время измерения	ограниченный диапазон измерений применяемых в медицине датчиков (применительно к гипотермии)
Термистор	•	0,05	-	0	цена время измерения	

Таблица 1.4. Перечень методов термометрии, применяемых в медицине
(продолжение)

Метод	Применение на практике	Точность и разрешающая способность			Преимущества	Недостатки
		°С	мм	с		
Оптоволоконный датчик	•	0,01	-	0	нечувствительны к электромагнитным полям, размер	цена, чувствительны к излучению лазера
Микроволновая термометрия	-	0,2	2-7	0	неинвазивность, точность	низкая разрешающая способность, чаще применяется в исследовательских целях
Фотоакустические методы	-	0,15	1	0	неинвазивность, разрешающая способность	цена, сложность калибровки, чаще применяется в исследовательских целях
ИК-термометрия	•	0,1	1	0	цена, неинвазивность скорость	точность, повторяемость
БИК-термометрия (NIR)	•	-	-	-	большая (по сравнению с ИК-термометрией) глубина – до 10 см	низкая точность, для измерений требуется комбинация с другими методами
УЗ-термометрия	•	1	1	<1	цена, неинвазивность	воспроизводимость, диапазон измерений до 50 °С

Таблица 1.4. Перечень методов термометрии, применяемых в медицине (продолжение)

Метод	Применение на практике	Точность и разрешающая способность			Преимущества	Недостатки
		°С	мм	с		
МР-термометрия	•	1	1	2	безвредность, построение пространственных температурных карт практически в режиме реального времени	цена, невысокая точность в большинстве случаев доступны только относительные измерения
КТ-термометрия	•	3-5	1,2	0,5	разрешающая способность, скорость	чувствительность, доза, сложность калибровки

В рамках решения данной задачи была разработана измерительная система с датчиками, представляющими собой интерферометры Фабри-Перо (рис. 1.7) [78].

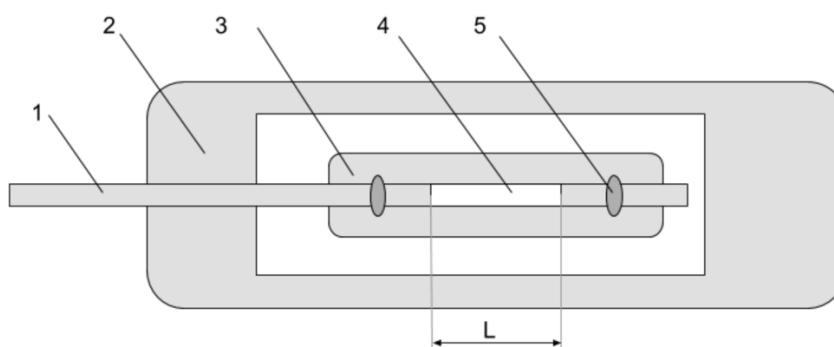


Рис. 1.7. Устройство датчика: 1 – оптическое волокно, 2 – защитный капилляр, 3 – чувствительный капилляр, 4 – оптический зазор, 5 – точки сварки, L – расстояние между отражающими поверхностями.

Принцип работы устройства основан на широкополосной интерферометрии, при которой источник белого света (светодиод) направляется на датчик. Ввиду чувствительности линейного размера L зазора 4 в датчике к изменению температуры, регистрация измененного отраженного излучения позволяет выполнить косвенную термометрию.

Система включает в себя двенадцатиканальный оптический измерительный блок, подключенный к интегратору оптических датчиков температуры и размещаемый вместе с управляющим компьютером за пределами зоны действия магнитного поля.

Измерительная система была изготовлена и апробирована при определении нагрева ортопедического импланта во время проведения магнитно-резонансной томографии [78–80]. Полученные в результате значения соответствовали заявленным производителем импланта, что подтверждает корректность и эффективность применения данного устройства на практике.

Глава 2. РАЗРАБОТКА МЕТОДИКИ ИДЕНТИФИКАЦИИ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В НЕПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ

Решение задачи идентификации математической модели радиационно-кондуктивного теплопереноса в поверхностных слоях биологических тканей целесообразно проводить итерационно с последующим учетом более широкого числа факторов. Это обусловлено в первую очередь тем, что достаточно точное моделирование любого физического процесса предполагает учет значительного числа факторов, тех или иных типов теплопередачи, геометрические особенности, влияние окружающей среды и пр. Поэтому на первом этапе работы рассматривалась одномерная задача теплопереноса в непрозрачном материале.

2.1. Постановка задачи

Применительно к индивидуальным системам жизнеобеспечения и процессам гипертермии, применяемым в медицине, наиболее актуальным является вопрос прогнозирования теплового состояния поверхностных тканей. Система терморегуляции человека позволяет эффективно поддерживать в необходимом диапазоне температуру наиболее важных внутренних органов путем регуляции работы системы кровообращения, потоотделения и др.

Для определенности, рассмотрим задачу физического моделирования процесса лазерной гипертермии поверхностных биологических тканей с использованием имитатора биологических тканей. Задача описания процесса теплового воздействия, может быть сформулирована следующим образом (рис. 2.1) Неограниченная пластина толщиной d подвергается воздействию нормально падающего теплового потока q_l . На левой и правой границах происходит теплообмен с окружающей средой. Учитывая специфику биологических тканей, измерение температуры проводится только на левой границе бесконтактным способом.

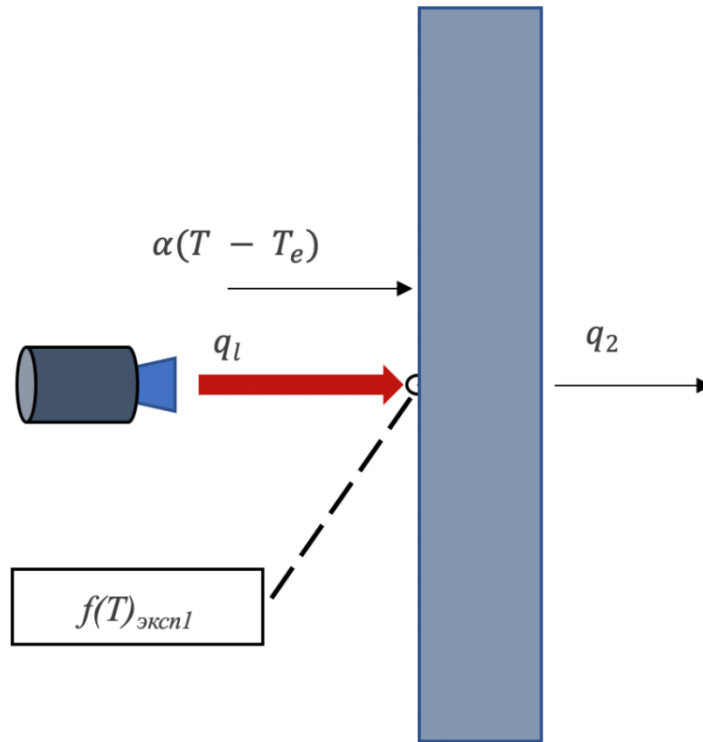


Рисунок 2.1. Схема процесса теплопереноса в поверхностных тканях.

Математическая модель теплопереноса в рассматриваемой системе представляет собой краевую задачу, включающую уравнение теплопереноса, а также, начальные и граничные условия и имеет следующий вид:

$$C \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, 0 < x < d, 0 \leq \tau < \tau_{max}, \quad (2.1)$$

$$T(x_0) = T_0, 0 \leq x \leq d, \quad (2.2)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(0, \tau) = A_s q_l(\tau) + \alpha(T(0, \tau) - T_e(\tau)), 0 \leq \tau \leq \tau_{max}, \quad (2.3)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(d, \tau) = \alpha(T(d, \tau) - T_e(\tau)), 0 \leq \tau \leq \tau_{max}. \quad (2.4)$$

где

A_s – коэффициент поглощения лазерного излучения;

C – коэффициент объемной теплоемкость;

λ – коэффициент теплопроводности;

q_l – плотность теплового потока излучаемого медицинским лазером;
 x – пространственная координата;
 T – температура;
 d – толщина образца;
 τ – время;
 α – коэффициент теплоотдачи с внешней средой.

В случае лазерной гипертермии, целью которой является нагрев и поддержание ткани в заданном диапазоне температур, тепловой поток лазера, поглощенный поверхностью образца q_l определяется следующим образом:

$$q_l = q_{max}\varphi(\tau) \quad (2.5)$$

а функция распределения $\varphi(\tau)$, является кусочно-постоянный и, в свою очередь, описывается вектором временных параметров $\bar{\tau} = \{\tau_1, \tau_2, \tau_3, \dots, \tau_n, \Delta\tau_1, \Delta\tau_1, \dots\}$:

1. при $0 \leq \tau < \tau_n$ – нагрев до температуры T_{max}

$$\varphi(\tau) = 1 \text{ при } 0 \leq \tau < \tau_1$$

$$\varphi(\tau) = 0 \text{ при } \tau_1 < \tau < \tau_2$$

...

$$\varphi(\tau) = 1 \text{ при } \tau_{n-1} < \tau < \tau_n$$

2. при $\tau \geq \tau_n$ – поддержание температуры поверхности в диапазоне

$(T_{min}; T_{max})$

$$\varphi(\tau) = 0 \text{ при } \tau_n + (i - 1)\Delta\tau_1 + (i - 1)\Delta\tau_2 \leq \tau < \tau_n + i \Delta\tau_1 + (i - 1)\Delta\tau_2$$

$$\varphi(\tau) = 1 \text{ при } \tau_n + i\Delta\tau_1 + (i - 1)\Delta\tau_2 \leq \tau < \tau_n + i \Delta\tau_1 + i\Delta\tau_2$$

где $i = 1, 2, \dots$

Пример теплового потока q_l представлен на рис. 2.2

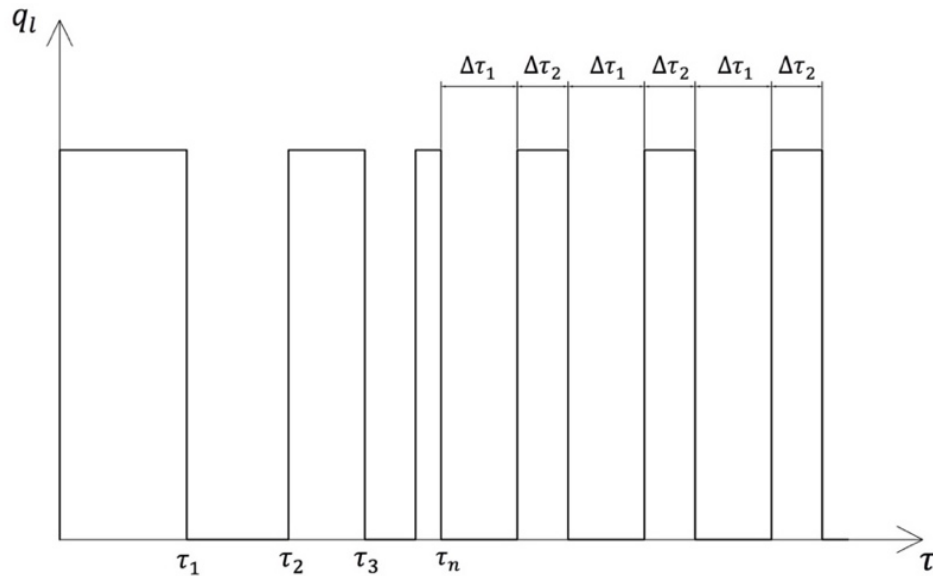


Рисунок 2.2. Пример профиля теплового потока лазера q_l от времени τ

На начальном этапе нагрева тепловой поток максимален в течении, в общем случае, различных промежутков времени. При этом, основываясь на результатах измерений, реализуется требуемое начальное распределение поля температур.

Затем, после выхода на режим установка включается на фиксированные промежутки времени [12]. В таком случае обеспечивается периодический нагрев и остывание поверхности (рис. 2.3).

Следует отметить, что в зависимости от конкретной практической задачи, режим теплового воздействия может быть скорректирован специалистом по планированию (в случае лазерной гипертермии – врачом).

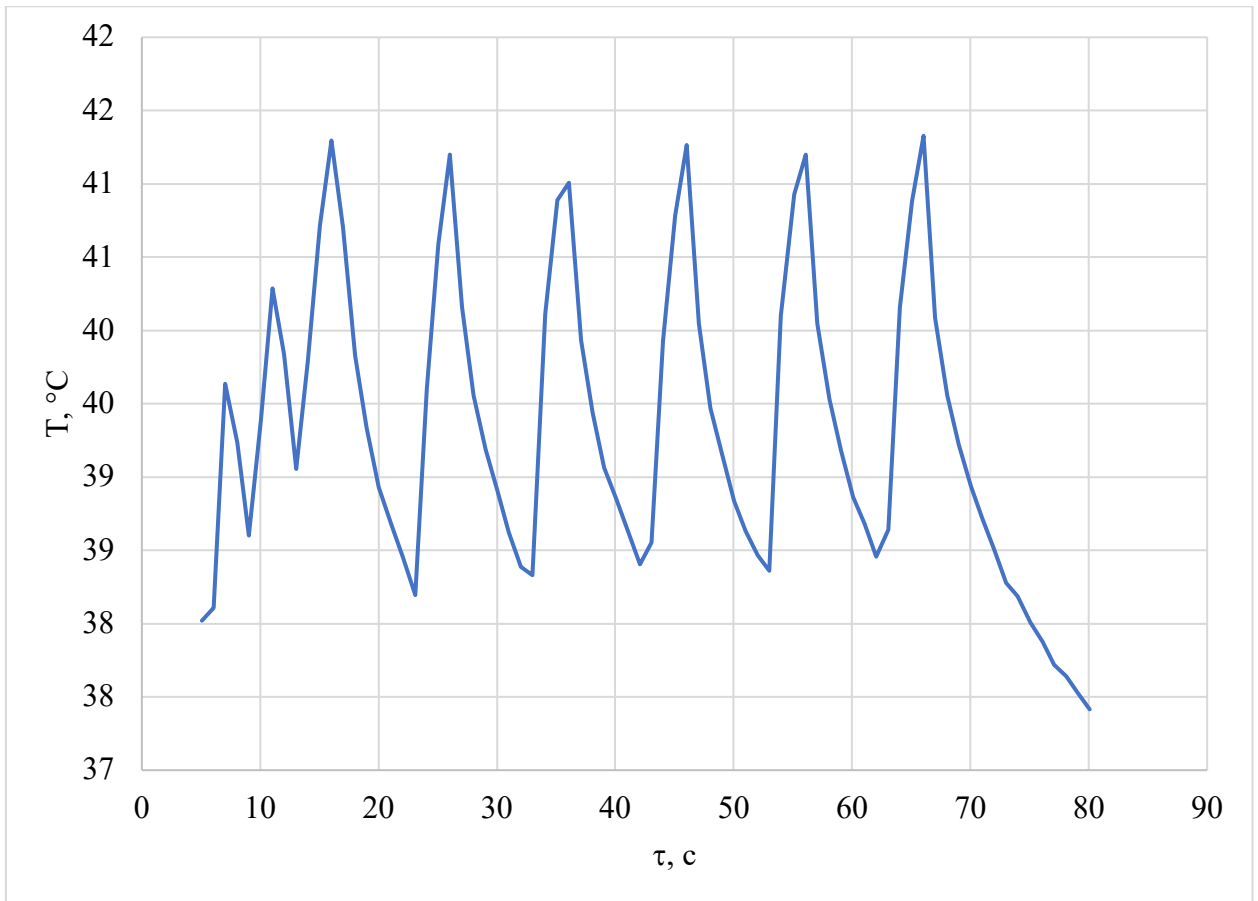


Рисунок 2.3. Пример целевого теплового режима облучаемой лазером поверхности.

2.2. Алгоритм идентификации

В рассматриваемой задаче предполагается, что все определяемые характеристики являются постоянными величинами. Разработанный алгоритм основывается на решении обратной задачи теплообмена по результатам измерений температуры поверхности образца $T_{exp}(0, \tau) = f(\tau)$ [81].

Для упрощения записи введем обозначение:

$$q = q_{max} A_s \quad (2.6)$$

В операторном виде задача определения комплекса характеристик $\bar{u} = \{\alpha, q, \lambda\}$ может быть сформулирована как решение уравнения

$$A\bar{u} = f(\tau) \quad (2.7)$$

где под оператором A понимается краевая задача (2.1)–(2.4). Следуя принципу итерационной регуляризации и введя в рассмотрение среднеквадратичный функционал невязки расчетных и экспериментально-измеренных температур [81], переформулируем задачу следующим образом: необходимо определить такое значение $\bar{u} = \{\alpha, q, \lambda\}$, при котором выполняется условие

$$J(\bar{u}) = \int_0^{\tau_m} (A\bar{u} - f)^2 d\tau \lesssim \delta^2 \quad (2.8)$$

В результате задача сводится к задаче минимизации функционала $J(\bar{u})$. При этом, в случае, когда определяемые характеристики являются постоянными величинами, весьма эффективным является применение метода последовательных приближений с использованием линейной оценки приращения $\Delta\bar{u}^S$ [81], задаваемого на каждой итерации следующим образом:

$$J(\Delta\bar{u}^{S+1}) = \min J(\bar{u}^S + \Delta\bar{u}^S) \quad (2.9)$$

где $\Delta u \in R^{N_u}$, $N_u = 3$,

s – номер итерации,

$\Delta\bar{u}^S$ – приращение вектора неизвестных характеристик на s итерации.

При этом, $\Delta\bar{u}^S$ определяется из условия:

$$\frac{\partial J}{\partial \Delta\bar{u}} (\bar{u}^S + \Delta\bar{u}^S) = 0 \quad (2.10)$$

или

$$\begin{aligned}
& 2 \int_0^{\tau_m} (A(\bar{u}^S + \Delta\bar{u}^S) - f)(A)'_{\bar{u}} \bar{e} d\tau \\
& = 2 \int_0^{\tau_m} (A(\bar{u}^S) + ((A)'_{\bar{u}} \bar{e})^T \Delta\bar{u}^S + o(\|\Delta\bar{u}^S\|) \\
& \quad - f)(A)'_{\bar{u}} \bar{e} d\tau
\end{aligned} \tag{2.11}$$

где $\bar{e} = \{e_i\}_1^{N_u}$ – единичный вектор. В результате получаем систему линейных алгебраических уравнений:

$$- \int_0^{\tau_m} (A(\bar{u}^S) - f)(A)'_{\bar{u}} \bar{e} d\tau = \int_0^{\tau_m} (A)'_{\bar{u}} \bar{e} ((A)'_{\bar{u}} \bar{e})^T \Delta\bar{u} d\tau \tag{2.12}$$

или

$$- \int_0^{\tau_m} (A(\bar{u}^S) - f)(A)'_{\bar{u}_i} u_i d\tau = \sum_{k=1}^{N_u} \int_0^{\tau_m} (A)'_{u_k} e_k (A)'_{u_i} e_i \Delta u_k d\tau, \tag{2.13}$$

где $i = \overline{1, N_u}$.

С целью получения выражения для $(A)'_{\bar{u}}$, следуя предложенному в [81] подходу, предположим, что неизвестная характеристика u_i получила приращение Δu_i , при этом некоторое приращение $\theta^i(x, \tau)$ получит и поле температур в рассматриваемой системе. С точностью порядка $O(\Delta u^2)$ приращение $\theta^i(x, \tau)$ удовлетворяет следующей задаче:

$$C \frac{\partial \theta^i}{\partial \tau} = \lambda \frac{\partial^2 \theta^i}{\partial x^2} + \delta_i^\lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, 0 < x < d, 0 \leq \tau < \tau_{max} \tag{2.14}$$

$$\theta^i(x, 0) = 0, x \in (0, d) \tag{2.15}$$

$$\begin{aligned}
-\lambda \frac{\partial \theta^i}{\partial x}(0, \tau) - \delta_i^\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(0, \tau) \\
= \delta_i^q \varphi(\tau) + \delta_i^\alpha (T(0, \tau) - T_e(\tau) + \alpha \theta^i(0, \tau)), \\
0 \leq \tau \leq \tau_{max},
\end{aligned} \tag{2.16}$$

$$\begin{aligned}
-\lambda \frac{\partial \theta^i}{\partial x}(d, \tau) - \delta_i^\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(d, \tau) = \delta_i^q(\tau), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}, \\
i = 1, 2, 3.
\end{aligned} \tag{2.17}$$

где

$$\begin{aligned}
\delta_i^\alpha &= \begin{cases} 1, u_i = \alpha \\ 0, u_i \neq \alpha \end{cases} \\
\delta_i^q &= \begin{cases} 1, u_i = q \\ 0, u_i \neq q \end{cases} \\
\delta_i^\lambda &= \begin{cases} 1, u_i = \lambda \\ 0, u_i \neq \lambda \end{cases}
\end{aligned}$$

Тогда

$$(A_m)'_{u_i}, \Delta u_i = \theta_{mi}(0, \tau), \tag{2.18}$$

В результате, система уравнений может быть записана в следующем виде:

$$\begin{aligned}
\sum_{k=1}^{N_u} \left(\int_0^{\tau_m} \theta^k(0, \tau) \theta^i(0, \tau) d\tau \right) du_i \\
= - \int_0^{\tau_m} (T(0, \tau) - f(\tau)) \theta^i(0, \tau) d\tau, \quad i = 1, 2, 3
\end{aligned} \tag{2.19}$$

Система алгебраических уравнений (2.19) имеет симметричную матрицу и может быть решена методом квадратного корня.

Итерационный процесс строится следующим образом:

1. Задается начальное приближение искомых характеристик (нулевое или основанное на априорной информации);

2. Решается прямая краевая задача и система задач для приращения температуры; вычисляется приращение неизвестных характеристик $\Delta \bar{u}^s$ и значение минимизируемого функционала $J(\bar{u}^{s+1})$;
3. Проверяется условие окончания итерационного процесса и, если оно не удовлетворено, происходит возврат к п. 2. [81].

Эффективность подобного подхода анализировалась при определении радиационно-оптических характеристик терморегулирующих покрытий космических летательных аппаратов [13,82,83]. Проведенные численные исследования показали возможность использования критерия невязки для останова итерационного процесса.

Однако, задача определения трех коэффициентов в краевой задаче ($\bar{u} = \{\alpha, q, \lambda\}$, $N_u = 3$) не имеет единственного решения. Для обеспечения единственности решения поставленной задачи предлагается итерационное решение последовательности двух обратных задач (декомпозиция процесса нагрева и остывания образца). Предполагается, что в эксперименте образец сначала периодически нагревается, а затем лазер отключается и образец охлаждается за счет естественной конвекции. Причем обработка экспериментальных данных проводится в обратной последовательности: сначала обрабатываются данные, полученные при охлаждении, а затем – при нагреве образца.

1. После прогрева образца внешнее тепловое воздействие прекращается и начинается естественный процесс охлаждения. На данном промежутке времени этот процесс описывается системой уравнений:

$$C \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, \quad 0 < x < d, 0 \leq \tau < \tau_{max}, \quad (2.20)$$

$$T(x, 0) = T_0(x), \quad 0 \leq x \leq d, \quad (2.21)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(0, \tau) = \alpha(T(0, \tau) - T_e(\tau)), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}, \quad (2.22)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(d, \tau) = \alpha(T(d, \tau) - T_e(\tau)), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}. \quad (2.23)$$

Таким образом, первый этап – этап охлаждения заключается в снижении температуры прогретого образца, на границах которого происходит теплообмен с окружающей средой. Внешнее тепловое воздействие от лазера при этом отсутствует. Начальное приближение распределения температуры (2.21) принимается постоянным (равным температуре на нагреваемой поверхности) и впоследствии уточняется по результатам обработки данных второго этапа – этапа нагрева.

Считая теплоемкость образца известной и применяя подход, описанный в главе 2, методом итерационной регуляризации определяются начальные приближения коэффициентов теплопроводности λ и теплоотдачи α ($\bar{u} = \{\alpha, \lambda\}, Nu = 2$).

2. Следующим шагом является обработка данных при нагреве поверхности до температуры порядка 42 °С. В вычислительном эксперименте это значение используется как индикатор отключения лазерного модуля.

На этапе нагрева теплообмен в исследуемой системе описывается уравнениями (2.1) – (2.4). При этом, учитывая полученные на предыдущем шаге результаты, неизвестными характеристиками остается лишь максимальный поглощенный тепловой поток q_l ($\bar{u} = \{q\}, Nu = 1$).

Таким образом, на каждом этапе определяется лишь две или одна характеристики. Причем, при необходимости, на практике вычисления могут продолжаться итерационно на каждом промежутке нагрева и охлаждения с целью уточнения значений определяемых характеристик и корректировки начального распределения температуры на этапе охлаждения.

2.2. Вычислительный эксперимент

Оценка эффективности предложенного подхода выполнялась методом вычислительного эксперимента. Для этого представленный выше алгоритм был реализован в виде программного комплекса на языке Fortran.

Для решения конкретной задачи теплообмена и определения теплофизических характеристик материала были использованы следующие исходные данные: Тепловой поток q_l , нормально падающий на поверхность образца задается (согласно 2.5) массивом времен включения/выключения источника $\tau_i(c)$, $i = 1..5$, $\tau = \{1, 3, 5, 10, 15\}$ так, что:

$$q_l = q_{max} \text{ при } 0 \leq \tau < 1,$$

$$q_l = 0 \text{ при } 1 \leq \tau < 3,$$

$$q_l = q_{max} \text{ при } 3 \leq \tau < 5,$$

$$q_l = 0 \text{ при } 5 \leq \tau < 15,$$

$$q_l = q_{max} \text{ при } 15 \leq \tau < 30,$$

$$q_l = 0 \text{ при } 30 \leq \tau < 40 \text{ и}$$

$$q_l = q_{max} \text{ при } 40 \leq \tau < 45.$$

График зависимости теплового потока q_l от времени τ представлен на рис. 2.4.

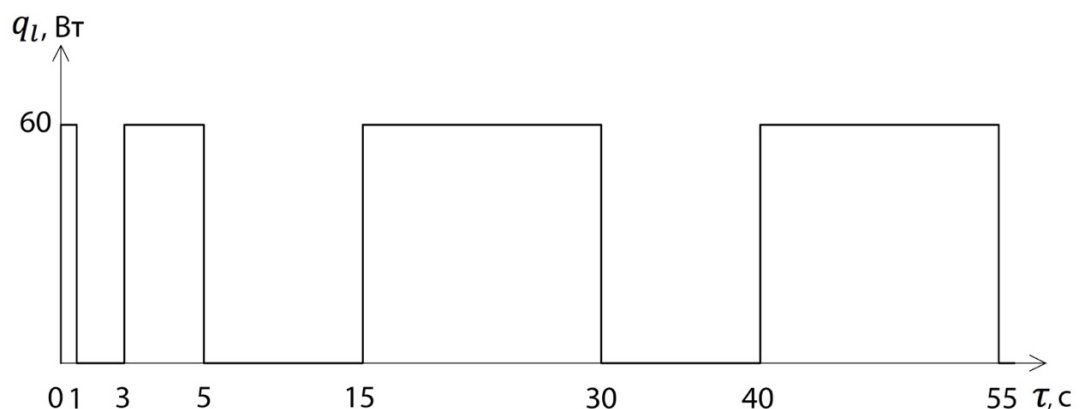


Рисунок 2.4. Зависимость теплового потока q_l от времени τ

Для определенности, в работе считалось, что датчик температуры производит измерение на левой и правой границах объекта.

Разработанный программный комплекс предполагает получение входных данных в формате набора параметров, описывающих состояние системы, известные и неизвестные параметры, а также, обрабатываемые массивы.

В результате вычислительного эксперимента были восстановлены коэффициент теплоотдачи α , коэффициент теплопроводности λ и амплитуда поглощенного теплового потока q при соответствующих значениях начальных приближений α_0 , λ_0 и q_0 (рис. 2.5–2.7).

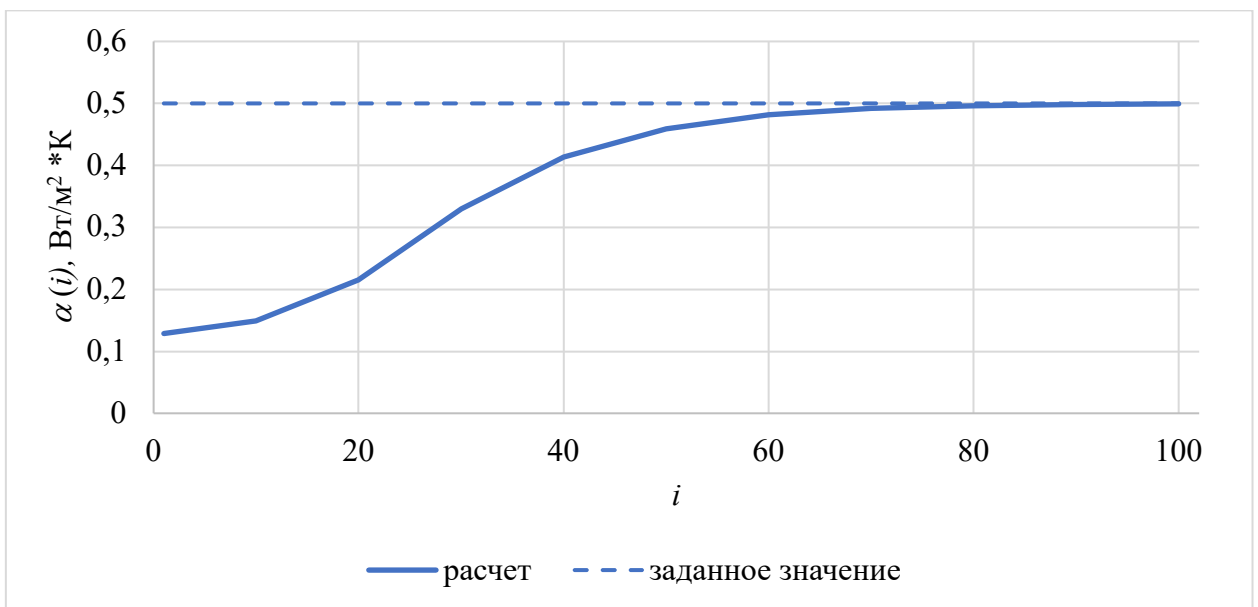


Рисунок 2.5. Зависимость значения восстанавливаемого коэффициента теплоотдачи α от номера итерации i при $\alpha_0 = 0,05$ Вт/м²К (при обработке данных процесса охлаждения).

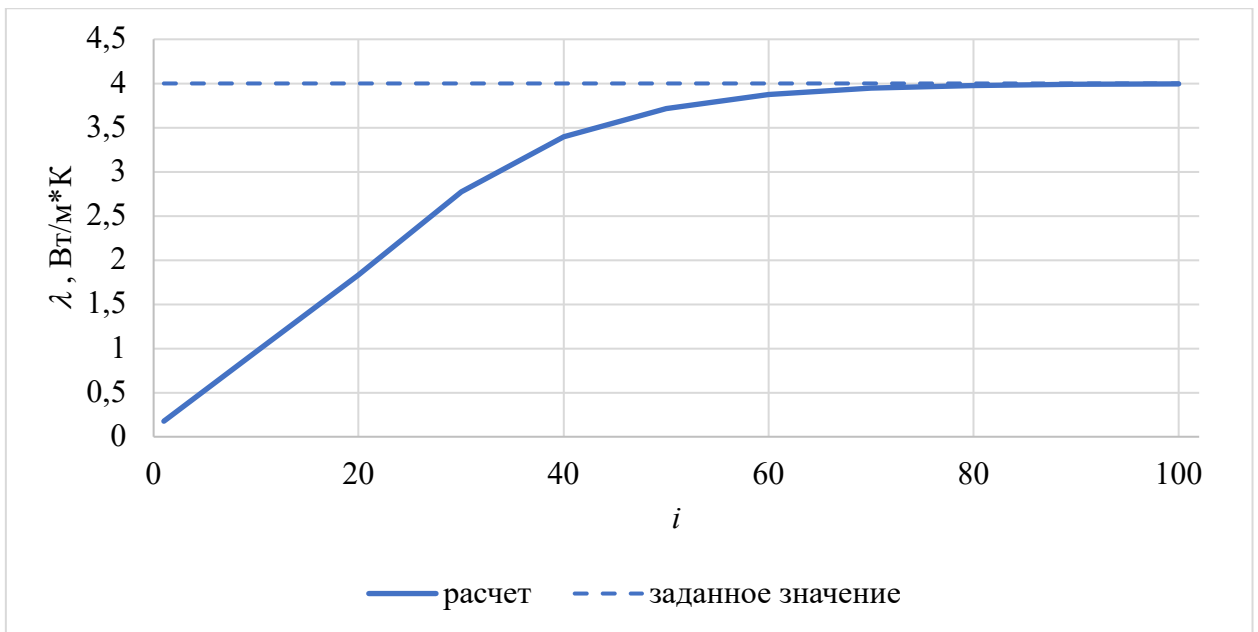


Рисунок 2.6. Зависимость значения восстанавливаемого коэффициента теплопроводности λ от номера итерации i при $\lambda_0 = 0,05$ Вт/м*К (при обработке данных процесса охлаждения).

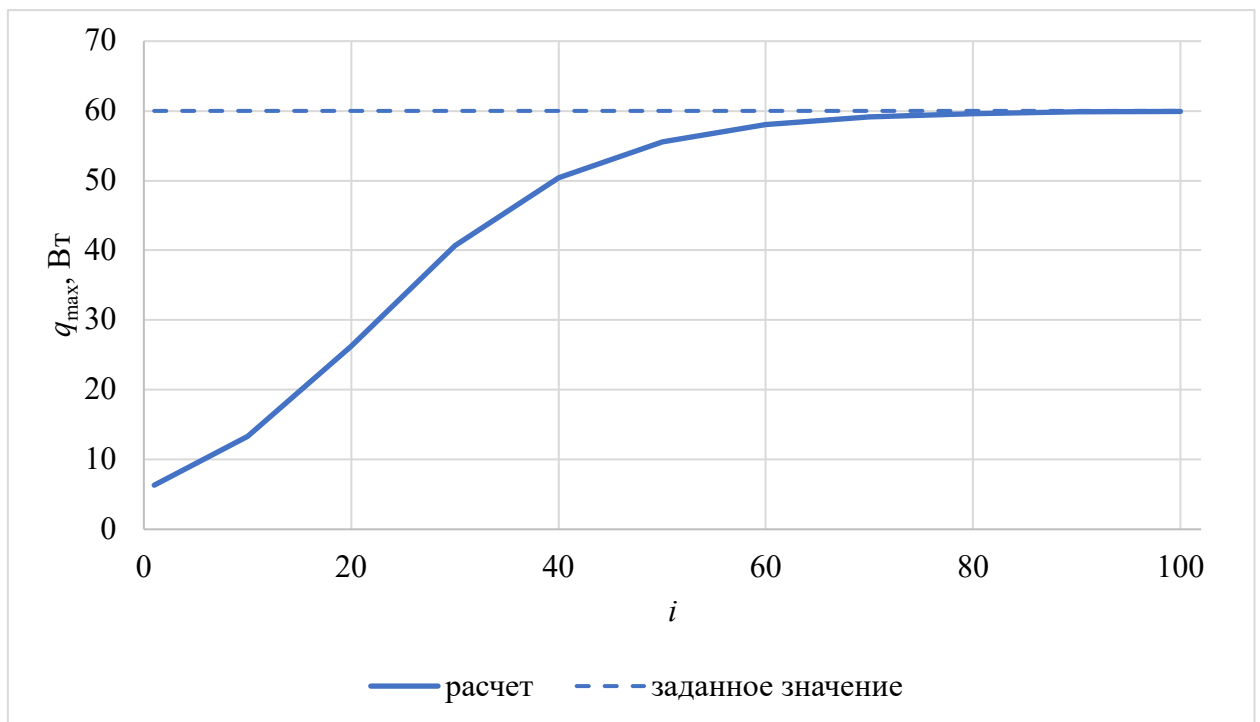


Рисунок 2.7. Зависимость значения восстанавливаемой амплитуды поглощенного теплового потока q от номера итерации i при $q_0 = 15$ Вт (при обработке данных процесса охлаждения).

На каждой итерации, при этом, формируется поле температур, которое помимо прямого назначения (расчета функционала невязки) позволяет оценить адекватность вычислений. График, визуализирующий пример таких данных представлен на рис. 2.8.

Вычислительный эксперимент, помимо всего прочего, позволяет определить влияние различных погрешностей на результат решения задачи. В данной работе было исследовано влияние погрешности измерения температуры поверхности образца $f(\tau)$ на точность определения коэффициента теплоотдачи α . Моделируемая погрешность $f_\delta(\tau)$ имеет нормальное распределение и задается коэффициентом D , определяющим относительную максимальную амплитуду ошибки измерения температуры. Таким образом, показания термодатчика можно представить в виде

$$\tilde{f}(\tau) = f(\tau) + f_\delta(\tau) \quad (2.24)$$

На рис. 2.9 представлена полученная зависимость погрешности определения коэффициента теплоотдачи на последней итерации вычисления от амплитуды нормально распределенной погрешности измерения температуры (D). Рисунок 2.10 демонстрирует значения восстанавливаемой характеристики α на каждой итерации для различных значений D .

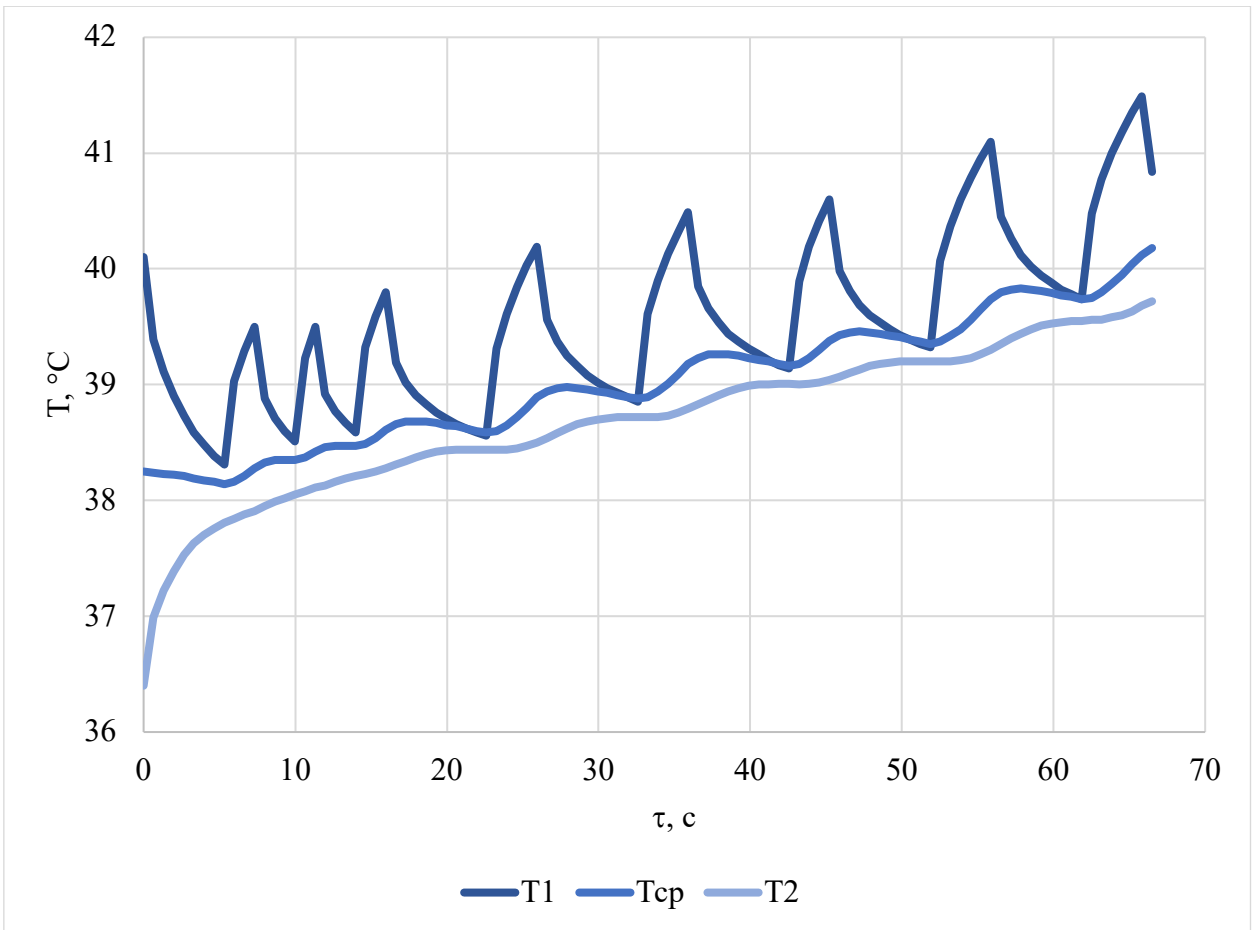


Рисунок 2.8. Пример рассчитываемого поля температур.

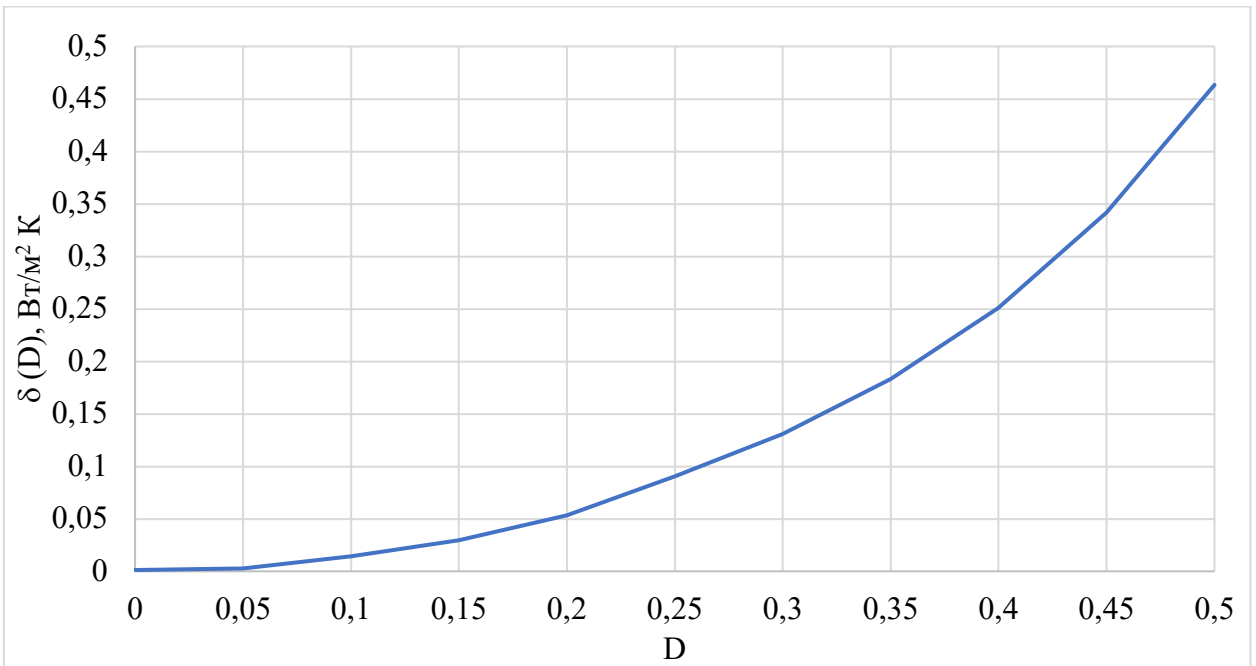


Рисунок 2.9. Зависимость погрешности определения коэффициента теплоотдачи α от относительной величины максимальной погрешности измерения температуры на поверхности образца

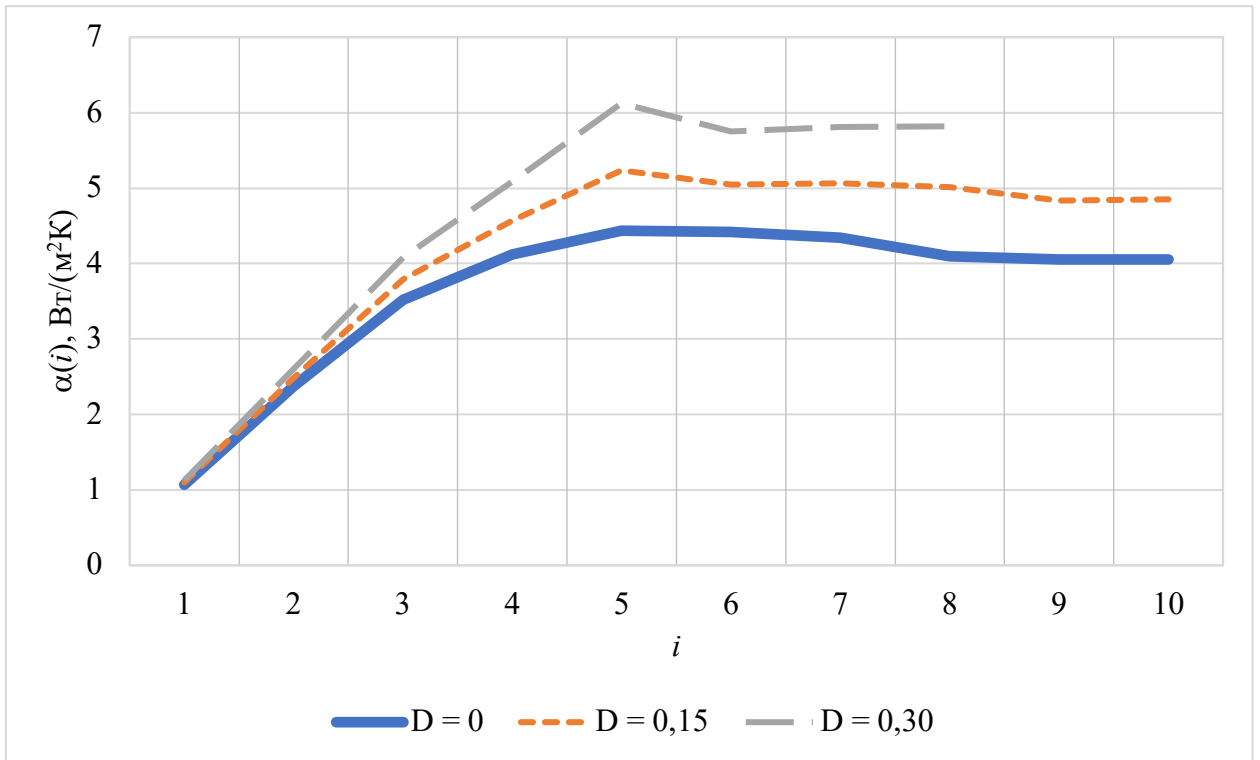


Рисунок 2.10. Зависимость коэффициента теплоотдачи от номера итерации i для $D = 0, 0.15$ и 0.30 .

Глава 3. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОТРАБОТКА АЛГОРИТМОВ ИДЕНТИФИКАЦИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В НЕПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.

Так как в представленном в главе 2 алгоритме идентификации математических моделей теплопереноса предполагается использование в качестве входных данных экспериментальных измерений температуры, с целью его практической апробации применительно к лазерной гипертермии поверхностных тканей была разработана экспериментальная установка, а также проведены и обработаны результаты соответствующих тепловых испытаний.

Автор выражает глубокую благодарность за подготовку и проведение тепловых испытаний сотрудникам кафедры 601 МАИ Буднику С.А., Меднову А.Г., Иванову Н.А., Самарину В.В., Титову Д.М.

3.1. Экспериментальная установка

С учетом специфики моделируемого процесса установка включала в себя следующие составные части: фиксируемый на кронштейне образец, лазерный модуль, тепловизор, две термопары и компьютер для регистрации измерений. Схема установки приведена на рис. 3.1. Общий вид установки представлен на рис. 3.2.

В качестве имитатора биологических тканей [84] в данной работе использовались пластины из полиэтилена низкого давления (ПНД), часто применяемого в медицине [85] размером 50 x 50 x 3 мм с установленными микротермопарами (рис. 3.3).

Точные характеристики используемого материала образца ПНД не известны, поэтому, в качестве начальных приближений использовались следующие значения (таблица 3.1):

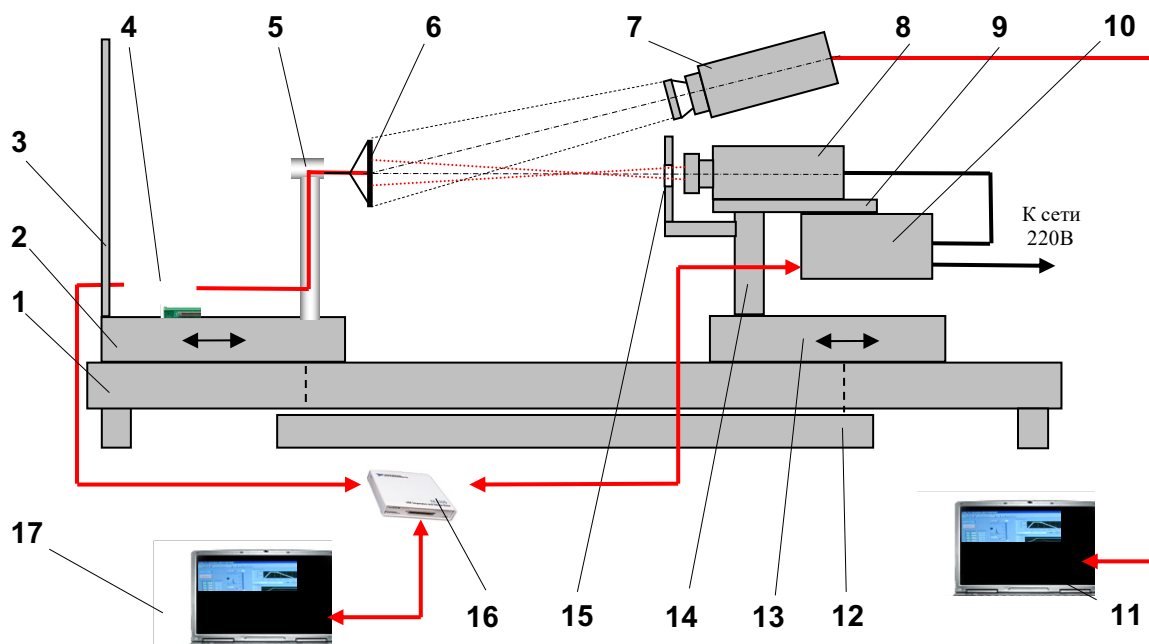


Рисунок 3.1. Схема экспериментальной установки: 1 – основание, 2 – продольная каретка образца, 3 – защитный радиационный экран, 4 – изотермический коннекторный блок TBX-68, 5 – державка образца, 6 – образец, 7 – тепловизионная камера FLIR SC-660, 8 – инфракрасный лазерный модуль, 9 – основание лазера, 10 – блок управления и питания лазера, 11 – контроллер мобильного измерительного узла системы FLIR SC660, 12 – поддон с огнеупорным материалом, 13 – продольная каретка лазера, 14 – державка лазера, 15 – защитная диафрагма, 16 – измерительный модуль NI-4350 (USB), 17 – контроллер мобильного измерительно-управляющего узла, — измерительные и управляющие линии, — линии электропитания

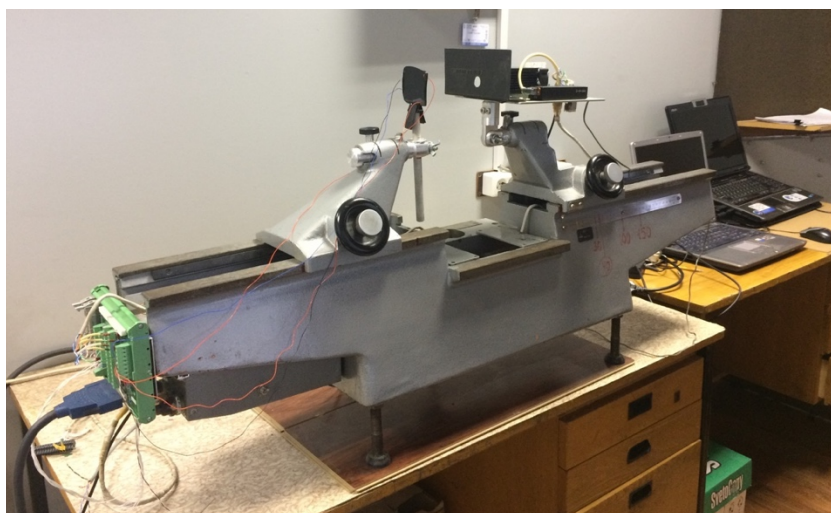
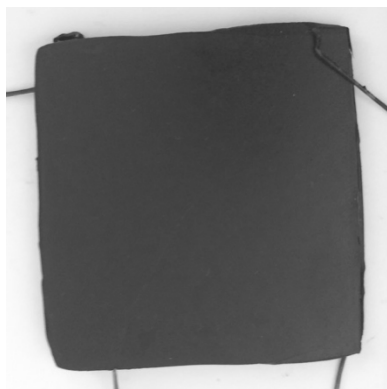


Рисунок 3.2. Экспериментальная установка: внешний вид



а



б

Рисунок 3.3. Образец из полиэтилена низкого давления с установленными термопарами: а – внешний вид образца, б – установленная термопара (увеличено).

Таблица 3.1. Характеристики полиэтилена низкого давления.

Характеристика	Значение
ГОСТ	16338-85
Плотность, г/см ³	0,931-0,970
Температура для плавления, °С	125-132
Температура для размягчения в воздушной среде по Вика, °С	120-125
Плотность насыпания гранул, г/см ³	0,5-0,6
Плотность насыпания порошка, г/см ³	0,20-0,25
Разрушающее напряжение при изгибе, МПа	19,0-35,0
Предел прочности при срезе, МПа	19,0-35,0
Твердость по вдавливанию под заданной нагрузкой шарика, МПа	48,0-54,0
Удельное электрическое поверхностное сопротивление, Ом	1014

Таблица 3.1. Характеристики полиэтилена низкого давления. (продолжение)

Удельное электрическое объемное сопротивление, Ом·см	1016-1017
Водопоглощение за 30 суток, %	0,03-0,04
Тангенс угла диэлектрических потерь при частоте 1010 Гц	0,0002-0,0005
Диэлектрическая проницаемость при частоте 1010 Гц	2,32-2,36
Удельная теплоемкость при 20-25 °С, Дж/кг·°С	1680-1880
Теплопроводность, Вт/(м·°С)	0,418-0,44
Линейный коэффициент термического расширения, /°С	$(1,7-2,0) \cdot 10^{-4}$

Применены термопары Хромель-Алюмель (ХА) (международное обозначение – тип К) с диаметром проводов 0,05 мм, сваренные способами "в стык". Такие микротермопары позволяют повысить точность измерений за счет уменьшения влияния оттока тепла по термопарным проводам на поле температур в точке измерения, что особенно важно в связи с относительно малой толщиной образца и низким уровнем измеряемых температур.

Для установки микротермопар на поверхностях образцов был разработан технологический процесс, использующий термопластичные свойства ПНД и изготовлено специальное приспособление позволяющее устанавливать термопары без деформации образцов. На рисунке 3.4 представлена фотография приспособления.

Образец толщиной 3 мм укладывался на пластину из алюминиевого сплава между двумя опорными элементами, которые имели толщину также 3 мм. Термопара (термопары) размещалась на поверхности образца согласно выбранной схеме, так, чтобы горячий спай термопары (термопар) оказался на горизонтальной оси образца. Термопара (термопары) натягивалась, и свободные концы термопарных проволок фиксировались клейкой лентой к пластине.

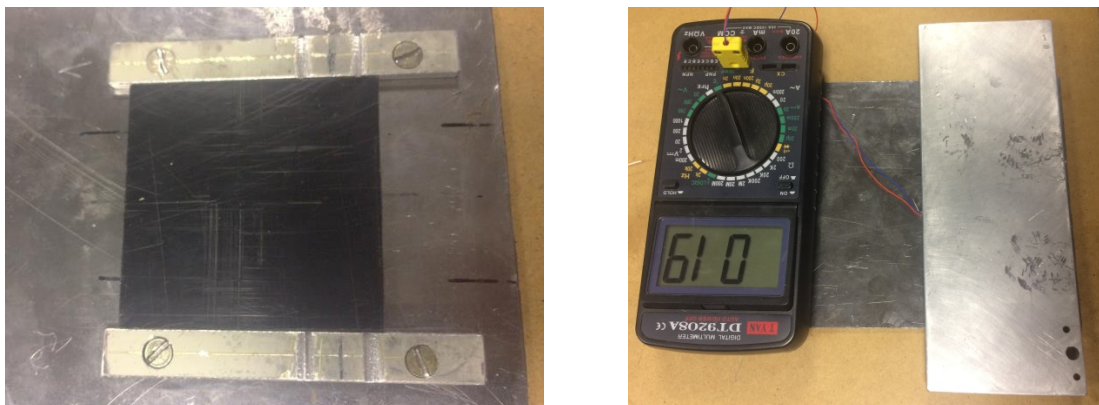


Рисунок 3.4. Приспособление для установки микротермопар на поверхностях образца

Сверху на образец укладывалась вторая пластина из алюминиевого сплава, на которой была установлена термопара, соединенная с измерителем температуры для контроля процесса нагрева верхней пластины. Обе пластины с зажатым между ними образцом плотно стягивались с помощью струбцины. Пластина, под которой размещалась устанавливаемая термопара (термопары), нагревалась промышленным феном до температуры размягчения поверхности ПНД ($T \sim 100 \div 120 \text{ }^\circ\text{C}$). Под действием усилия, создаваемого струбциной, устанавливаемая термопара вминалась в разогретую поверхность образца на глубину 0,1 мм. Далее, после охлаждения струбцина снималась. В результате, устанавливаемая термопара (термопары) оказывалась вплавленной в материал заподлицо с поверхностью образца, образуя изотермический участок горячего спая термопары. Термопарные проволоки электроизолировались с помощью фторопластовых кембриков.

Для установки термопар на противоположной поверхности, образец переворачивался, и процедура установки повторялась. При таком способе установки термопар, использование данного приспособления позволяет сохранить неизменными размеры образцов $50 \times 50 \times 3$ мм. В процессе нагрева поверхности образцов приобретают матовый характер.

Следует отметить, что термопарные измерения не использовались в расчетах реализуемой методики идентификации и применялись исключительно с методологической целью – в частности, для предварительного подбора режимов работы и дополнительного контроля протекания эксперимента.

С целью обеспечения требуемого внешнего теплового воздействия на образец установка была оснащена лазерным модулем (рис. 3.5).



Рисунок 3.5. Внешний вид лазерного модуля.

Лазерная техника находит все более широкое применение в современной медицинской практике. Внедрение полупроводниковых (диодных) лазеров стало исключительно важным событием в клинической практике, так как эти лазеры при достаточной мощности излучения характеризуются портативностью, питанием от обычной бытовой электросети и воздушным охлаждением. Предварительные экспериментальные исследования по сравнительной оценке взаимоотношений излучения неодимового и полупроводникового лазеров с биологическими тканями показало, что наряду со многими однотипными эффектами, использование полупроводникового лазера с длиной волны излучения 810 нм обладает рядом особенностей, среди которых наиболее существенными являются меньшая зона vaporization и коагуляционного некроза вокруг торца световода. Вместе

с тем, излучение диодного лазера сопровождается большей по объему зоной гипертермии тканей, приводящей впоследствии к тепловому некрозу опухоли.

При использовании лазерного излучения для лечения различных заболеваний важной задачей является определение величины лазерной энергии, доставляемой на различные глубины в различные типы биотканей (кожа, мышцы, кровь, костный мозг и т.д.), то есть задача дозировки поглощаемой лазерной энергии.

Одним из основных направлений в изыскании путей повышения эффективности лечения является искусственное повышение избирательности поглощения лазерного излучения. Этого можно достигнуть путем увеличения мощности аппарата, облучением окружающих тканей для развития сосудистого стаза и многократным сканированием опухолевого узла [86]. Существуют и другие подходы к решению этой задачи [87–89].

В данной работе выбор лазерного модуля обусловлен применяемыми на практике характеристиками. Однако, точное воспроизведение условий какой-либо процедуры не являлось задачей исследования. Характеристики выбранного модуля представлены в таблице 3.2.

Таблица 3.2. Характеристики лазерного модуля

Характеристика	Значение
Длина волны	808 нм
Мощность	3,2 Вт
Расхождение	5 мрад
Фокусировка	есть
Габариты	33 x 33 x 80 мм
Питание	220 В
Время непрерывной работы	до 2 ч
СКО мощности за 2 ч	не более 20 %
Срок службы	более 5 000 ч

Поскольку характеристики лазерного модуля с постоянной мощностью излучения превышали требуемые значения, необходимые для решения задач исследований, по результатам тестирования лазера в составе установки были выполнены работы по его модернизации и доработке. В частности, был разработан и изготовлен специальный электронный блок управления, позволяющий регулировать мощность лазера. Кроме того, для уменьшения плотности теплового потока в пятне облучения на поверхности образца была демонтирована оптическая система фокусировки лазера. В результате на расстоянии 220 мм от лазерного диода на поверхности образца удалось получить требуемую по площади квадратную область облучения с размерами $\sim 25 \times 25$ мм (форма пятна связана с формой излучающего кристалла лазерного диода). Также, перед лазером была установлена защитная диафрагма с круглым отверстием, позволившая исключить влияние потока воздуха от системы охлаждения лазера на поверхность образца.

С учетом проведенной модернизации и доработки лазера тепловые режимы нагрева представляли собой последовательность импульсов прямоугольной формы с пониженной, относительно максимального значения, постоянной, неизвестной мощностью излучения, формируемой путем включения и выключения лазера по заданной программе (циклограмме).

Параметры циклограммы (уровень мощности Q и моменты включения и выключения лазера τ_i) подбирались в процессе проведения пробных испытаний из условия не превышения максимального значения температуры на нагреваемой поверхности образца, измеренной термопарой ($T_{1\max}(\tau) \leq 42,0$ °C).

В результате реализации данного режима нагрева температура на нагреваемой поверхности образца изменяется по некоторому пилообразному закону, где участки нагрева чередуются с участками охлаждения (см. рисунок 2.8). До момента времени τ_1 в программе управления лазером предусмотрен технологический участок для выхода лазера на рабочий режим.

Бесконтактное измерение температуры поверхности осуществлялось при помощи тепловизионной камеры FLIR SC660 (США), характеристики которой представлены в таблице 3.3.

Таблица 3.3. - Технические характеристики тепловизионной камеры FLIR SC660.

Параметры визуализации	
Поле зрения / минимальное фокусное расстояние	Сменные объективы 25°;7°;12°;45°
Температурная чувствительность	<0,045 °С при 30 °С
Частота кадров	30 Гц
Фокусировка	Ручная и автоматическая
Цифровое увеличение	1-8X непрерывное
Тип детектора	Матрица в фокальной плоскости (FPA), неохлаждаемый микроболометр, 640 × 480 пикселей
Спектральный диапазон	От 7,5 до 13 мкм
Представление изображения	
Дисплей	Цветной ЖК-дисплей с размером по диагонали 5,6 дюйма, 16000 цветов, Система улучшения контрастности DDE (Dynamic Details Enhancement),
Видео камера	3,2 Мп с автофокусировкой
Режимы совмещения инфракрасного и видеоизображений	Просмотр ИК изображения или полноцветного видеоизображения.

	<p>Режим «Картинка в картинке» с полностью регулируемой ИК-областью, слияние ИК и видеоизображений, выше, ниже порога и для интервала температур.</p> <p>На экране реальное и опорное изображения</p>
--	---

Таблица 3.3. - Технические характеристики тепловизионной камеры FLIR SC660 (продолжение).

Измерение	
Интервал температур	От -40°C до +2000°C
Точность	± 1% от абсолютной температуры не хуже ± 1°C
Повторяемость	±1 % от абсолютной температуры не хуже ± 1°C
Режим измерения	<p>Точечные измерения: 10 перемещаемых точек, Область, макс./мин/средне значение в пределах квадрата или круга: 5 масштабируемых и перемещаемых областей, Автоматическое выделение горячей / холодной точки,</p> <p>Функция изотермы – интервал, выше, ниже,</p> <p>Функция линейного профиля,</p> <p>Разность температур между измеряемыми функциями,</p> <p>Функция опорной температуры</p>
Управление с помощью меню	<p>Палитры (цвета побежалости, радуга, черно–белая, черно–белая инвертированная), автоподстройка (непрерывная, ручная и автоматическая)</p>

Таблица 3.3. - Технические характеристики тепловизионной камеры FLIR SC660 (продолжение).

Измерение	
Вводимые установки	Число/время, единицы измерения температуры °C/°F, язык, масштаб, информационное поле, яркость свечения ЖК дисплея (высокая/нормальная/низкая)
Корректировка измерений	Изменения коэффициента излучения от 0,1 до 1,0, поправка на отраженную температуру, температуру окружающего воздуха, влажность воздуха
Сохранение изображения	
Тип	SD карта, галерея изображений
Формат файлов	Радиометрический формат JPEG
Сохранение радиометрических последовательностей	MPEG4, изменяемая частота кадров (таймер кадров)

На рисунке 3.6 и 3.7 представлены примеры инфракрасных изображений образца на мониторе инфракрасной камеры и на экране контроллера соответственно.

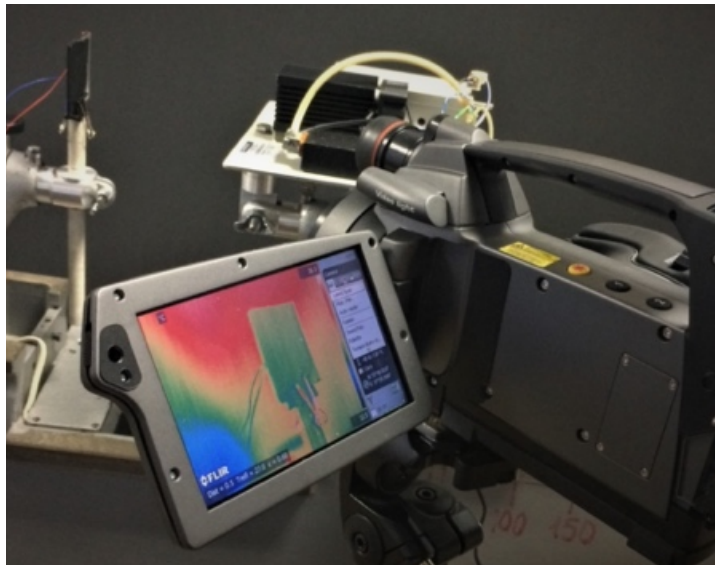


Рисунок 3.6. Пример инфракрасного изображения образца на экране тепловизионной камеры (до начала испытаний)

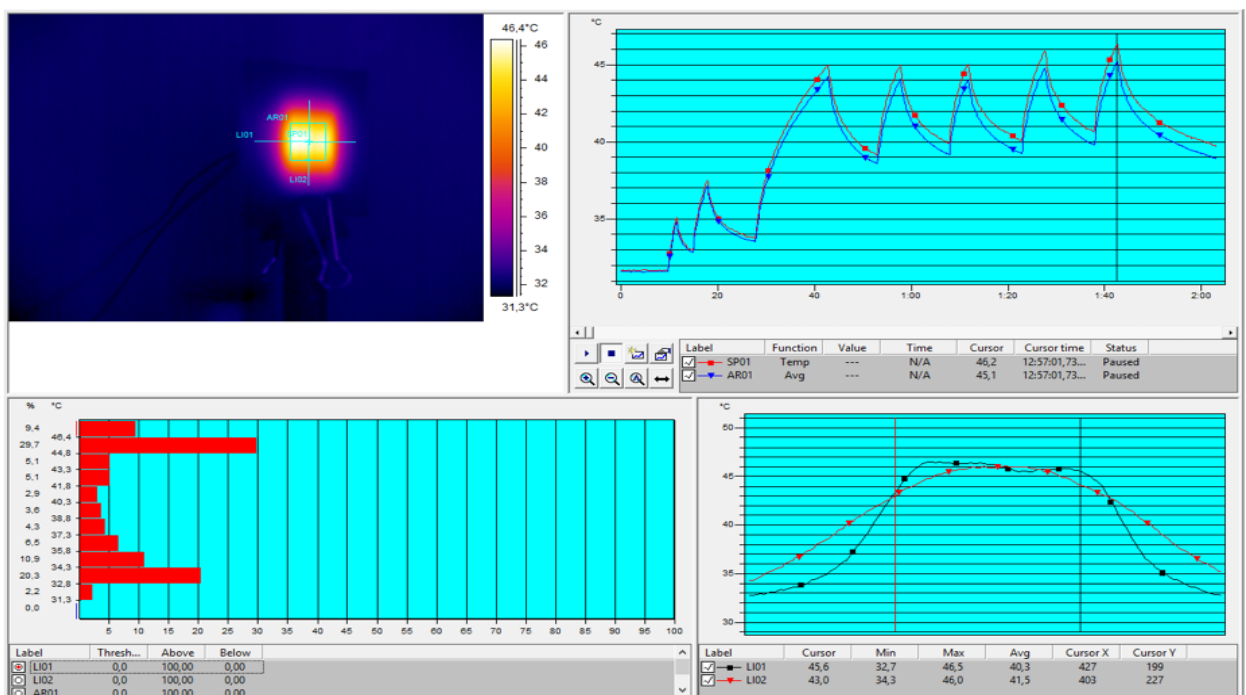


Рисунок 3.7. Пример инфракрасного изображения образца на экране контроллера (в процессе обработки результатов измерений)

3.2. Апробация экспериментальной методики

С целью апробации разработанной методики был проведен эксперимент, в рамках которого исследуемый образец подвергался импульсному нагреву

лазером и проводились измерения температуры его поверхности. Процедура идентификации включала в себя два этапа: получение экспериментальных данных и расчет.

Режим работы лазера, позволяющий обеспечить поддержание температуры поверхности образца в заданном диапазоне (40–42 °С) был подобран по результатам вычислительного эксперимента и представлен на рисунке 3.8. Испытания проводились при температуре окружающего воздуха $T_e = 24,6$ °С, давлении $P = 1,0$ бар.

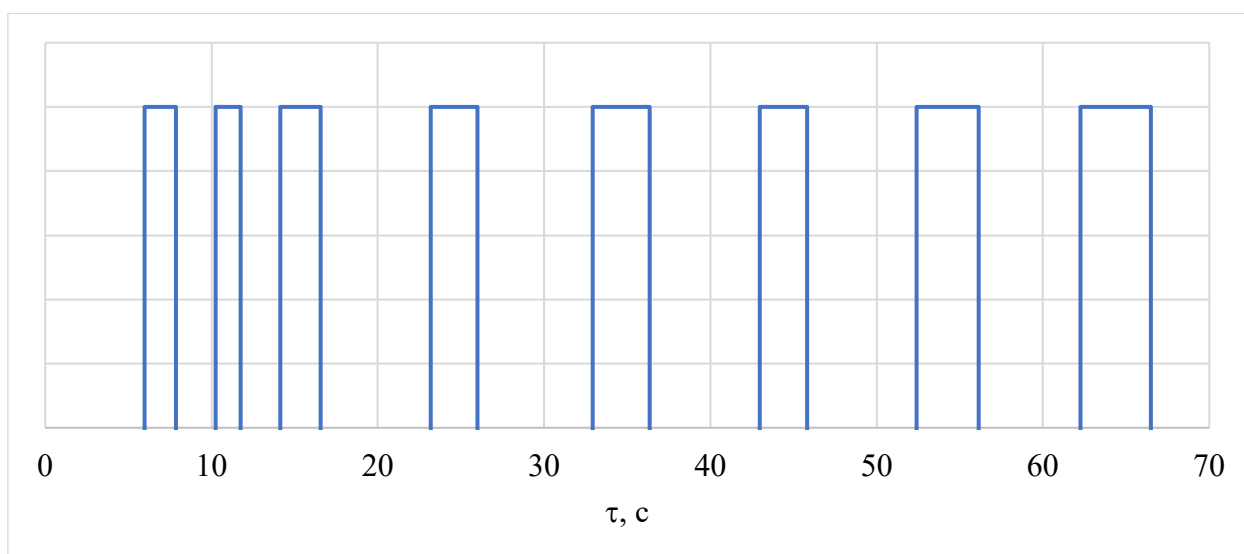
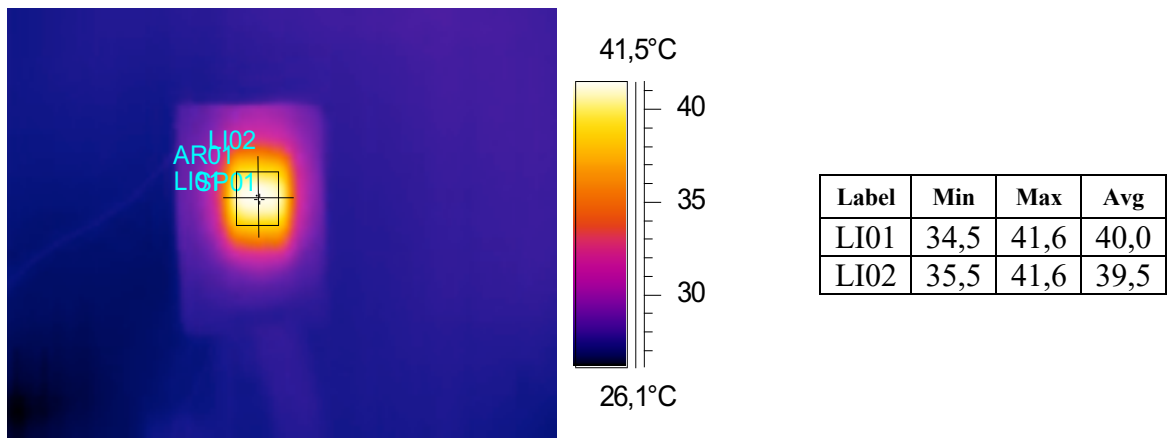


Рисунок 3.8. Диаграмма работы лазера в процессе эксперимента.

До начала основного этапа эксперимента были выполнены предварительные испытания с целью оценки однородности прогрева. Результаты этих испытаний приведены на рис. 3.9–3.11.

Предварительные испытания показали, что в данной конфигурации квадратное пятно облучения поверхности размером $\sim 25 \times 25$ мм имеет достаточно большую область с высокой однородностью распределения температур размером $\sim 12,5 \times 12,5$ мм.



а

б

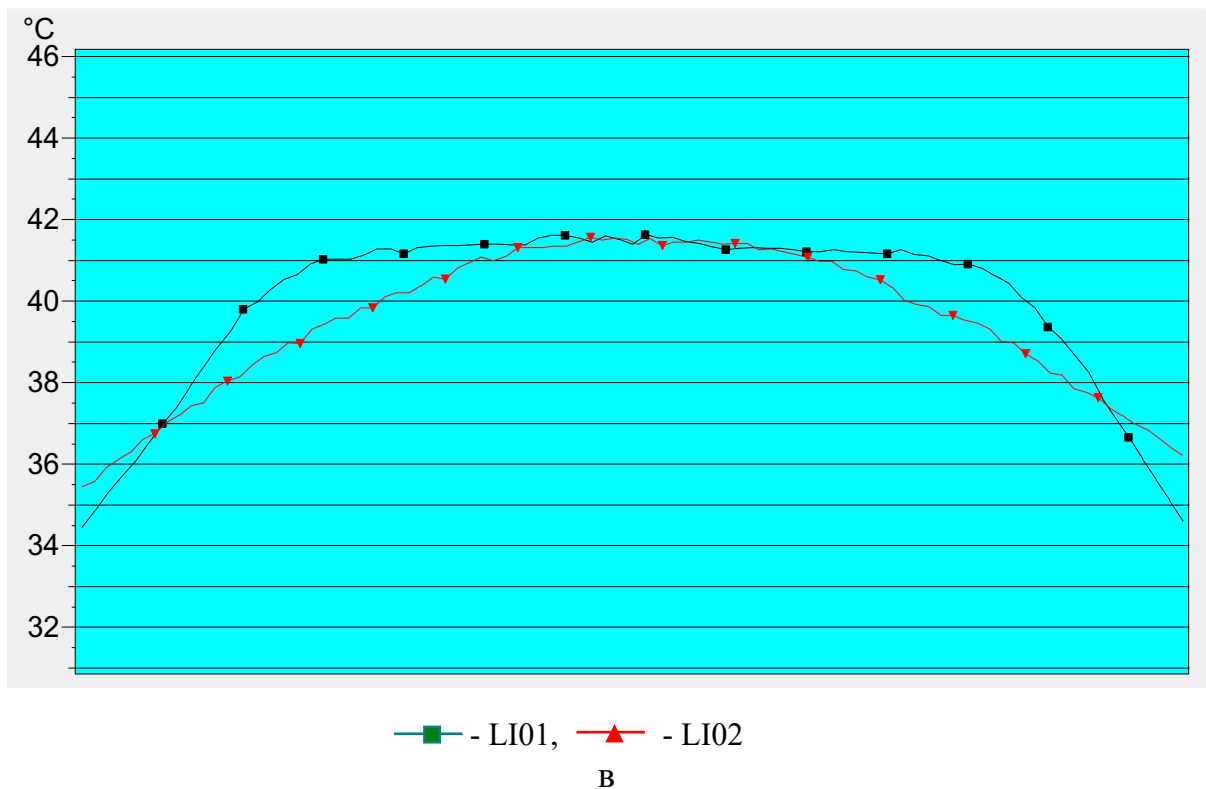
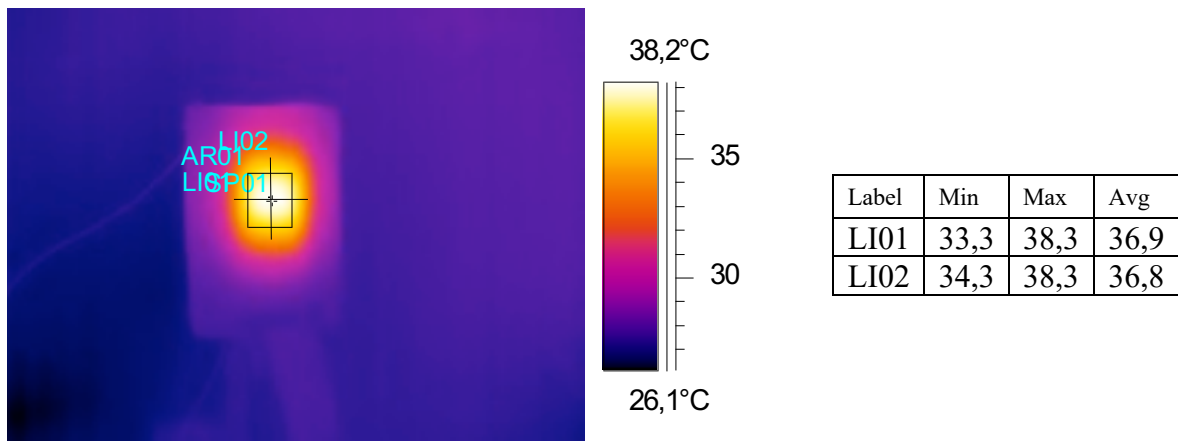


Рисунок 3.9. Результаты измерений при предварительных испытаниях. $\tau = 0$ с:
 а – термограмма тепловизора, б – таблица значений вдоль линий LI01 и LI02,
 в – распределение температур вдоль линий LI01 и LI02.



а

б

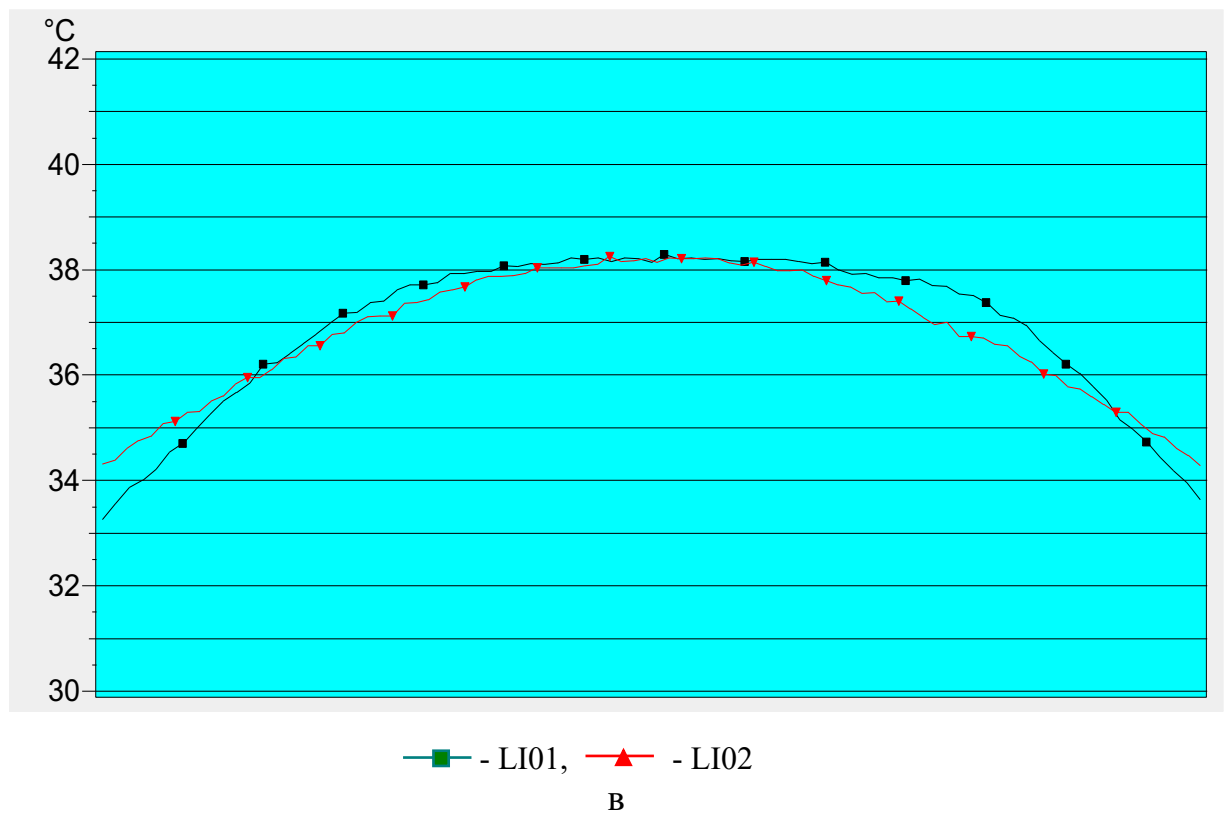
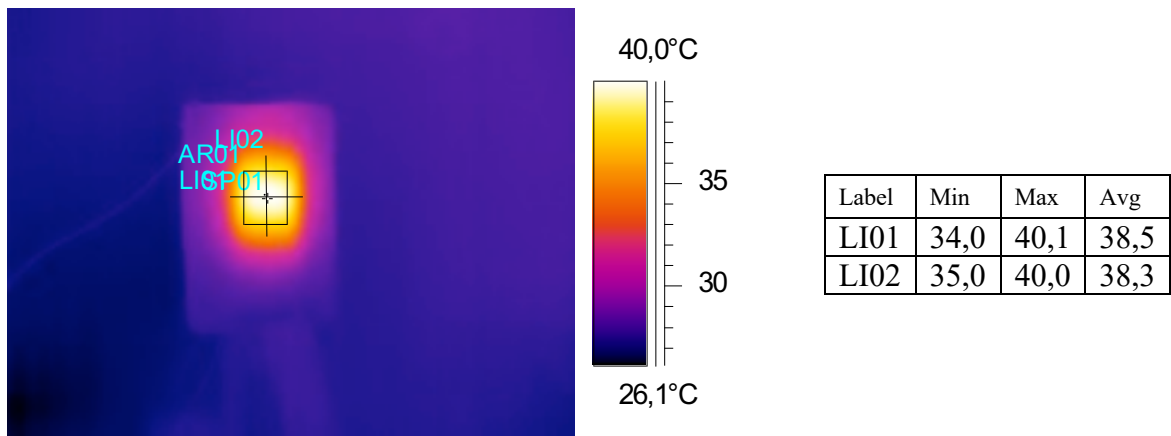


Рисунок 3.10. Результаты измерений при предварительных испытаниях. $\tau = 5,9$ с: а – термограмма тепловизора, б – таблица значений вдоль линий LI01 и LI02, в – распределение температур вдоль линий LI01 и LI02.



а

б

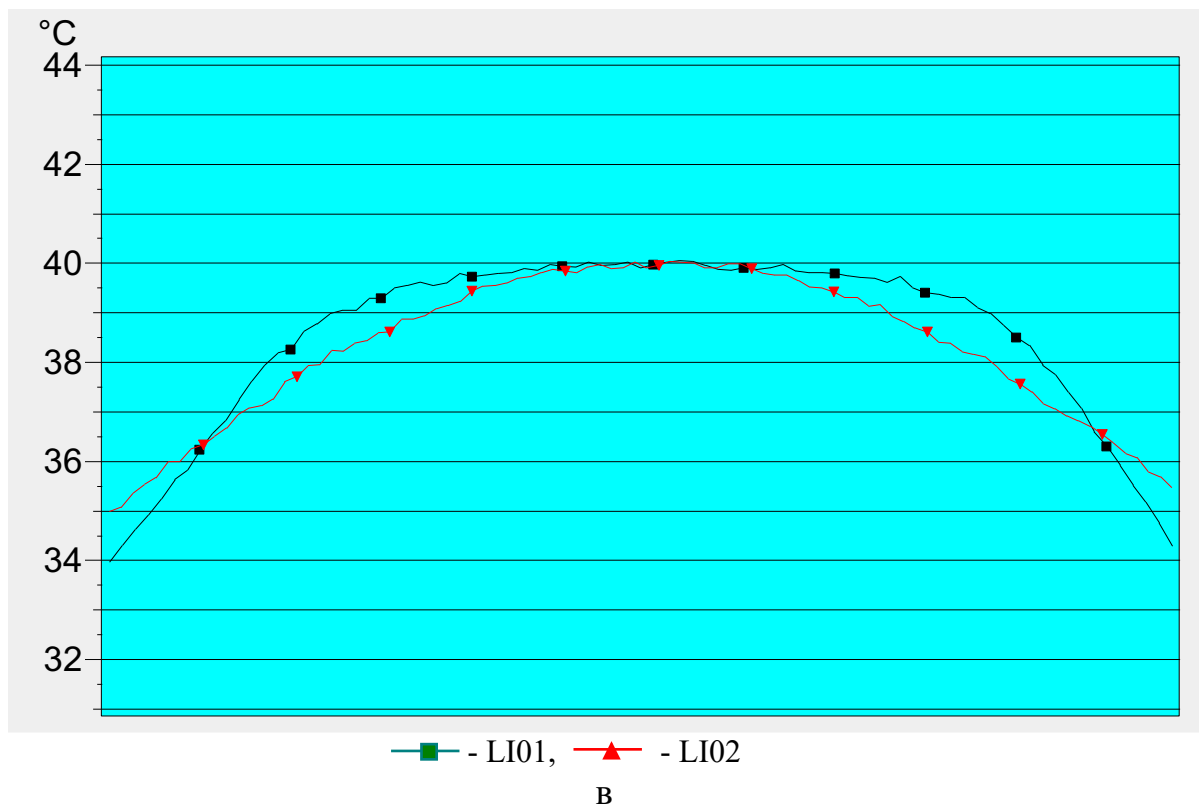


Рисунок 3.11. Результаты измерений при предварительных испытаниях. $\tau = 7,6$ с: а – термограмма тепловизора, б – таблица значений вдоль линий LI01 и LI02, в – распределение температур вдоль линий LI01 и LI02.

В условиях решения одномерной задачи теплообмена, в качестве целевого значения температуры поверхности выбрана температура в центральной точке. При этом, согласно рекомендациям фирмы-производителя тепловизионной камеры, был проведен предварительный эксперимент, включающий контактное высокоточное (при помощи термопары) измерение

температуры в центре образца. Целью данного предварительного эксперимента была калибровка тепловой картины.

На рисунке 3.12 представлен пример инфракрасного изображения образца на мониторе инфракрасной камеры в процессе эксперимента.

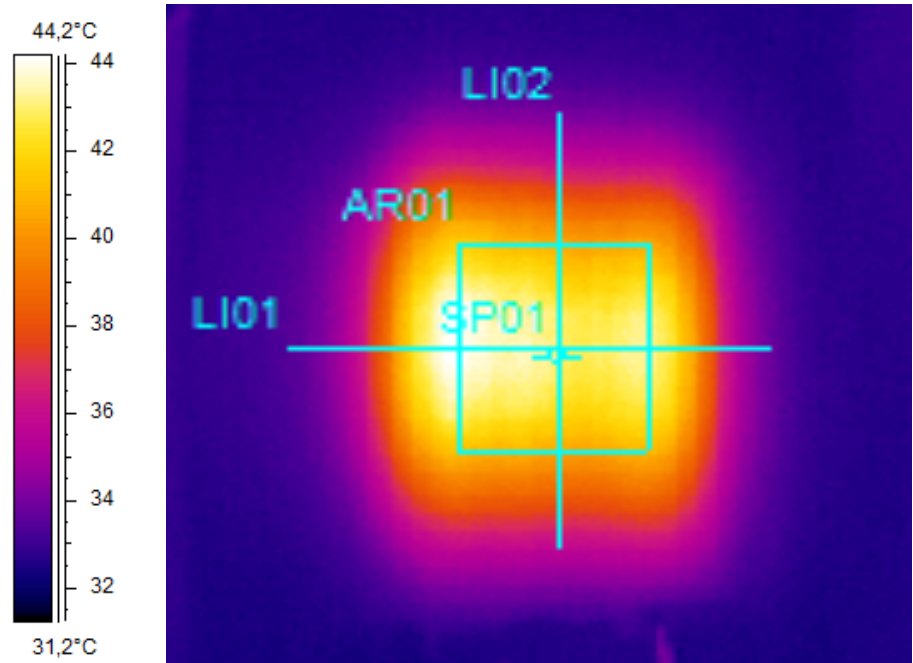


Рисунок 3.12. Пример тепловой картины, регистрируемой тепловизором в процессе предварительного эксперимента.

В результате эксперимента получена зависимость температуры нагреваемой поверхности T_{IR} от времени (рис. 3.13).

Полученные результаты измерений использовались в качестве входных данных для разработанного программного комплекса, реализующего методику идентификации математической модели.

В результате, по экспериментальным данным были восстановлены значения коэффициента теплоотдачи α (рис. 3.14), коэффициента теплопроводности λ (рис. 3.15) и амплитуды поглощенного теплового потока лазера q (рис. 3.16). На приведенных ниже графиках представлены значения данных характеристик на каждом шаге итерационного процесса.

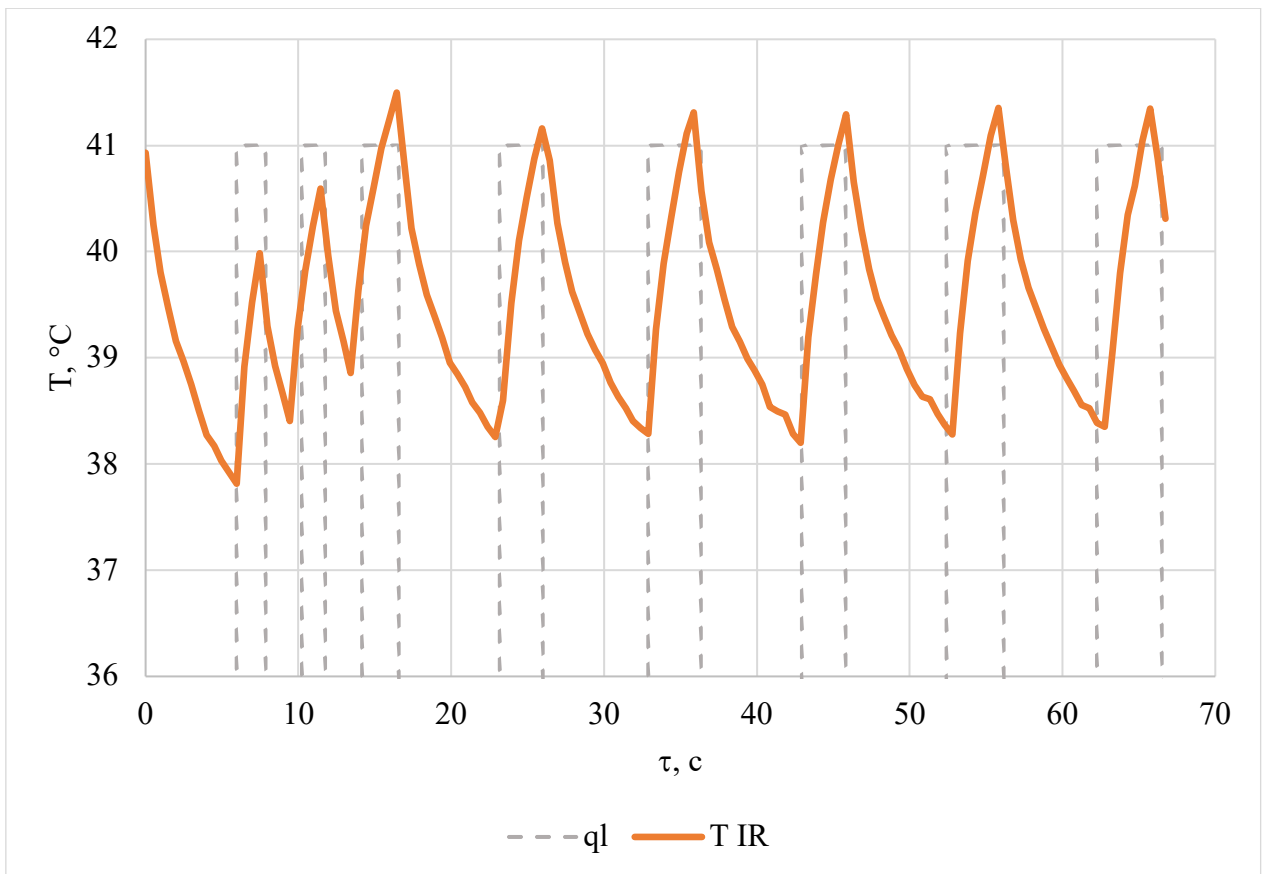


Рисунок 3.13. Диаграмма работы лазера и показания тепловизора.

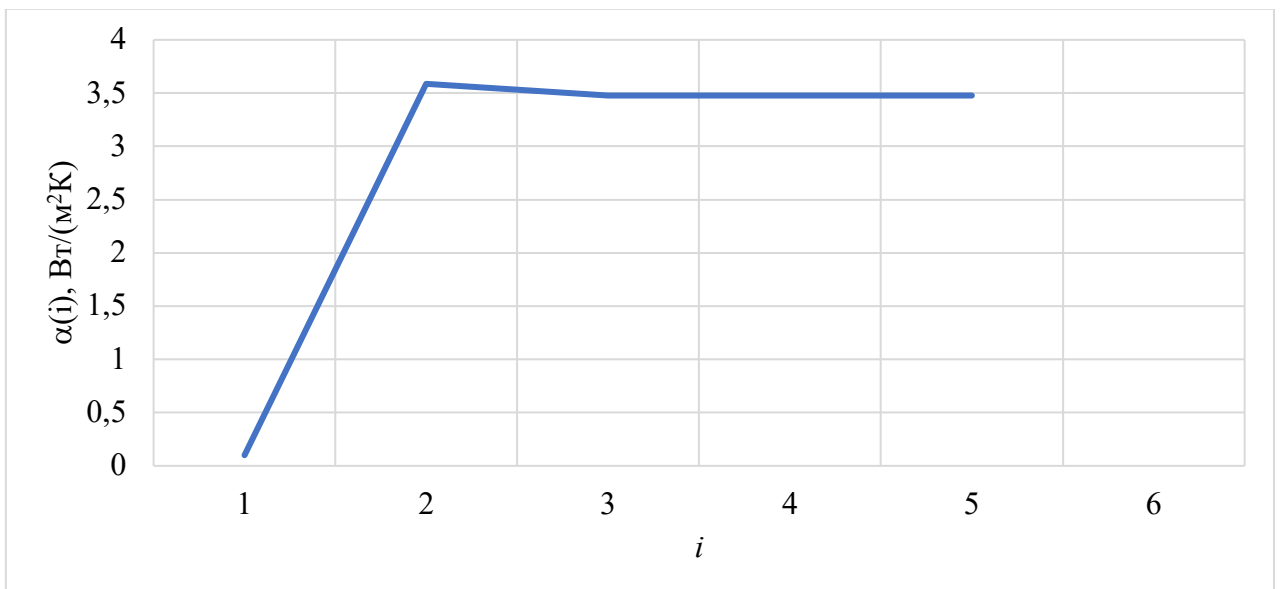


Рис. 3.14. График зависимости восстанавливаемого коэффициента теплоотдачи α , W/m^2K от номера итерации i (при обработке данных процесса охлаждения).

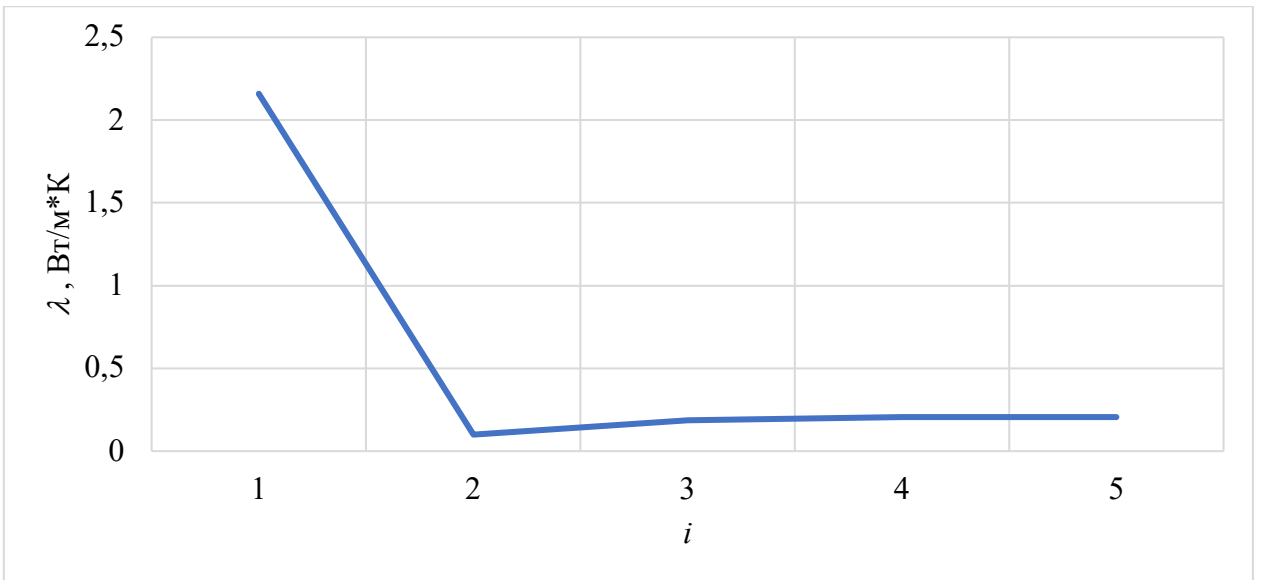


Рис. 3.15. График зависимости восстанавливаемого коэффициента теплопроводности λ , Вт/м*К от номера итерации i (при обработке данных процесса охлаждения).

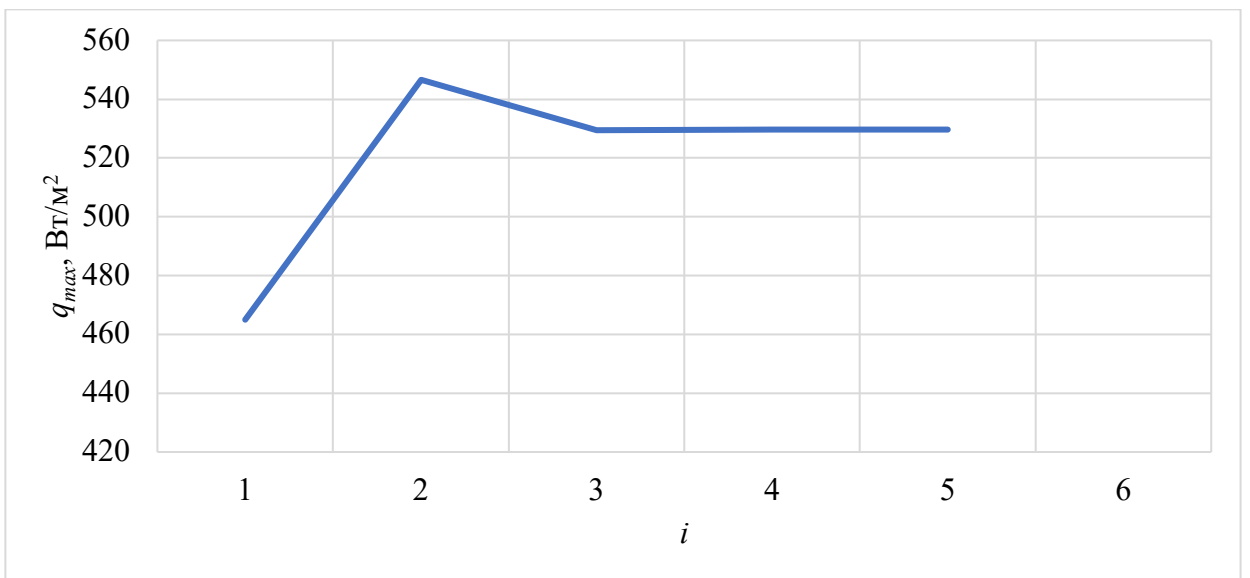


Рис. 3.15. График зависимости восстанавливаемой амплитуды теплового потока лазера q , Вт/м² от номера итерации I (при обработке данных процесса нагрева).

На рисунке 3.17 представлен график зависимости значения минимизируемого функционала J от номера итерации, являющегося критерием выхода из итерационного процесса.

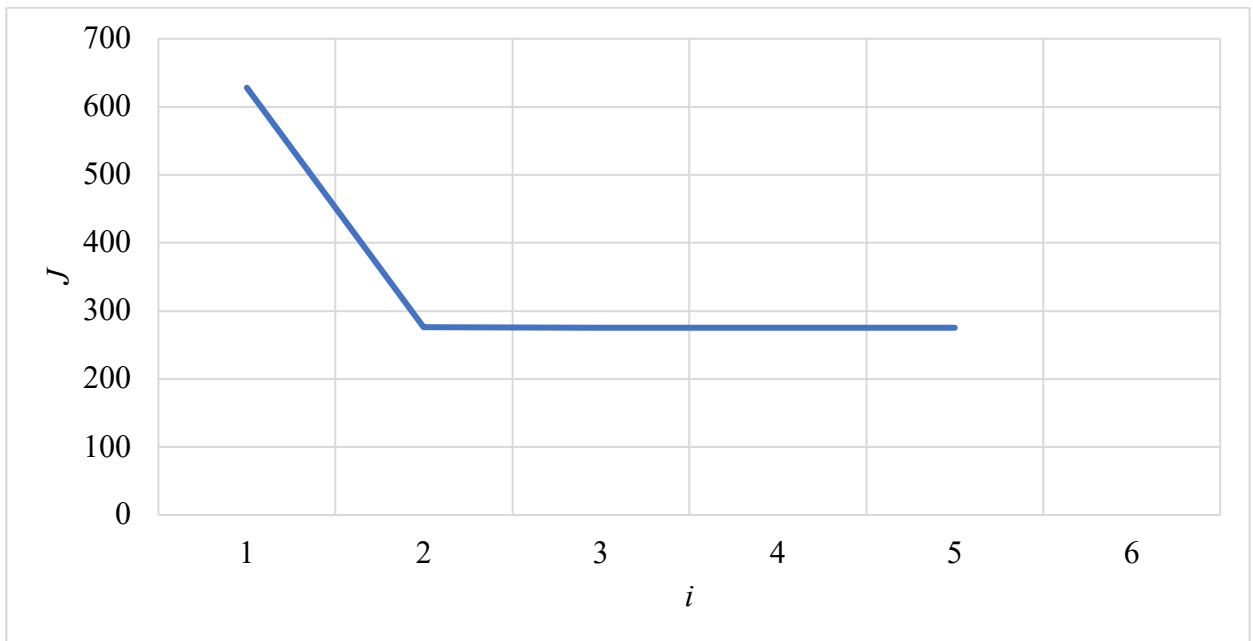


Рисунок 3.17. График зависимости значения минимизируемого функционала J от номера итерации i .

Как видно из графиков, для данных начальных значений искомым характеристикам, уже к пятой итерации было достигнуто условие выхода из итерационного процесса, определяемое требуемыми точностью и скоростью вычислений.

Следует отметить, что в случае данной конкретной задачи наблюдается расхождение расчетных и определенных в ходе эксперимента значений температур (рис. 3.18).

Расхождение расчетных и экспериментальных значений температур может объясняться отсутствием учета в выбранной модели полупрозрачности материала, а также, вероятным неоднородным воздействием конвекции воздуха и другими возможными методическими погрешностями. Несмотря на это, решение задачи определения комплекса характеристик системы сходится, о чем говорит график минимизации функционала невязки (рис. 3.17). Точность воспроизведения условий вычислительного эксперимента, при необходимости, может быть повышена путем исключения внешних некоторых факторов и снижением систематических погрешностей.

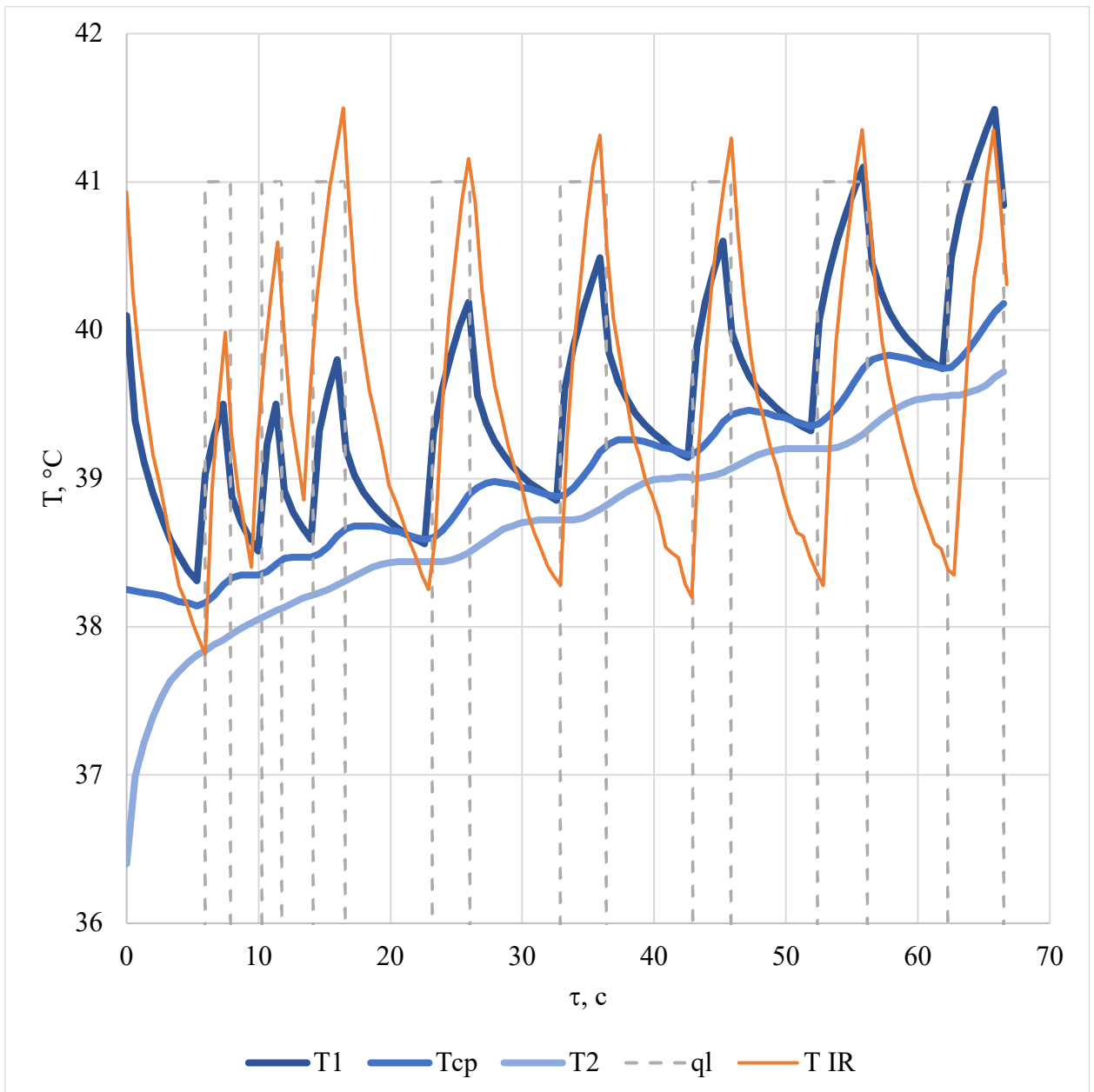


Рисунок 3.18. Результаты решения прямой задачи теплообмена (2.1)-(2.4) (с использованием полученных значений при обработке данных процесса нагрева и охлаждения) (T_1 – температура на левой границе, T_{cp} – в центре образца, T_2 – на правой границе) и экспериментальные данные (T_{IR}). Диаграмма режима работы лазера q_1 приведена справочно.

Глава 4. РАЗРАБОТКА АЛГОРИТМА ИДЕНТИФИКАЦИИ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В ПОЛУПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.

В зависимости от решаемой прикладной задачи, и, как следствие, требуемого уровня точности, математическая модель рассматриваемого процесса теплопереноса строится с учетом тех или иных допущений.

Так, применительно к лазерной гипертермии поверхностных тканей требуемая точность прогнозирования может достигать $\pm 0,2$ °С [90]. При этом, на практике, разработка модели зачастую реализуется итерационным способом с включением или исключением параметров в расчет.

С целью формирования комплексного подхода к процедуре решения обратной задачи теплообмена, на данном этапе работы предложенная ранее математическая модель была модифицирована: включен учет полупрозрачности нагреваемого объекта, приводящей к рассеянию теплового потока лазера в ткани на основании описанного в работе [91] подхода.

Однако, включение дополнительных параметров в модель закономерно приводит к необходимости модификации алгоритма идентификации. Поэтому, второй задачей этапа являлась доработка процедуры с целью реализации одновременного восстановления комплекса неизвестных характеристик исследуемой системы.

4.1. Постановка задачи

В норме ткани организма сильно рассеивают и слабо поглощают излучение в диапазоне длин волн от 0,6 до 1,4 мкм, называемом терапевтическим окном [53]. В связи с этим, и с учетом достаточно высоких требований к точности задаваемого поля температур с целью обеспечения эффективности внешнего теплового воздействия, возникает необходимость включения новых параметров в математическую модель, которые обеспечили бы учет полупрозрачности исследуемого образца.

Рассматриваемый процесс в таком случае можно описать следующим образом. На однородную пластину толщиной d с одной стороны (слева) воздействует импульсный лазерный тепловой поток $q_l(\tau)$, и происходит теплообмен с окружающей средой. Моменты переключения лазерной установки задаются массивом (τ_i^l) , так что кусочно заданная функция $q_l(\tau)$ определяется системой (4.1).

$$\begin{cases} q_l(\tau) = q_l, & 0 \leq \tau < \tau_1^l \\ q_l(\tau) = 0, & \tau_1^l \leq \tau < \tau_2^l \\ \dots \\ q_l(\tau) = q_l, & \tau_{n-1}^l \leq \tau < \tau_n^l \end{cases} \quad (4.1)$$

С другой стороны (справа) происходит обмен температурой с более глубокими тканями условно постоянной температуры, характеризуемой тепловым потоком q_2 . Перед началом процедуры распределение температуры в образце считается линейным, температура левой (открытой) границы определяется температурой окружающей среды, а правая постоянна и равна $36,6 \text{ }^\circ\text{C}$.

Следует отметить, что в действительности, реальное распределение температур в коже в некоторой степени отличается от линейного и должно быть рассчитано применительно к конкретной практической задаче. В качестве примеров решения такой задачи могут быть предложены работы [92,93]. Учитывая, итерационность предлагаемой методики определения характеристик, точное моделирование начального распределения температур может позволить сократить время расчетов (что особенно актуально при реализации системы корректировки процесса гипертермии в режиме реального времени), однако, данный вопрос выходит за рамки работы.

После выхода в рабочий режим, при включении лазерного устройства температура поверхности облучаемой ткани повышается до $42 \text{ }^\circ\text{C}$ и поддерживается в диапазоне $40\text{--}42 \text{ }^\circ\text{C}$ с помощью включения / выключения

импульсного лазера. Температура в этом случае регистрируется на левой границе с помощью тепловизора.

Математическая модель одномерного теплообмена в такой ситуации может быть сформулирована следующим образом:

$$C \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} + A_s q_l(\tau) e^{-rx}, \quad 0 < x < d, \quad 0 \leq \tau < \tau_{max}, \quad (4.2)$$

$$T(x, 0) = T_0, \quad 0 \leq x \leq d, \quad (4.3)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(0, \tau) = A_s q_l(\tau) + \alpha(T(0, \tau) - T_e(\tau)), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}, \quad (4.4)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(d, \tau) = q_2(\tau), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}. \quad (4.5)$$

где

A_s – коэффициент поглощения лазерного излучения;

C – коэффициент объемной теплоемкости;

λ – коэффициент теплопроводности;

q_l – плотность теплового потока излучаемого медицинским лазером;

x – пространственная координата;

T – температура;

r – коэффициент линейного поглощения;

d – толщина образца;

τ – время;

α – коэффициент теплоотдачи с внешней средой.

В этом случае прозрачность материала учитывается дополнительным членом $A_s q_l(\tau) e^{-rx}$ в уравнении теплопереноса [91].

Таким образом, задача идентификации в данной постановке сводится к решению обратной задачи теплообмена, то есть определению вектора неизвестных характеристик ткани $\bar{u} = \{\alpha, \lambda, q, r\}$, где $q = A_s q_{max}$.

4.2. Алгоритм решения задачи идентификации

Введение в математическую модель новых неизвестных характеристик с целью повышения точности реализуемых расчетов неизбежно приводит к возникновению необходимости получения некоторых дополнительных сведений о состоянии системы для решения обратной задачи теплообмена с целью обеспечения единственности решения. Традиционный подход, реализуемый на практике, предполагает регистрацию дополнительной информации путем установки некоторых новых датчиков. Однако, применительно к решаемой задаче, с учетом ограничения на применение контактных средств измерения температуры, данный подход не является вполне уместным.

В случае, когда внешнее тепловое воздействие на исследуемый объект обуславливается импульсным излучением (как при лазерной гипертермии поверхностных тканей), целесообразным с точки зрения оптимизации вычислительного процесса, является дискретизация расчета. Так, при лазерной гипертермии, для достижения необходимого терапевтического эффекта температура поверхностных тканей должна поддерживаться в некотором диапазоне [50], процедура предполагает первичный нагрев и периодическое отключение излучателя на определенный промежуток времени.

Учитывая различие в природе физических процессов, гипертермию целесообразно рассматривать как комплексное явление. Так, в работе [78] предложен двухэтапный метод расчета теплового отклика ткани на внешнее воздействие: на первом этапе по известной геометрии и оптическим характеристикам кожи (авторы используют табличные значения коэффициентов поглощения, рассеяния, анизотропии и показателя преломления) рассчитывается распределение излучения в ткани, а затем, используя модель теплопереноса и теплофизические характеристики (плотность, теплоемкость и теплопроводность) – формируется поле температур.

Таким образом, целесообразным представляется независимое рассмотрение процессов нагрева и остывания исследуемого образца на первом этапе расчета – декомпозиция алгоритма решения обратной задачи.

Реализуемая процедура идентификации математической модели предполагает применение итерационного вычисления в два этапа. При этом, с учетом того, что определяемые характеристики являются постоянными величинами, на каждом этапе задается начальное приближение (нулевое или основанное на априорной информации), решается прямая краевая задача и система задач приращения температуры, и вычисляется значение функционала невязки расчетных и экспериментальных значений. Выход из итерационного процесса осуществляется по достижении минимизируемым функционалом определяемой требуемой точностью величины. Подробно итерационный процесс описан в главе 2 и работе [94].

Исходя из применяемой на практике методики гипертермии, на поверхность ткани периодически воздействует лазерное излучение с целью поддержания температуры в заданном диапазоне. После завершения процедуры лазерный модуль отключается и происходит естественное охлаждение. С целью решения задачи идентификации обработка экспериментальных данных выполнялась в обратном порядке. Рассмотрим детально каждый из этапов идентификации модели теплопереноса в полупрозрачном материале.

1. Рассмотрим сначала второй этап процедуры – охлаждение поверхности. Радиационный тепловой поток не действует на поверхность ткани и снижение температуры происходит за счет естественного теплообмена с окружающей средой и прилегающими тканями. На данном промежутке времени этот процесс описывается системой уравнений:

$$C \frac{\partial T}{\partial \tau} = \lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2}, 0 < x < d, 0 \leq \tau < \tau_{max}, \quad (4.6)$$

$$T(x) = T_0(x), \quad 0 \leq x \leq d, \quad (4.7)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(0, \tau) = \alpha(T(0, \tau) - T_e(\tau)), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}, \quad (4.8)$$

$$-\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(d, \tau) = \alpha(T(d, \tau) - T_e(\tau)), \quad 0 \leq \tau \leq \tau_{max}. \quad (4.9)$$

Начальное значение распределения температуры (4.7) принимается постоянным и впоследствии уточняется по результатам обработки данных второго этапа – этапа нагрева.

Считая теплоемкость образца известной и применяя подход, описанный в главе 2, методом итерационной регуляризации определяются начальные приближения коэффициентов теплопроводности λ и теплоотдачи α ($\bar{u} = \{\alpha, \lambda\}, Nu = 2$).

2. Следующим шагом обрабатываются экспериментальные данные, полученные во время нагрева поверхности до температуры порядка 42 °С (в вычислительном эксперименте это значение используется как индикатор отключения лазерного модуля).

На этапе нагрева теплообмен в исследуемой системе описывается уравнениями (4.2). При этом, учитывая полученные на предыдущем шаге результаты, неизвестными характеристиками остаются лишь поглощенный тепловой поток $A_s q_l$ и линейный коэффициент поглощения r ($\bar{u} = \{q, r\}, Nu = 2$).

На данном этапе – периодического нагрева реализуется алгоритм итерационной регуляризации решения обратной задачи теплообмена при определении двух неизвестных характеристик, что и в главе 2 ((2.6) - (2.19)).

На обоих этапах обработки экспериментальных данных краевая задача (2.13) – (2.16) может быть записана следующим образом:

$$C \frac{\partial \theta^i}{\partial \tau} = \lambda \frac{\partial^2 \theta^i}{\partial x^2} + \delta_i^\lambda \frac{\partial^2 T}{\partial x^2} - \delta_i^r x A_s q_l e^{-rx}, \quad 0 < x < d, \quad 0 \leq \tau < \tau_{max} \quad (4.8)$$

$$\theta^i(x, 0) = 0, 0 \leq x \leq d \quad (4.5)$$

$$\begin{aligned} -\lambda \frac{\partial \theta^i}{\partial x}(0, \tau) - \delta_i^\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(0, \tau) \\ = \delta_i^q \varphi(\tau) + \delta_i^\alpha (T(0, \tau) - T_e(\tau) + \alpha \theta^i(0, \tau)), \end{aligned} \quad (4.6)$$

$$0 \leq \tau \leq \tau_{max},$$

$$-\lambda \frac{\partial \theta^i}{\partial x}(d, \tau) - \delta_i^\lambda \frac{\partial T}{\partial x}(d, \tau) = \delta_i^q(\tau), 0 \leq \tau \leq \tau_{max}, \quad (4.7)$$

$$i = 1, 2, 3, 4.$$

где

$$\delta_i^\alpha = \begin{cases} 1, u_i = \alpha \\ 0, u_i \neq \alpha \end{cases}$$

$$\delta_i^\lambda = \begin{cases} 1, u_i = \lambda \\ 0, u_i \neq \lambda \end{cases}$$

$$\delta_i^q = \begin{cases} 1, u_i = q \\ 0, u_i \neq q \end{cases}$$

$$\delta_i^r = \begin{cases} 1, u_i = r \\ 0, u_i \neq r \end{cases}$$

Таким образом, на каждом этапе определяется лишь две характеристики. Причем, при необходимости, на практике вычисления могут продолжаться итерационно на каждом промежутке нагрева и охлаждения с целью уточнения значений определяемых характеристик и корректировки процесса внешнего теплового воздействия.

В результате применения предложенного подхода одновременно решено две задачи: в математическую модель включен новый параметр, потенциально обеспечивающий точность расчета поля температур в исследуемой системе и, в то же время, разработан способ реализации алгоритма идентификации без включения дополнительных измерительных устройств.

4.3. Вычислительный эксперимент

С целью оценки эффективности предложенной методики на этапе модернизации разработанной ранее экспериментальной установки [95] был проведен вычислительный эксперимент. Для этого разработан программный комплекс, реализующий итерационный вычислительный процесс.

Основываясь на опыте проведения тепловых экспериментов и с учетом реальных значений, встречающихся в практике лазерной гипертермии, были выбраны следующие коэффициенты системы уравнений: $C = 1200$ кДж/кг*К, $\alpha = 3,5$ Вт/м²*К, $\lambda = 0,3$ Вт/м*К, $r = 15000$ м⁻¹, $A_s q_1 = 600$ Вт/м². Температура окружающей среды составляла 24,6 °С.

Начальная температура образца вдоль всего объема составляла 36,6 °С, а температура правой поверхности считалась постоянной (36,6 °С) в течение всего процесса, чем была имитирована работа системы терморегуляции.

Далее была решена прямая задача теплообмена, в результате чего получены «экспериментальные данные» для апробации.

Следующим шагом являлось решение ОЗТ. Считая значения параметров системы неизвестными, были заданы следующие нулевые приближения: $\alpha = 15$ Вт/м²*К, $\lambda = 0,05$ Вт/м*К, $r = 1000$ м⁻¹, $A_s q_1 = 100$ Вт/м². В результате, применяя представленный выше алгоритм идентификации, на первом этапе были восстановлены коэффициенты теплоотдачи и теплопроводности, а на втором – линейный коэффициент поглощения и поглощенный тепловой поток.

На рисунках 4.1 и 4.2 представлены значения определяемых характеристик на каждом шаге вычислений этапа охлаждения.

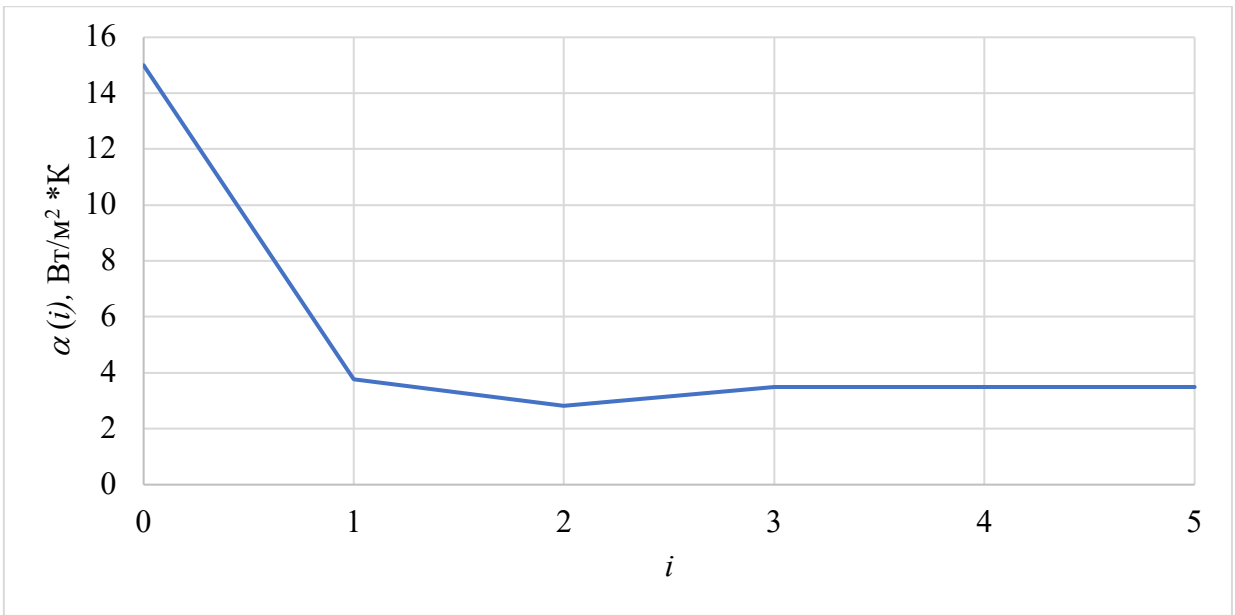


Рисунок 4.1. Значения коэффициента теплоотдачи α на каждом шаге i вычислений

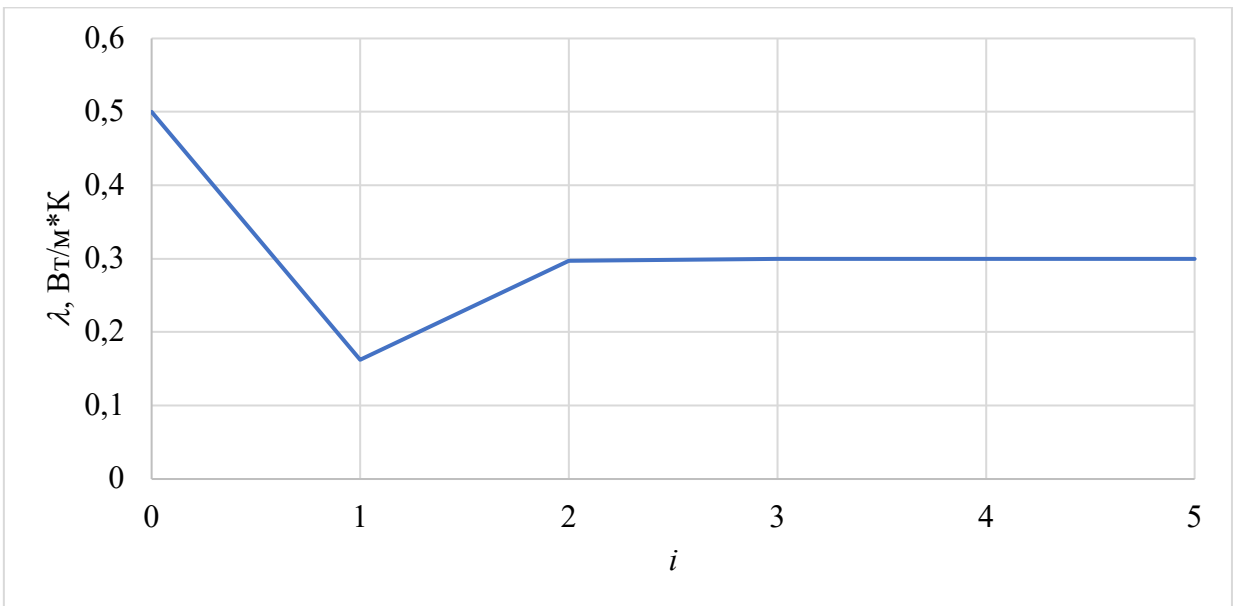


Рисунок 4.2. Значения коэффициента теплопроводности λ на каждом шаге i вычислений

Выход из итерационного процесса, также, как и ранее, выполнялся по значению минимизируемого функционала невязки J (рис. 4.3).

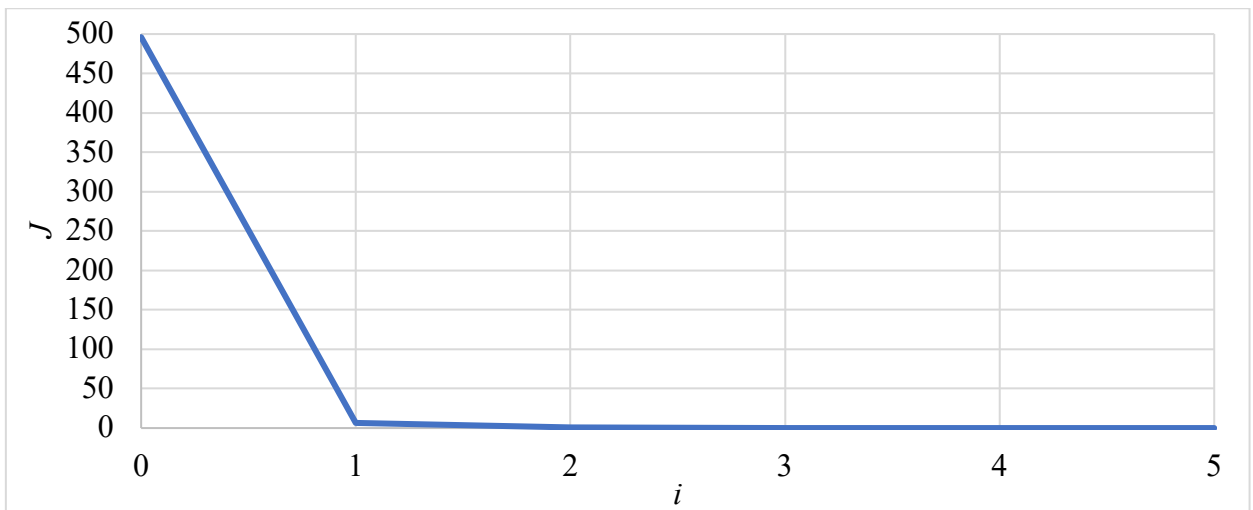


Рисунок 4.3. Значения минимизируемого функционала невязки J на каждом шаге вычислений i .

Восстановленные значения характеристик были использованы для решения прямой задачи теплообмена и формирования поля температур (рис. 4.4).

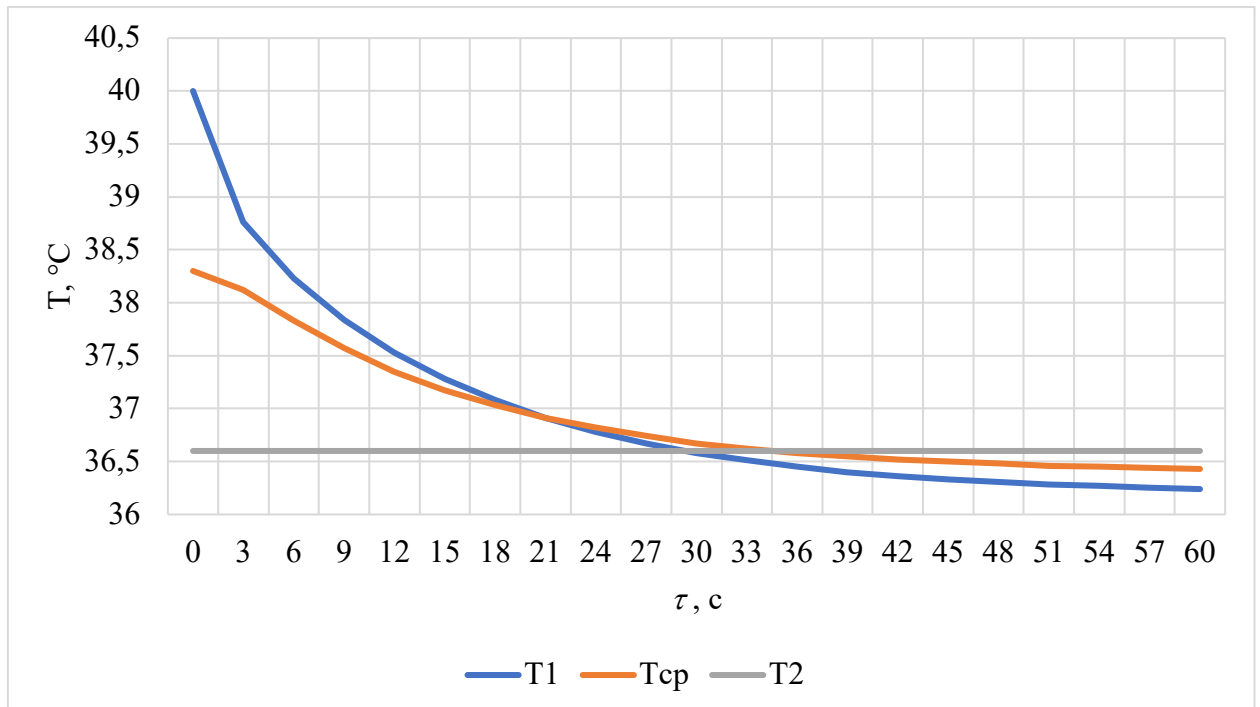


Рисунок 4.4. Результат решения прямой задачи теплообмена: зависимость температуры T_1 (на левой границе), T_2 (на правой) и T_{cp} (в центре образца) от времени на этапе охлаждения.

На следующем шаге вычислительного эксперимента во время периодического нагрева левой поверхности образца были восстановлены линейный коэффициент поглощения r и амплитуда поглощенного теплового потока лазера q (рис. 4.5 и 4.6).

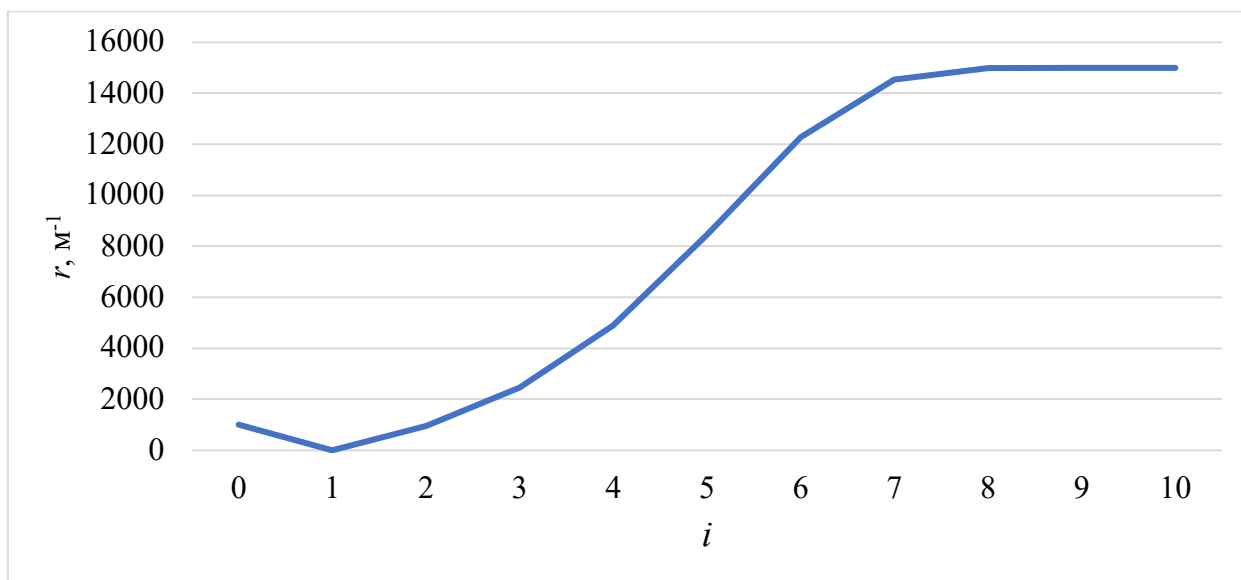


Рисунок 4.5. Значения линейного коэффициента поглощения r на каждом шаге i вычислений.

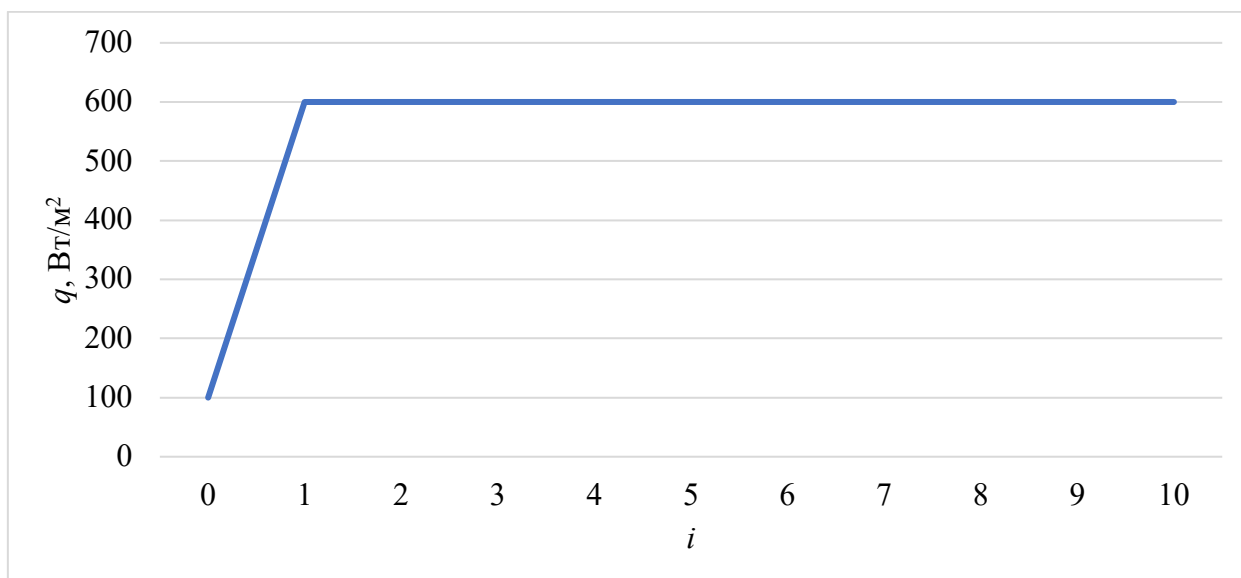


Рисунок 4.5. Значения поглощенного теплового потока лазера Aq_1 на каждом шаге i вычислений.

Выход из итерационного процесса выполнялся аналогично – по значению функционала J (рис. 4.6).

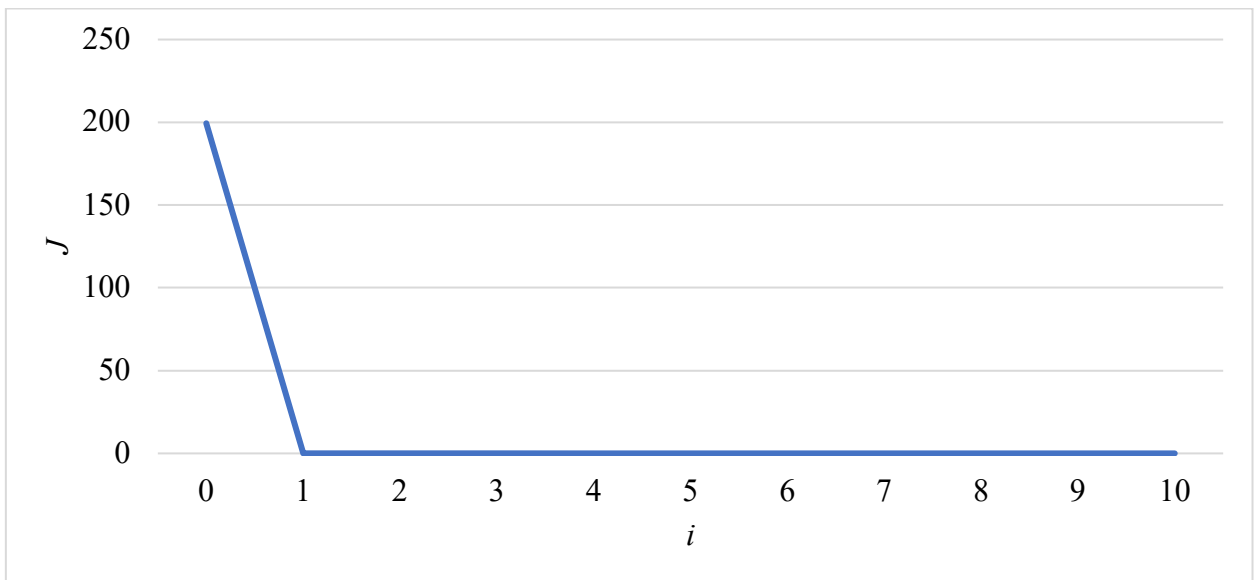


Рисунок 4.6. Значения минимизируемого функционала невязки J на каждом шаге вычислений i .

Полученные в результате вычислений значения были использованы для решения прямой задачи теплообмена (рис. 4.7).

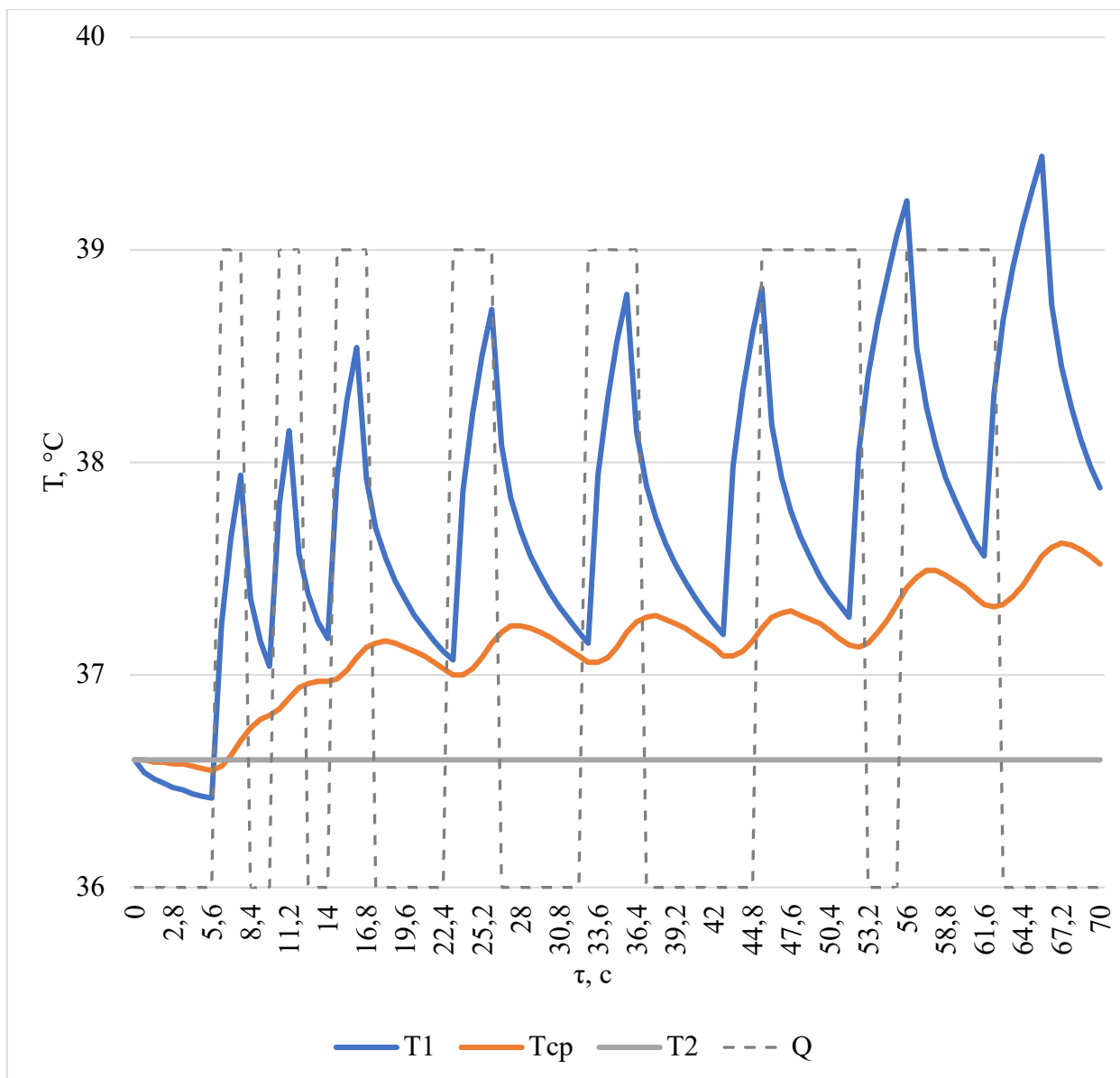


Рисунок 4.7. Результат решения прямой задачи теплообмена: зависимость температуры T_1 (на левой границе), T_2 (на правой) и $T_{ср}$ (в центре образца) от времени на этапе периодического нагрева (режим работы лазера Q изображен условно).

Сообразно подходу, предложенному в главе 2, применительно к теплопереносу в полупрозрачном материале также было применено моделирование погрешности датчиков температуры. Результаты моделирования представлены на рисунках 4.8–4.15.

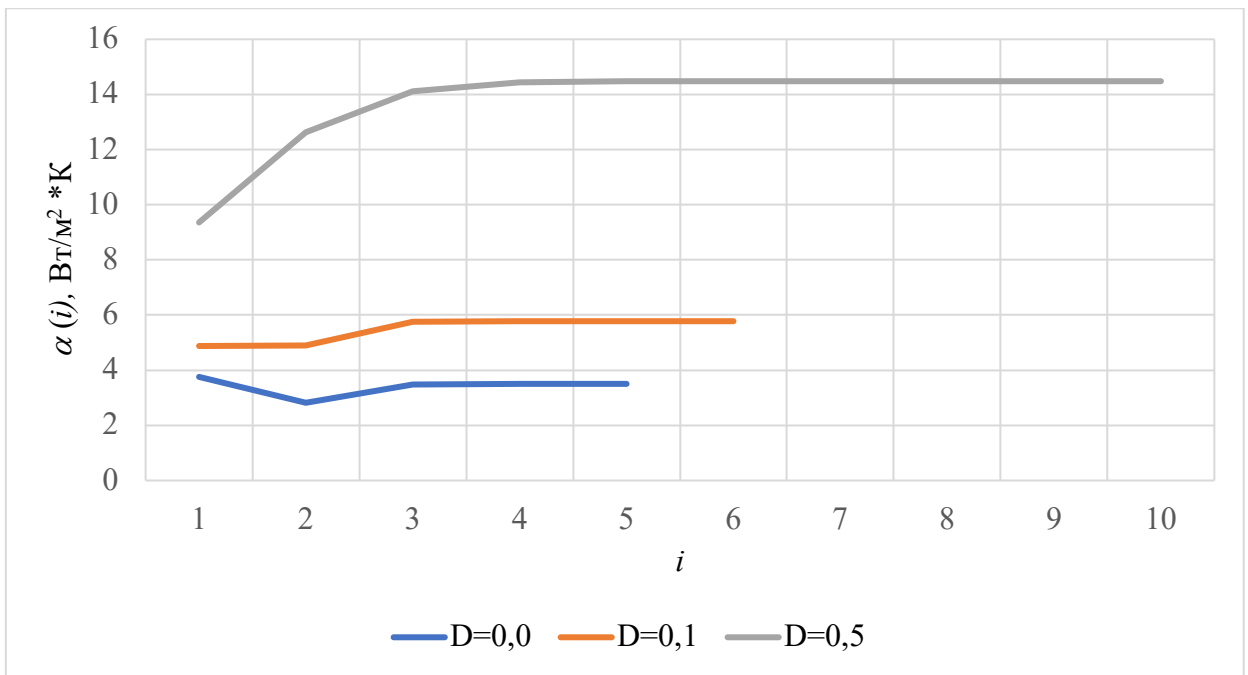


Рисунок 4.8. Зависимость значения восстанавливаемого коэффициента теплоотдачи α от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

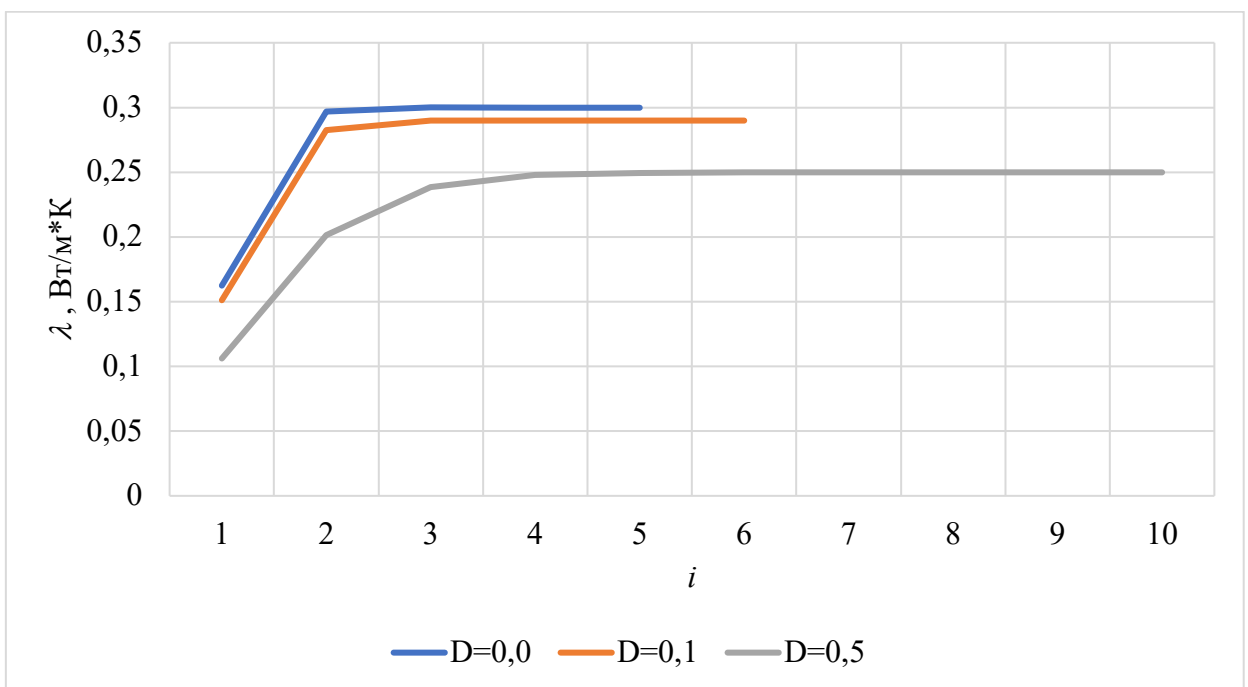


Рисунок 4.9. Зависимость значения восстанавливаемого коэффициента теплопроводности λ от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

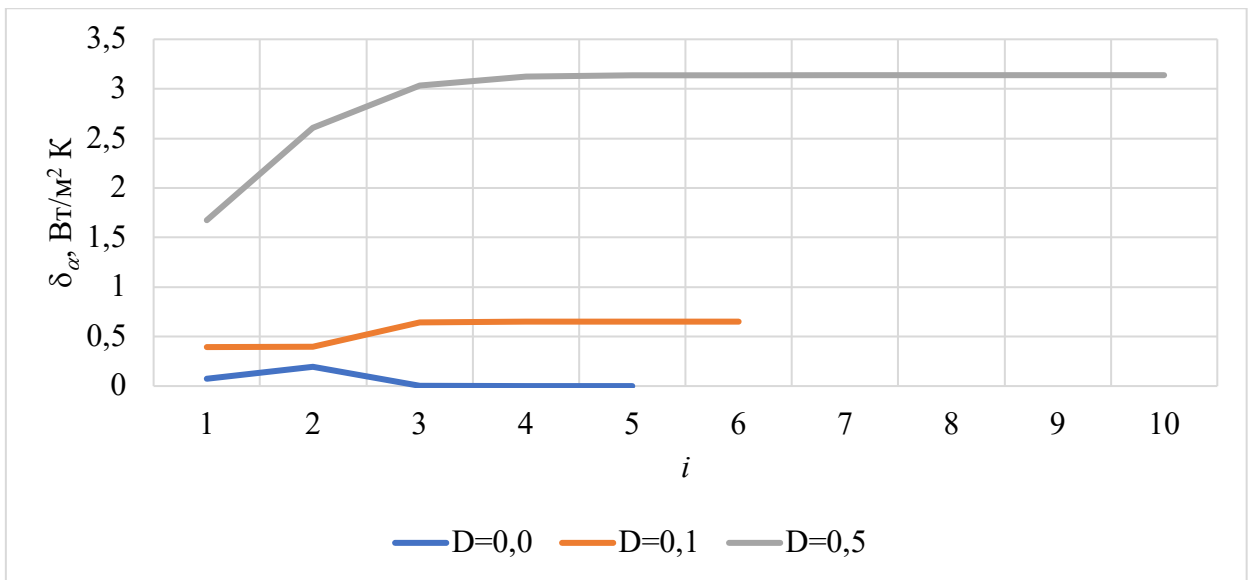


Рисунок 4.10. Погрешность определения коэффициента теплоотдачи α от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

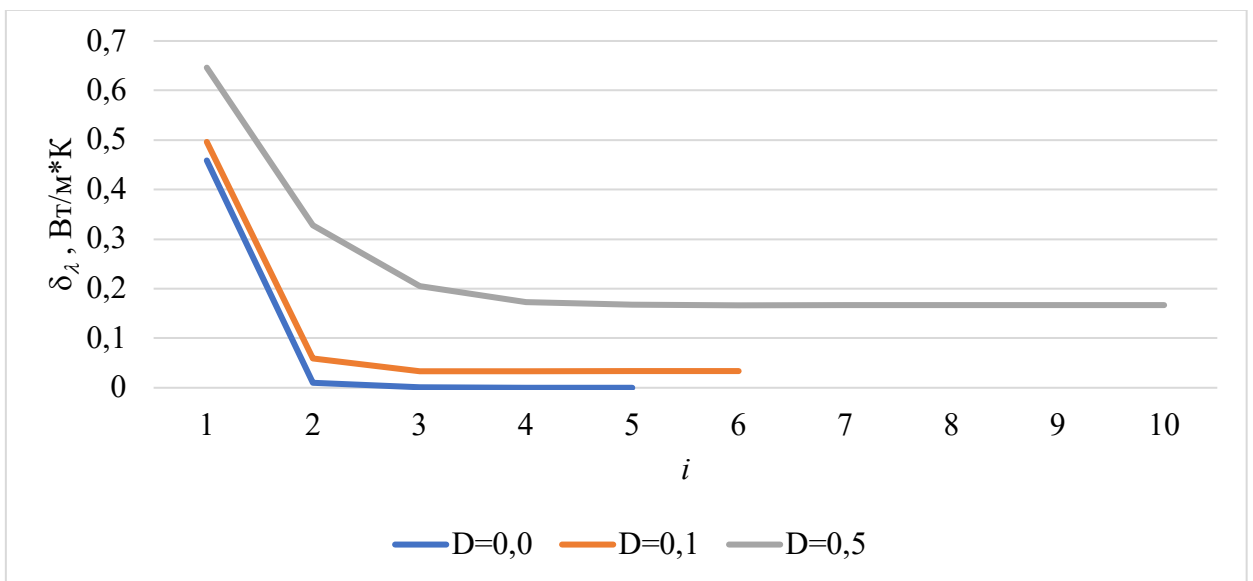


Рисунок 4.11. Погрешность определения коэффициента теплопроводности λ от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

Как видно, относительная погрешность измерения температуры вносит значимую погрешность в результаты восстановления характеристик уже при значении 0,1 (10%) и критическое влияние для значения 0,5 (50%).

Этап периодического нагрева

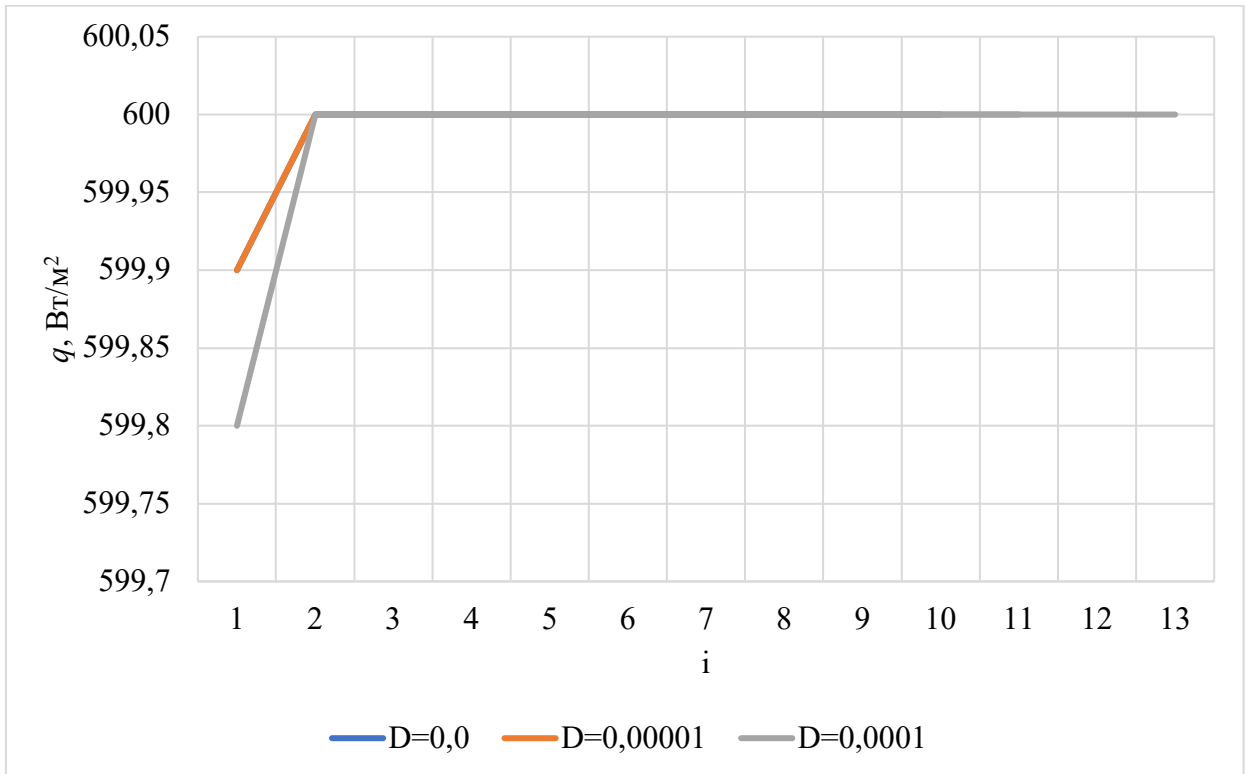


Рисунок 4.12. Зависимость значения восстанавливаемого поглощенного теплового потока q от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

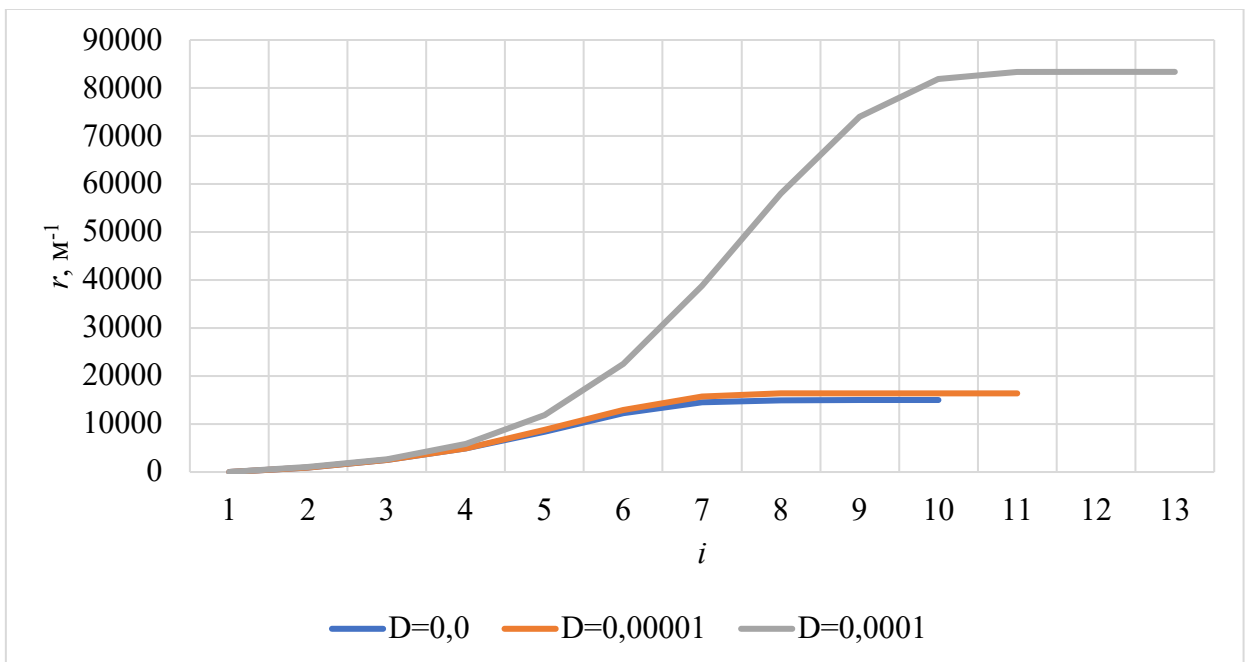


Рисунок 4.13. Зависимость значения восстанавливаемого коэффициента поглощения r от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

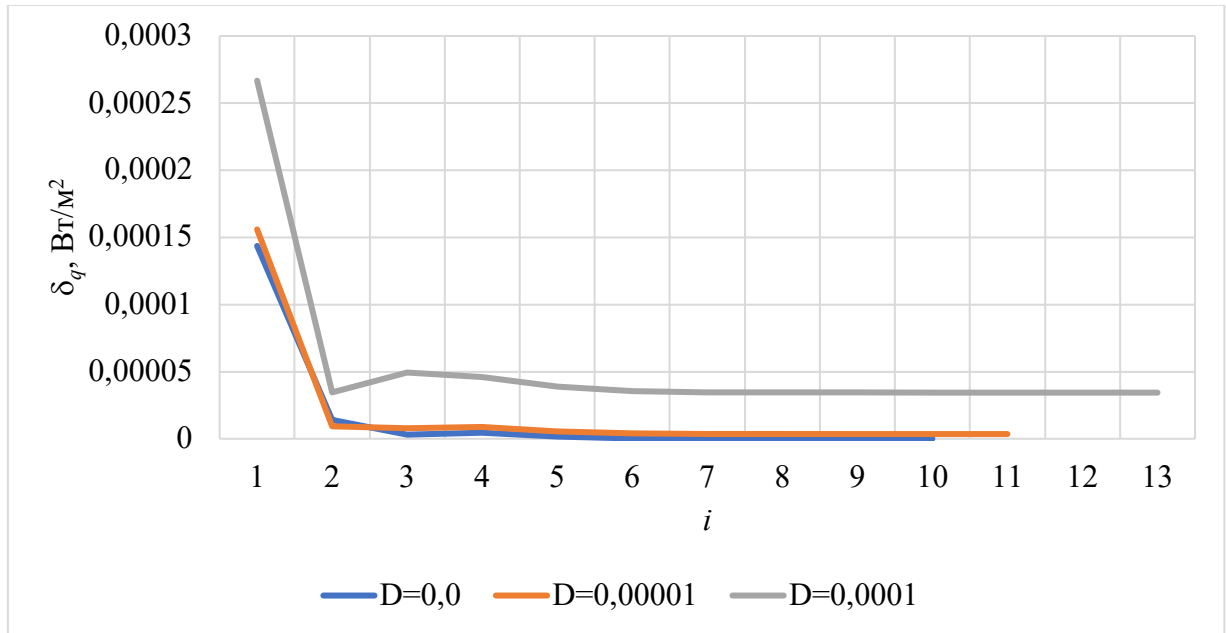


Рисунок 4.14. Зависимость значения ошибки восстанавливаемого поглощенного теплового потока q от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

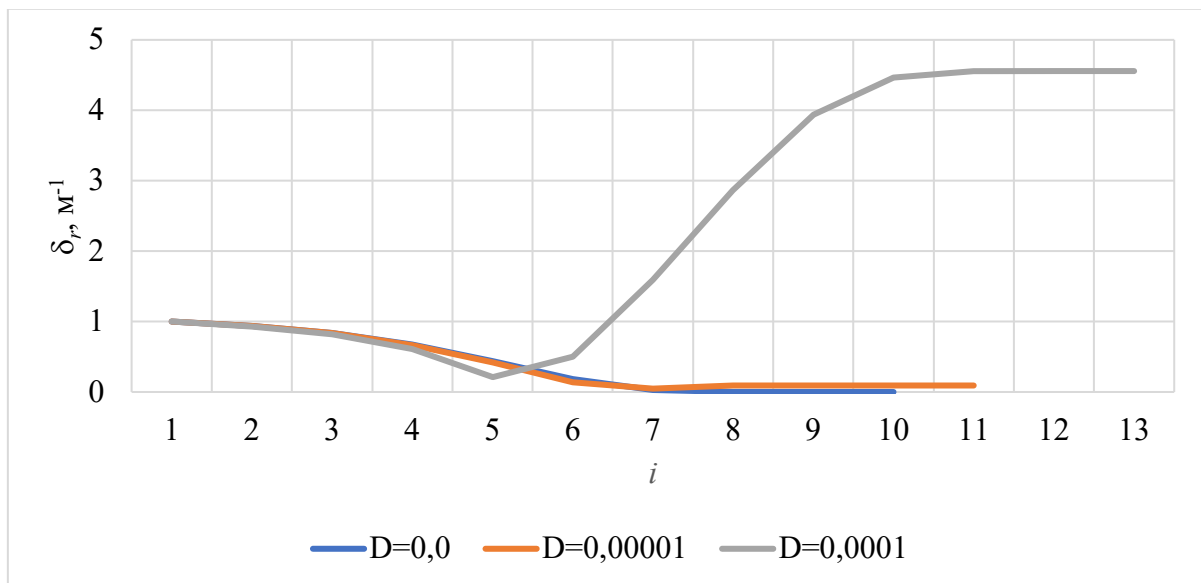


Рисунок 4.15. Зависимость значения ошибки восстанавливаемого коэффициента поглощения r от номера итерации i при моделировании погрешности измерения температуры.

Глава 5. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНАЯ ОТРАБОТКА АЛГОРИТМА ИДЕНТИФИКАЦИЯ МАТЕМАТИЧЕСКИХ МОДЕЛЕЙ ТЕПЛОПЕРЕНОСА В ПОЛУПРОЗРАЧНЫХ МАТЕРИАЛАХ.

Аналогично идентификации модели теплопереноса в непрозрачном материале, следующим этапом являлась экспериментальная отработка метода. При этом, конструкция установки была модернизирована с учетом опыта проведения предыдущих испытаний.

5.1. Экспериментальная установка

Проведенная модернизация установки учитывала требования постановки задачи теплофизических исследований, проводимых в рамках данной работы, и заключалась в:

- разработке и изготовлении термостатного блока, обеспечивающего реализацию схемы испытаний, в которой на обратной поверхности образца поддерживается заданная температура;
- доработке контроллера лазера, обеспечивающей автоматизированный импульсный нагрев поверхности образца в заданном диапазоне температур;
- доработке системы измерения и сбора данных температурных измерений, обеспечивающей возможность использования для этих целей аппаратных и программных средств экспериментального комплекса.

Установка (схема приведена на рис. 5.1) включает: основание, на котором установлена каретка образца, обеспечивающая возможность продольного перемещения образца относительно основания и каретка лазерного блока, обеспечивающая продольное перемещение этого блока относительно основания. На каретке установлен защитный радиационный экран, термостатный блок на державке, включающий термостат с установленным на его рабочей поверхности образцом, контроллер термостата на радиаторе, изотермический коннекторный блок NI TBX-68 для подключения термопар образца и термостата к системе измерений. На каретке установлен: лазерный блок с державкой, на которой установлена защитная диафрагма и основание лазера с установленным на нем лазером и блоком

управления и электропитания лазера. Коннекторный блок соединен с высокоточным измерительным модулем, который в свою очередь подключен к контроллеру мобильного измерительно-управляющего узла.

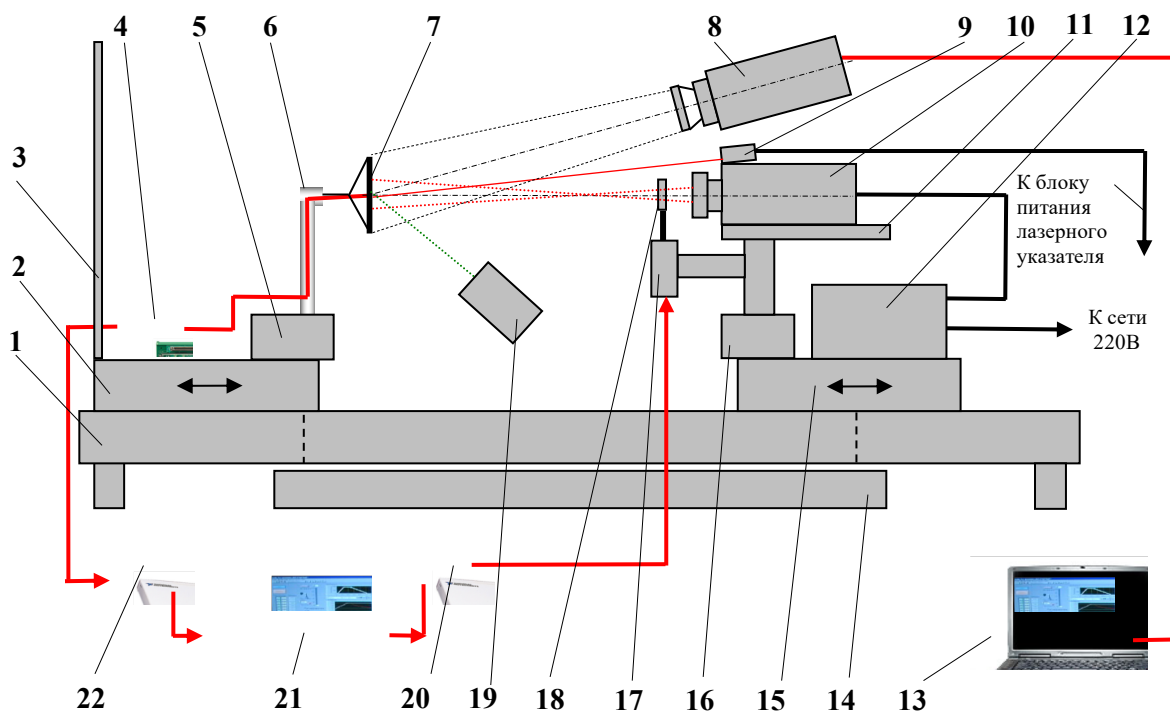


Рисунок 5.1. Схема установки лазерного нагрева: 1 – основание, 2 – продольная каретка образца, 3 – защитный радиационный экран, 4 – изотермический коннекторный блок TBX-68, 5 – узел регулировки в продольном направлении, 6 – державка образца, 7 – образец, 8 – тепловизионная камера FLIR SC-660, 9 – лазерный указатель, 10 – инфракрасный лазерный модуль, 11 – основание лазера, 12 – блок управления и питания лазера, 13 – контроллер мобильного измерительного узла FLIR SC660, 14 – поддон с огнеупорным материалом, 15 – продольная каретка лазера, 16 – узел регулировки в продольном направлении, 17 – электромеханический блок управления защитной шторкой, 18 – защитная шторка, 19 – инфракрасный медицинский термометр, 20 – модуль ввода-вывода NI 6020E (USB), 21 – контроллер мобильного измерительно-управляющего узла, 22 – измерительный модуль NI-4350 (USB), красным отмечены измерительные и управляющие линии, черным – линии

электропитания. Внешний вид модернизированной установки представлен на рис. 5.2 и 5.3.

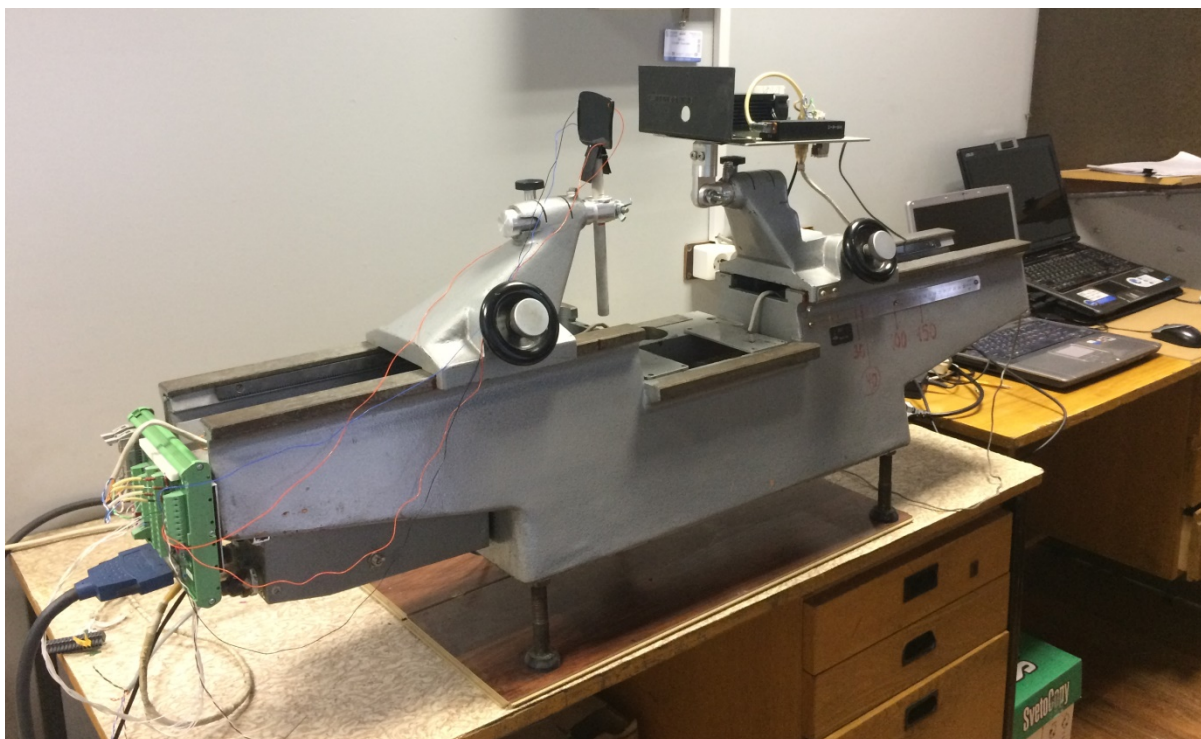


Рисунок 5.2. Внешний вид модернизированной экспериментальной установки.

В качестве источника внешнего теплового потока использовался тот же лазерный модуль. Однако, он имеет постоянную мощность излучения, которая превышает требуемые значения, необходимые для решения задач проводимых теплофизических исследований. В связи с этим штатный модуль был доработан. В частности, был разработан и изготовлен специальный электронный блок управления, позволяющий регулировать мощность лазера в сторону ее уменьшения. Кроме того, для уменьшения плотности теплового потока в пятне облучения на поверхности образца была демонтирована оптическая система фокусировки лазера. В результате на расстоянии 220 мм от лазерного диода на поверхности образца удалось получить требуемую по площади квадратную область облучения с размерами $\sim 25 \times 25$ мм. Форма пятна связана с формой излучающего кристалла лазерного диода. Также, перед лазером была установлена защитная диафрагма 15 с круглым отверстием,

позволившая исключить влияние потока воздуха от системы охлаждения лазера на поверхность образца.

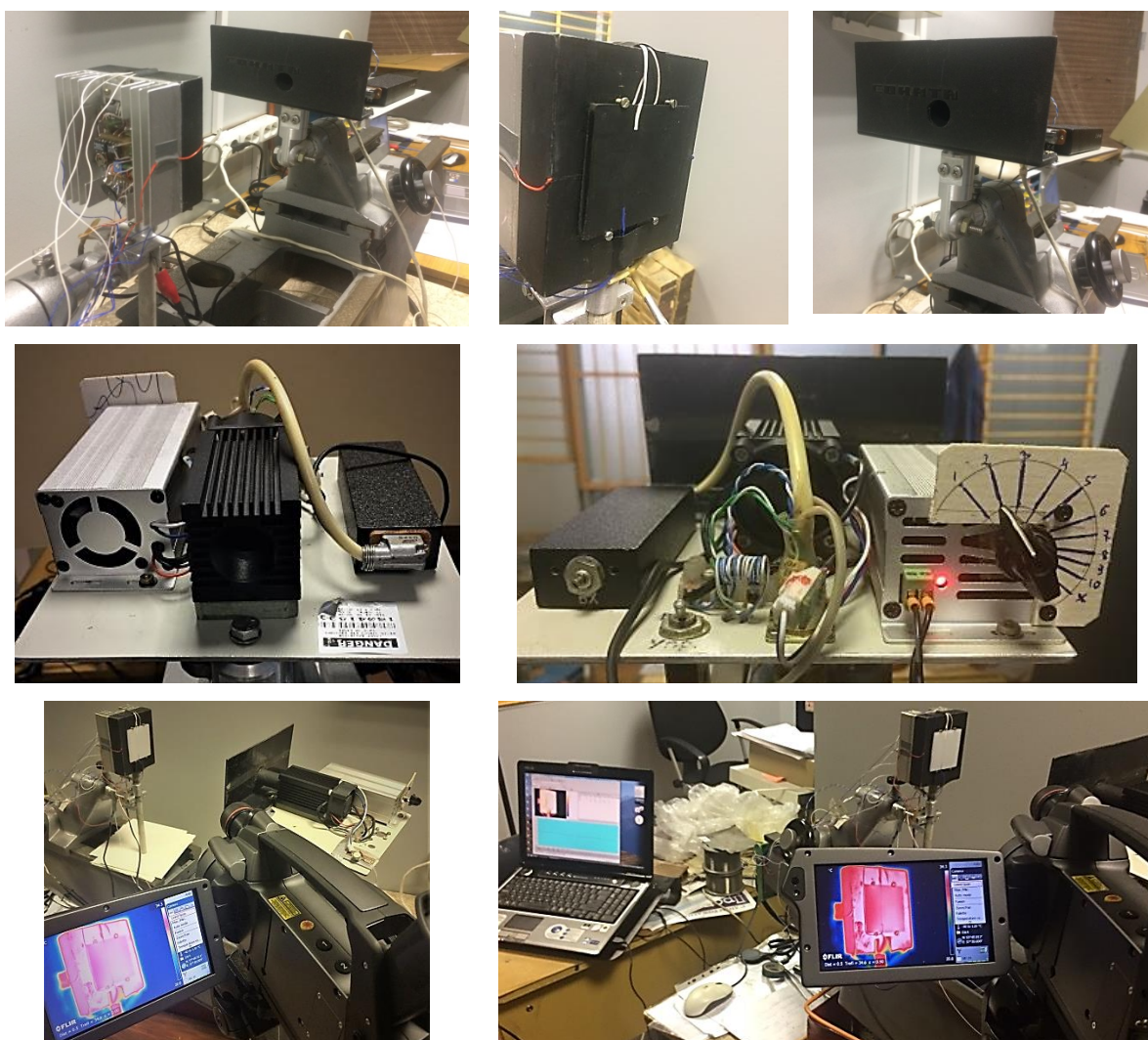
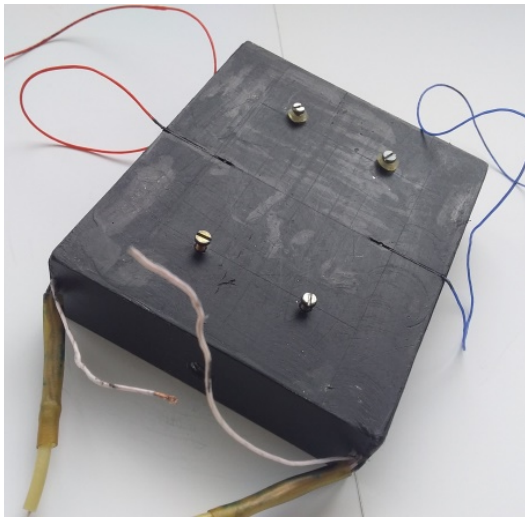
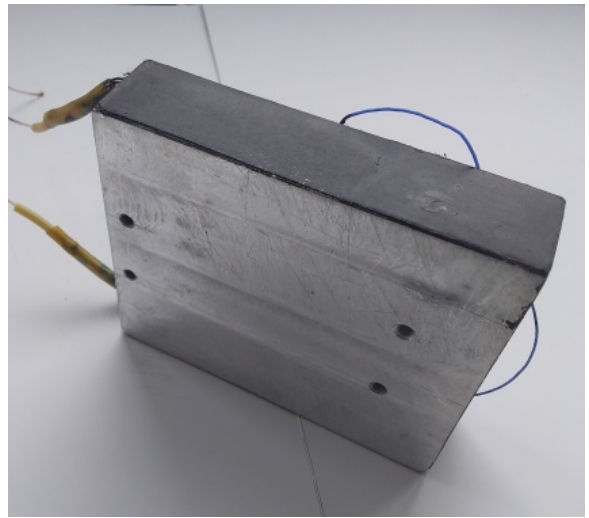


Рисунок 5.3. Элементы модернизированной экспериментальной установки.

Термостат предназначен для поддержания заданной температуры на обратной поверхности исследуемого образца в процессе испытаний. Термостат имеет размеры $30 \times 70 \times 100$ мм, выполнен из алюминиевого сплава и окрашен тонким слоем черной матовой эмали с коэффициентом черноты $\epsilon > 0,95$ для уменьшения отражения излучения лазера от поверхности термостата (рис. 5.3).



Нагреваемая поверхность



Обратная поверхность

Рисунок 5.3. Внешний вид термостата.

Исследуемый образец крепится к плоской окрашенной поверхности термостата винтами. На поверхности термостата в зоне прилегания образца для контроля температуры термостата установлена термопара типа Х-А диаметром 0,1 мм, заглубленная под уровень поверхности.

Внутри корпуса термостата размещены равномерно распределенные по зоне прилегания образца шесть нагревательных элементов общей мощностью 7,2 Вт и один термистор, служащий датчиком температуры термостата.

На обратной поверхности термостата к его корпусу, с использованием теплопроводящей пасты, крепится контроллер управления термостатом и лазером, корпусом которого является радиатор охлаждения. Электронные компоненты контроллера размещены в свободной зоне между ребрами радиатора.

Контроллер предназначен для задания выбранной температуры термостата в диапазоне 30 – 40 °С, для управления работой нагревательных элементов термостата (охлаждение термостата происходит путем естественной конвекции) и для управления работой лазера (его включением при заданной температуре на поверхности образца, его выключением при достижении заданного значения температуры на этой поверхности и затем

нового включения при охлаждении поверхности до заданного значения температуры и т.д., с многократным повторением этого цикла).

Для бесконтактных измерений температуры облучаемой поверхности образца так же, как и на предыдущем этапе использовалась тепловизионная камера FLIR SC660. Аналогично применялись и термопарные измерения.

Единственным изменением по сравнению первым экспериментом являлось смещение точки регистрации температуры по результатам бесконтактных измерений (и, соответственно, размещения термопар) относительно центра пятна излучения в связи с некоторой неоднородностью (рис. 5.4). В частности, в результате предварительных испытаний было определено два участка со значимо повышенным уровнем температуры в области воздействия лазера. Можно предположить, что такая неоднородность связана со строением используемого в лазерном модуле излучателя.

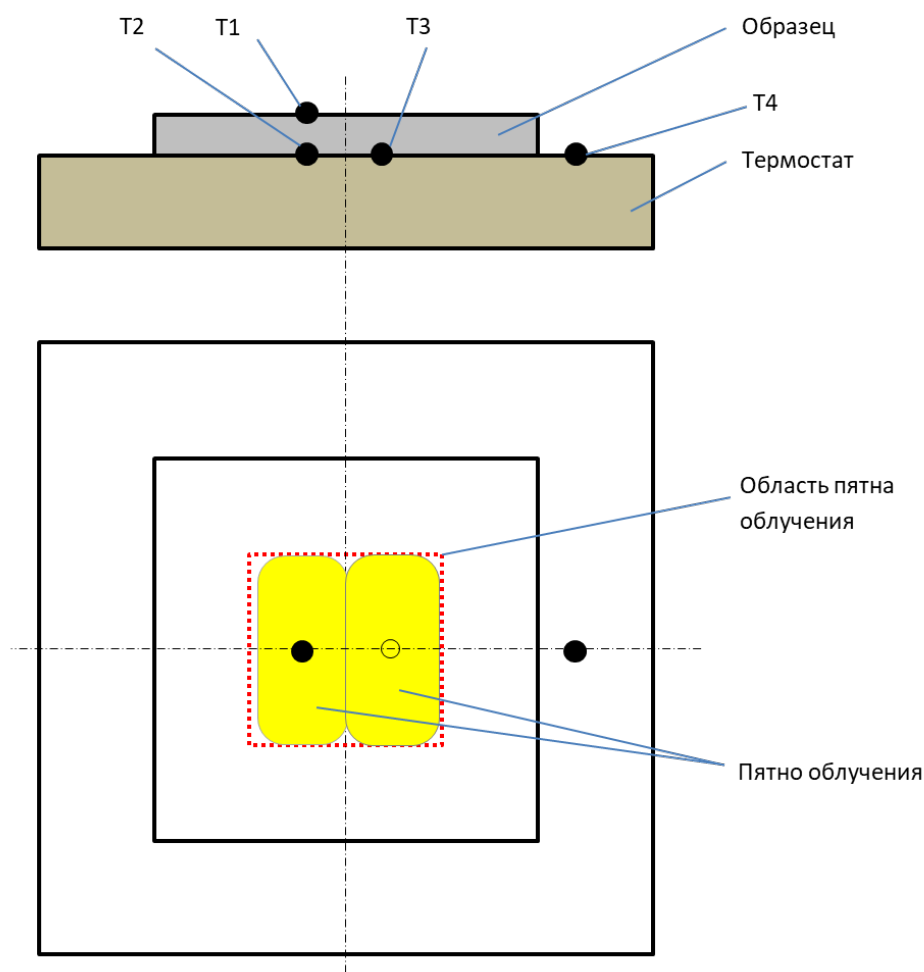


Рисунок 5.4. Схема установки термопар и пятно облучения.

5.2. Практическая апробация метода

Тепловые испытания образцов исследуемого материала проводятся в два этапа. На первом этапе проводятся пробные (отладочные) испытания, в процессе которых проверяется и настраивается экспериментальное оборудование, включая системы управления, измерения и сбора информации, а также подбираются, и отлаживаются режимы нагрева образца. Далее проводятся штатные (зачетные) испытания, результаты которых обрабатываются и анализируются.

Аналогично испытаниям, представленном в главе 3, на подготовительном этапе исследовалась однородность прогрева образца. Результаты приведены на рис. 5.5.1–5.5.3.

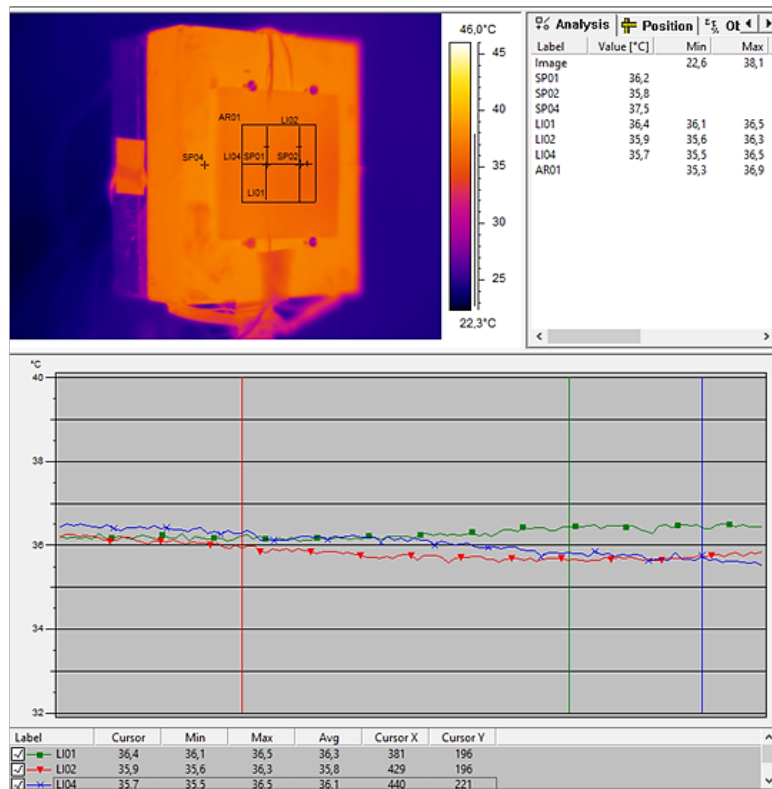


Рисунок 5.5.1. Результаты ИК-измерений в подготовительных испытаниях:
 $\tau = 0$ с

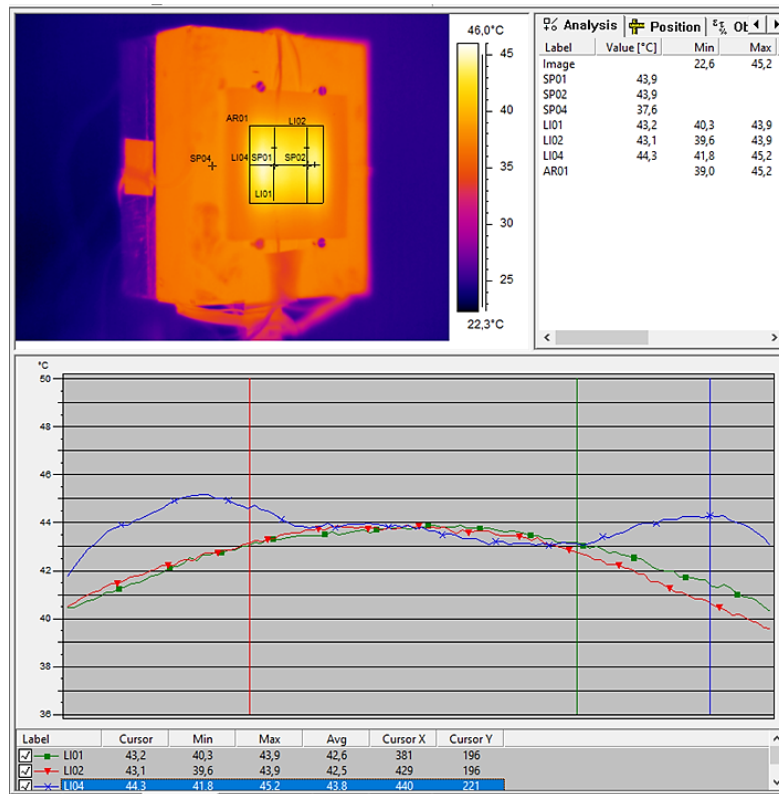


Рисунок 5.5.2. Результаты ИК-измерений в подготовительных испытаниях:
 $\tau = 40,3$ с.

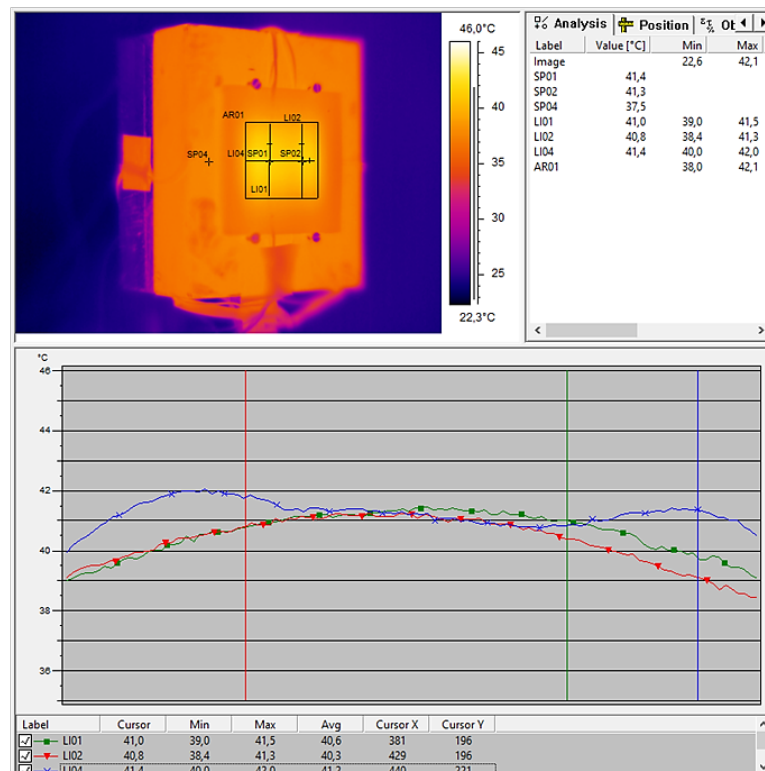


Рисунок 5.5.3. Результаты ИК-измерений в подготовительных испытаниях:
 $\tau = 46,7$ с.

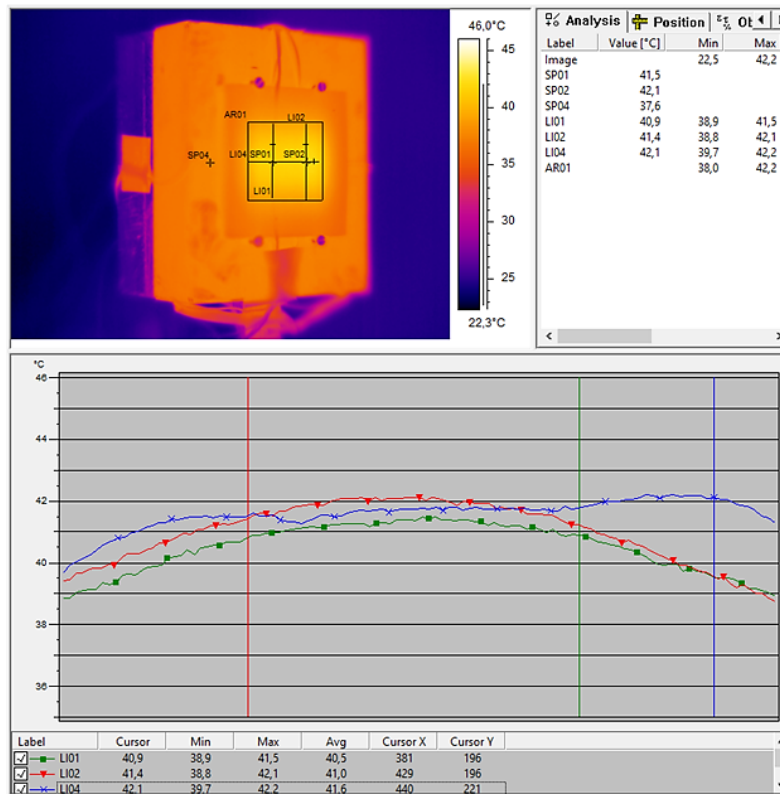


Рисунок 5.5.4. Результаты ИК-измерений в подготовительных испытаниях:
 $\tau = 116,4$ с.

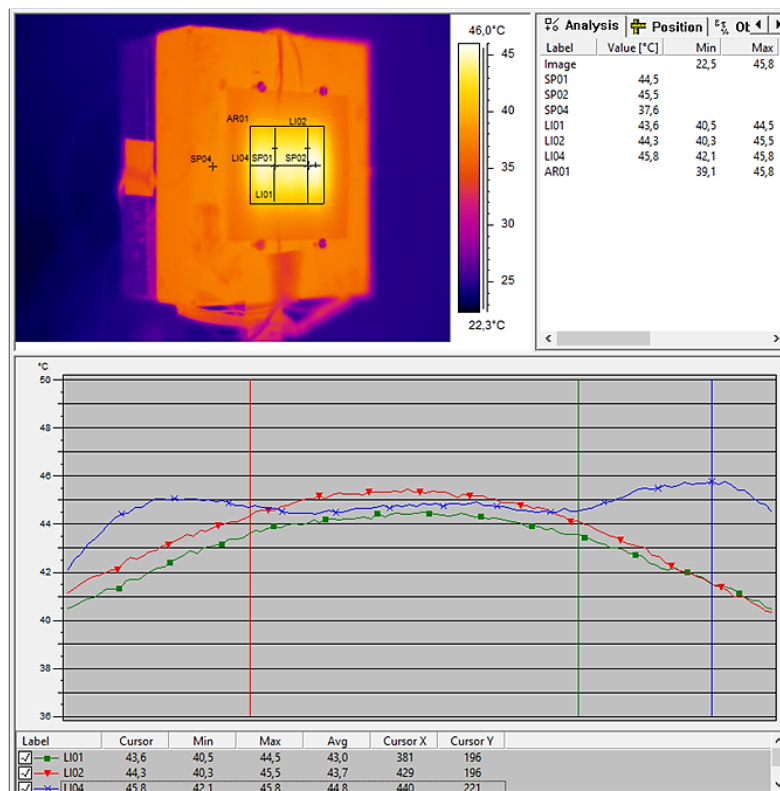


Рисунок 5.5.5. Результаты ИК-измерений в подготовительных испытаниях:
 $\tau = 120,0$ с.

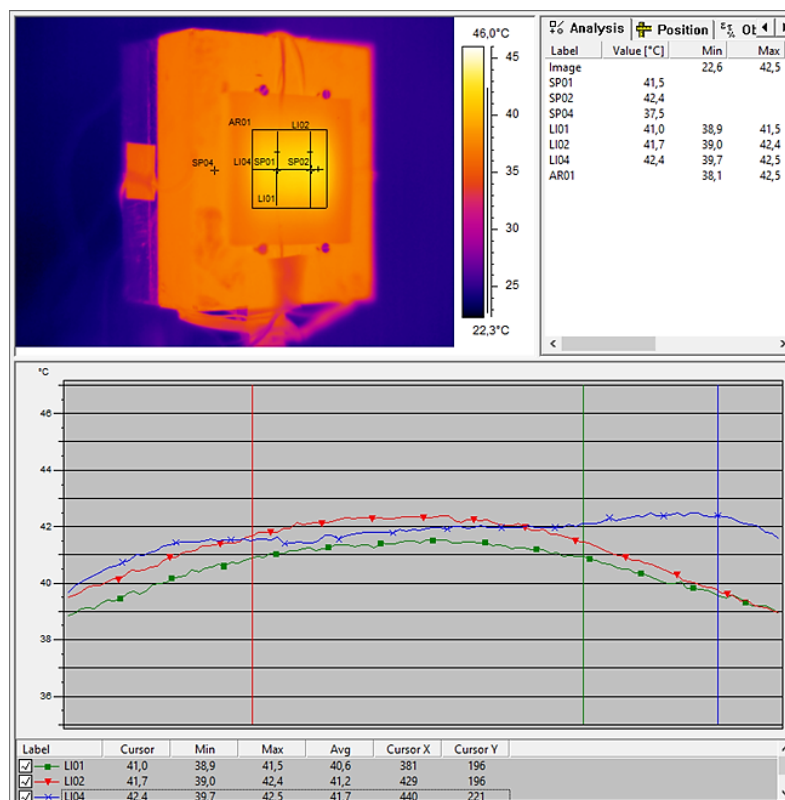


Рисунок 5.5.6. Результаты ИК-измерений в подготовительных испытаниях:
 $\tau = 153,8$ с.

По результатам таких предварительных испытаний был подобран режим работы лазера, представленный на рис. 5.6.

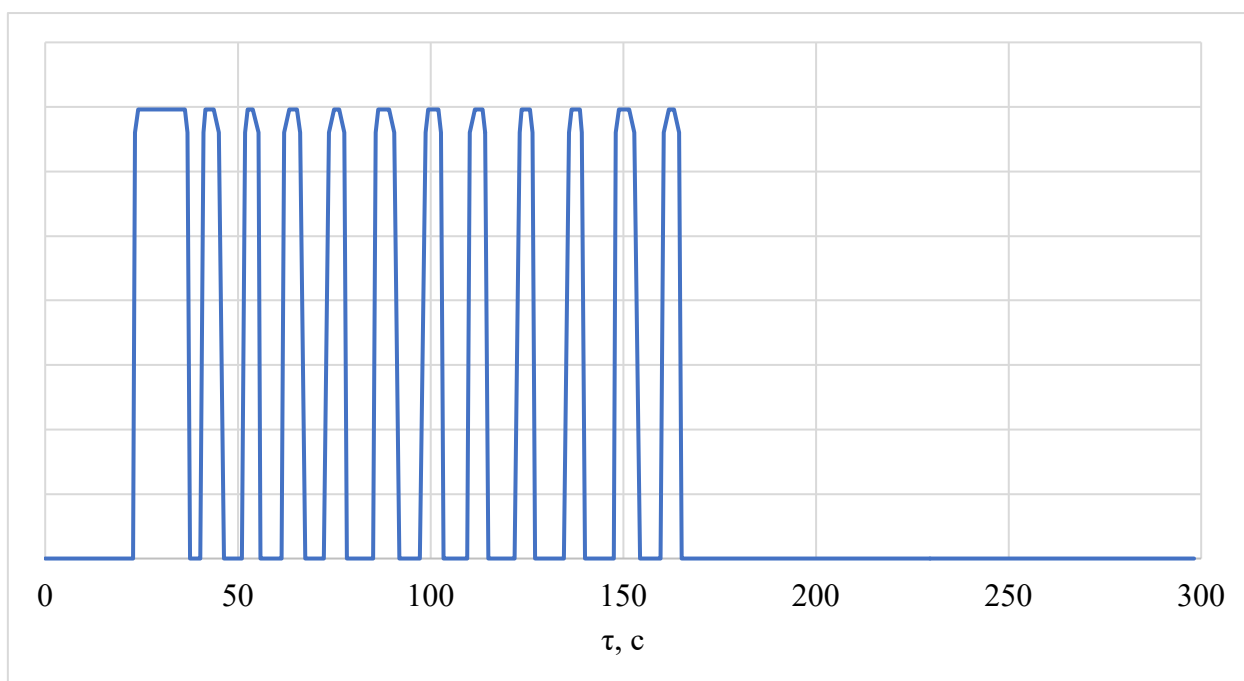


Рисунок 5.6. Режим работы лазера.

С учетом проведенной модернизации и доработки лазера и его контроллера, тепловые режимы нагрева представляют собой последовательность импульсов лазерного излучения прямоугольной формы с неизвестной, постоянной мощностью излучения. Последовательность импульсов формируется путем включения и выключения лазера. Моменты включения и выключения определяются моментами достижения заданных значений температуры нагреваемой поверхности образца (включение при $T_1(\tau) \leq T_{1min}$ и выключение при $T_1(\tau) \geq T_{1max}$). В контроллере лазера управление им реализовано путем предварительного задания максимальной температуры поверхности T_{1max} и задания гистерезиса температуры поверхности $\Delta T_1 = T_{1max} - T_{1min}$.

Таким образом, моменты включения и выключения лазера реализуются автоматически и зависят от заданного уровня мощности излучения и заданных значений T_{1max} и ΔT_1 .

Параметры управления лазером, включая уровень мощности Q , и значение гистерезиса ΔT_1 подбираются в процессе проведения пробных испытаний из условия не превышения заданного максимального значения температуры на нагреваемой поверхности образца, измеренной термопарой T_4 . При этом контролируются значения температур $T_2(\tau)$ и $T_3(\tau)$ на обратной поверхности образца, на которые также могут быть наложены ограничения. В результате реализации данного режима нагрева температура на нагреваемой поверхности образца изменяется по некоторому пилообразному закону, где участки нагрева чередуются с участками охлаждения.

На рисунках 5.7 и 5.8 представлено характерное изменение температуры на нагреваемой поверхности исследуемого образца и соответствующие ему импульсы лазерного излучения. На начальном участке в программе управления лазером предусмотрен технологический участок для выхода на рабочий режим системы температурных измерений.

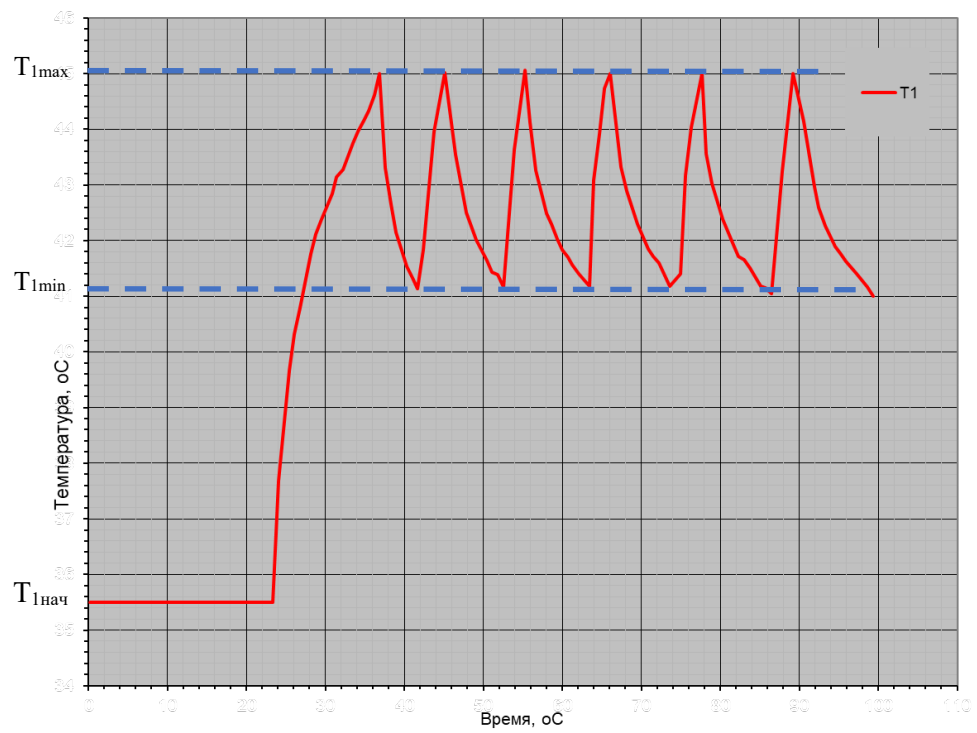


Рисунок 5.7. Характер изменения температуры поверхности образца.

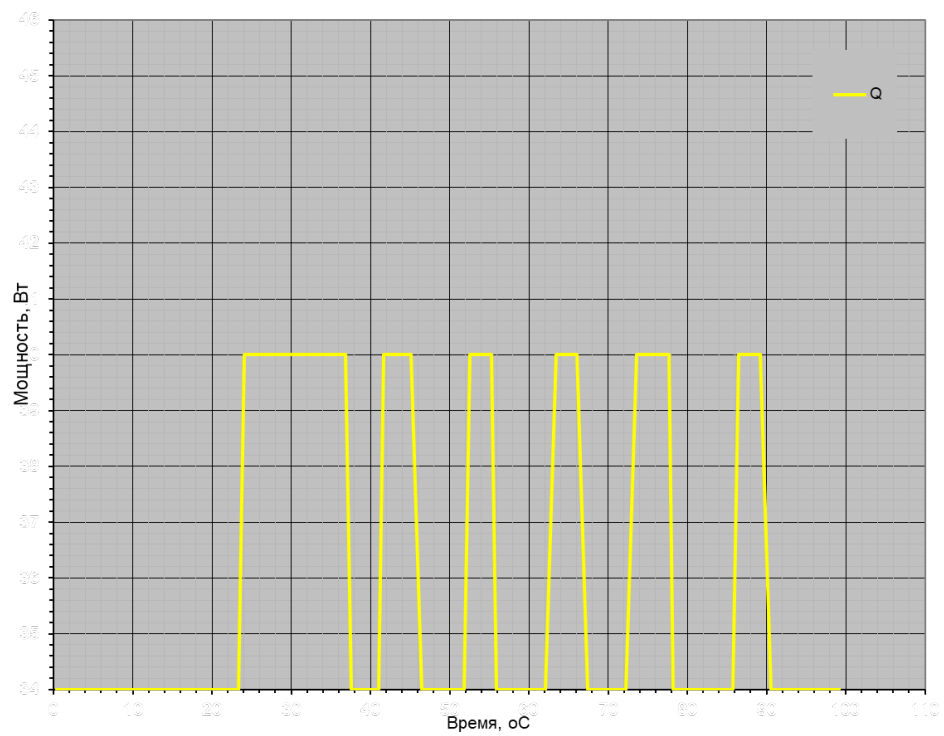


Рисунок 5.8. Вид импульсов лазерного излучения.

Итоговый эксперимент выполнялся при температуре окружающей среды 24,0 °С, температуре термостата 37,2 °С и атмосферном давлении 1,0 бар.

После начала испытаний, поверхность образца была нагрета до 45 °С и поддерживалась в диапазоне 41–45 °С путем периодического включения и выключения лазера. Результатом эксперимента является полученная зависимость температуры поверхности образца от времени, представленная на рис. 5.9.

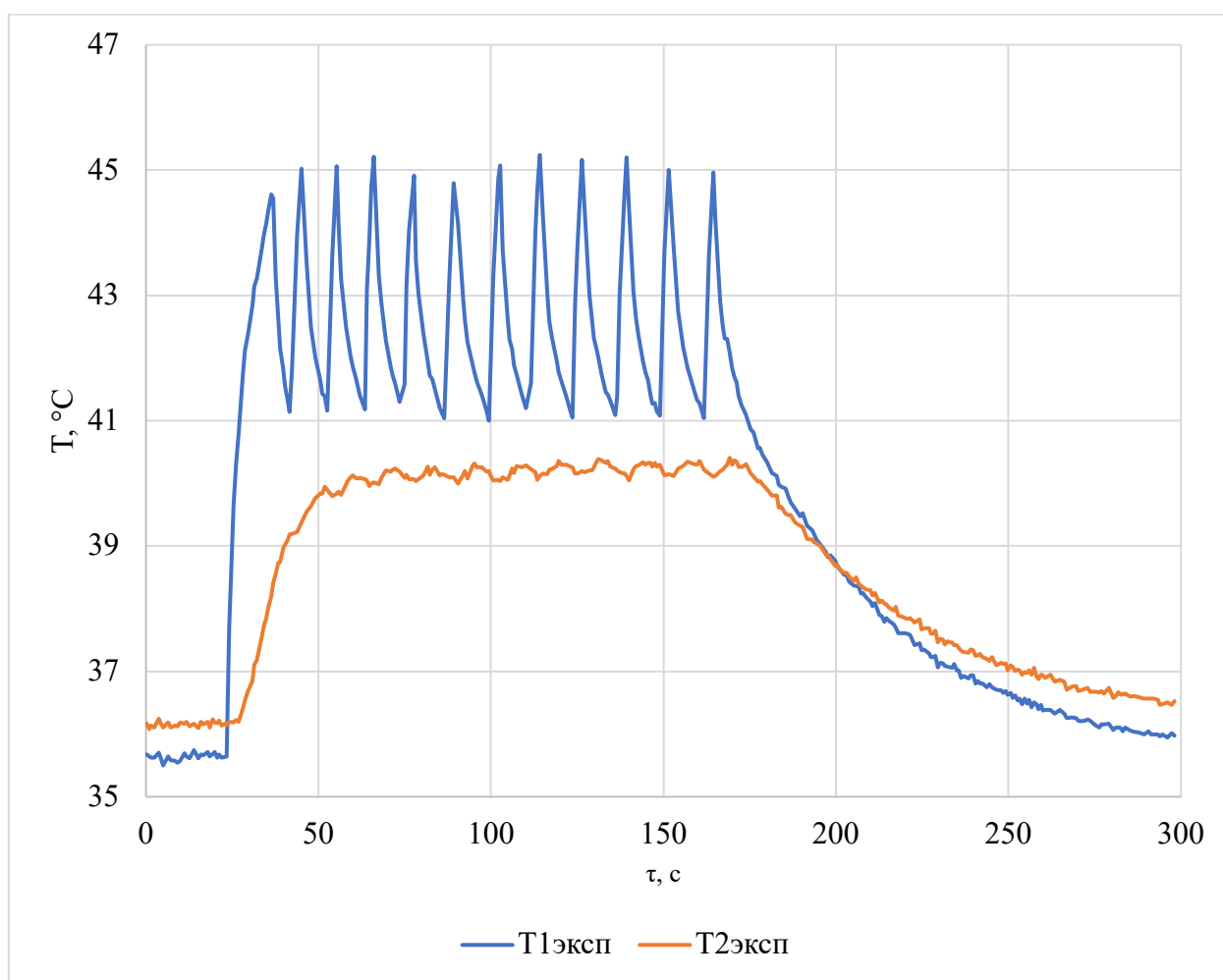


Рисунок 5.9. Результаты эксперимента: $T_{1\text{эксп}}$ – показания тепловизионной камеры на левой границе, $T_{2\text{эксп}}$ – термопарные измерения на правой (справочно).

Следующим шагом является применение экспериментальных данных в качестве входного массива для разработанного программного комплекса. Реализуя описанный в главе 4 подход, обрабатывая часть массива, характеризующую этап охлаждения, были восстановлены коэффициенты теплоотдачи и теплопроводности (рис. 5.10–5.11).

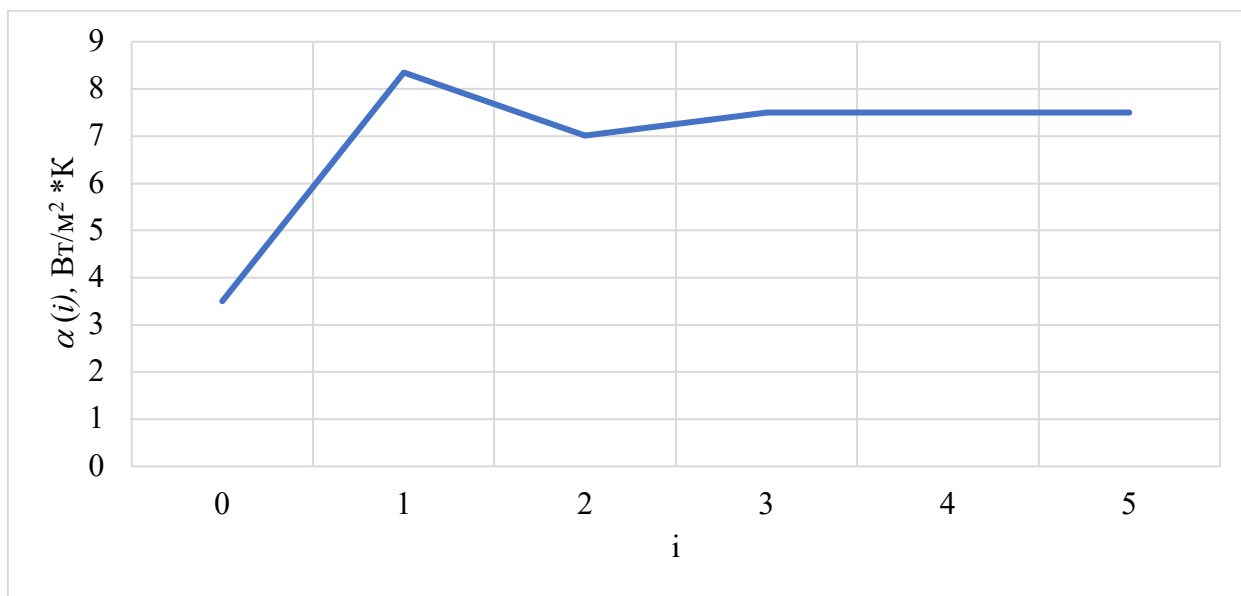


Рисунок 5.10. Значения коэффициента теплоотдачи α на каждом шаге i вычислений

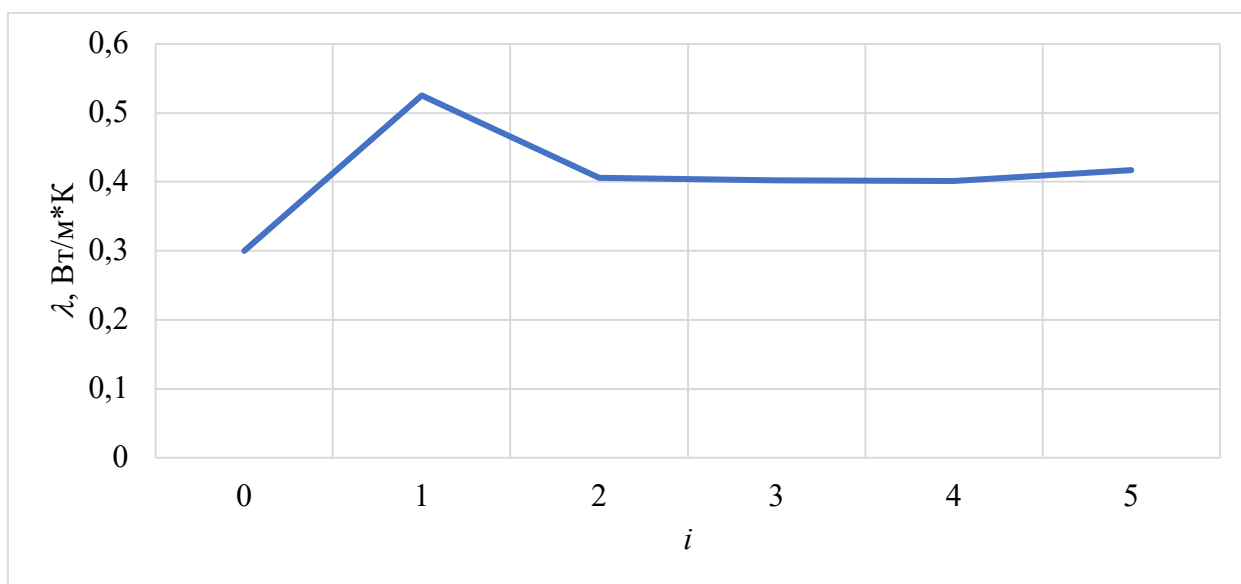


Рисунок 5.11. Значения коэффициента теплопроводности λ на каждом шаге i вычислений

Выход из итерационного процесса выполнялся по значению функционала невязки J (рис. 5.12).

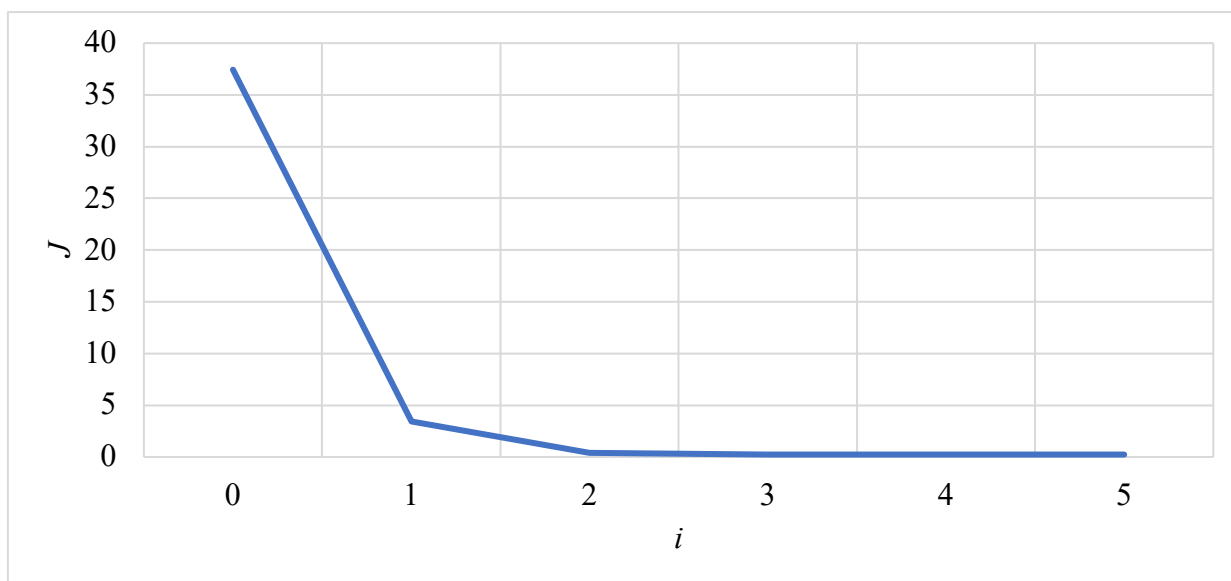


Рисунок 5.12. Значения минимизируемого функционала невязки J на каждом шаге вычислений i .

С целью контроля устойчивости вычислительного процесса, на каждой итерации формируется поле температур в исследуемом образе. В качестве примера, на рис. 5.13 приведен график зависимости температуры левой (T_1) правой (T_2) границ и центральной точки образца, соответствующей координате 1,5 мм (T_{cp}) при толщине пластины 3,0 мм.

Учитывая тот факт, что целью вычислительного процесса является минимизация функционала невязки J , итоговые расчетные и экспериментальные значения температур закономерно совпадают с высокой точностью (рис. 5.14–5.15).] Рисунок 5.14. Расчетные (T_1) и экспериментальные ($T_{1\text{эксп}}$) значения температур на левой границе образца на этапе охлаждения.

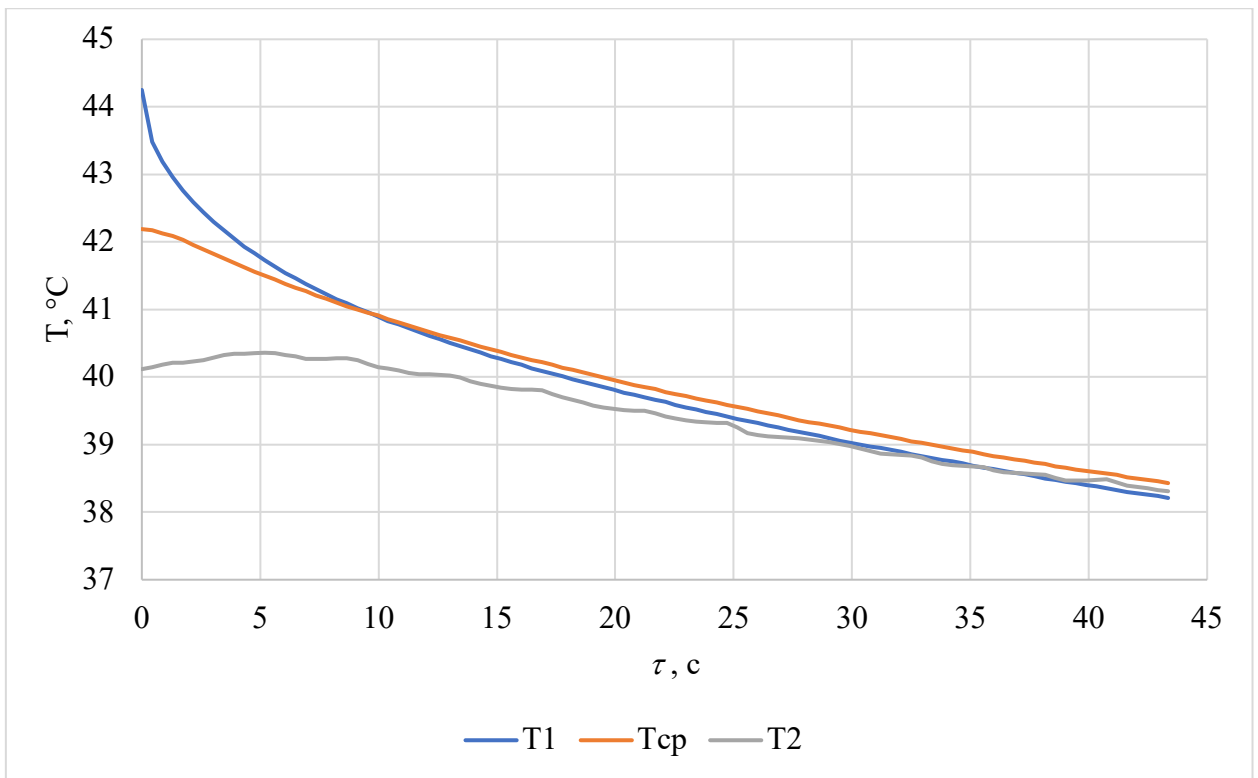


Рисунок 5.13. Расчетные значения температур этапа охлаждения на последней итерации вычислительного процесса.

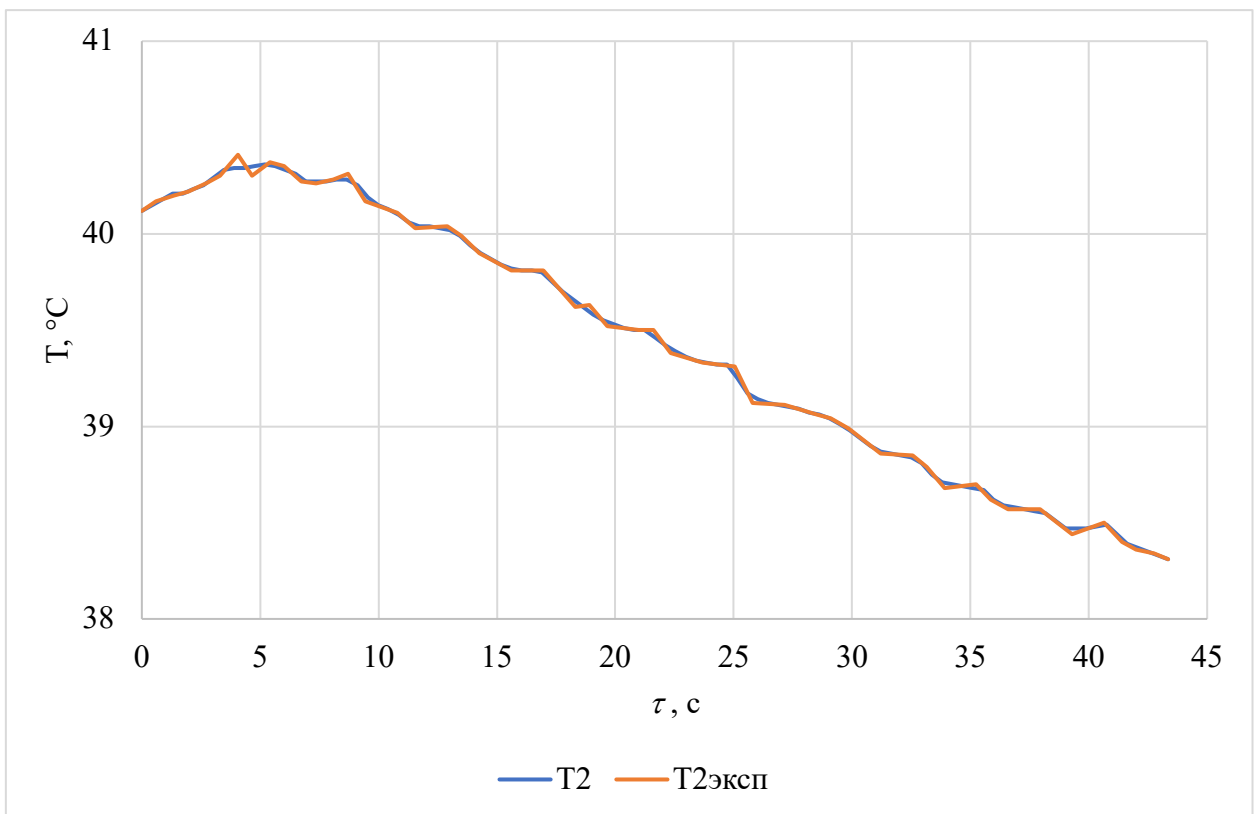


Рисунок 5.15. Расчетные (T2) и экспериментальные (T2эксп) значения температуры правой границы образца на этапе охлаждения.

По завершении вычислений значений коэффициентов теплоотдачи и теплопроводности на этапе предварительного охлаждения, согласно разработанной методике, эти значения считались известными и была выполнена обработка полученного во время периодического нагрева массива температур.

Ниже приведены результаты восстановления значений поглощенного теплового потока q (рис. 5.16), линейного коэффициента поглощения r (рис. 5.17) и значения минимизируемого функционала невязки J (рис. 5.18).

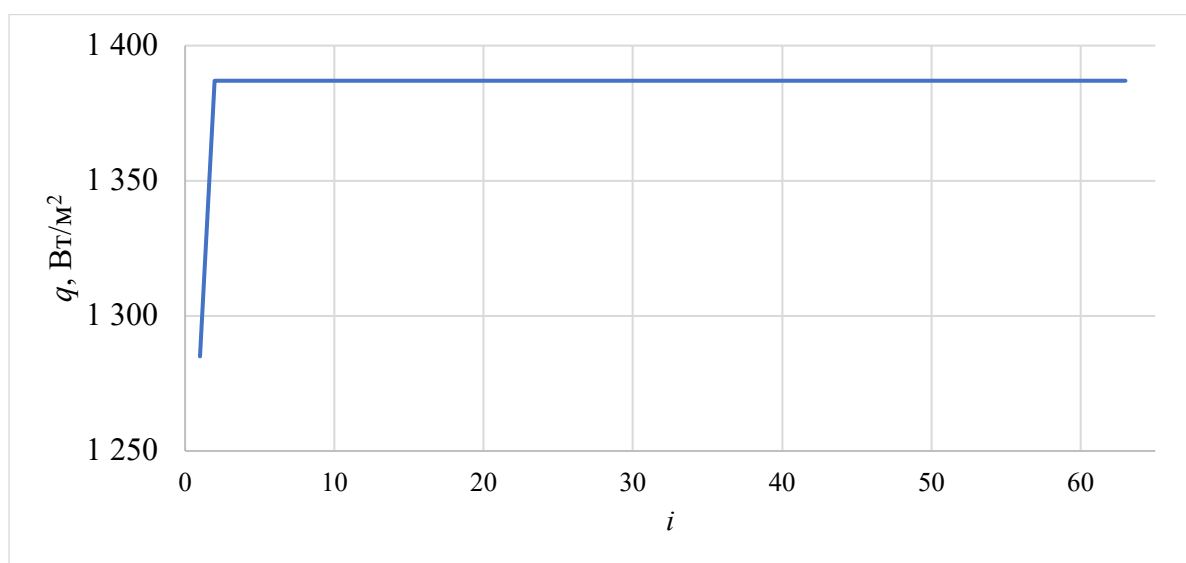


Рис. 5.16. График зависимости восстанавливаемого поглощенного теплового потока q , Вт/м² от номера итерации i .

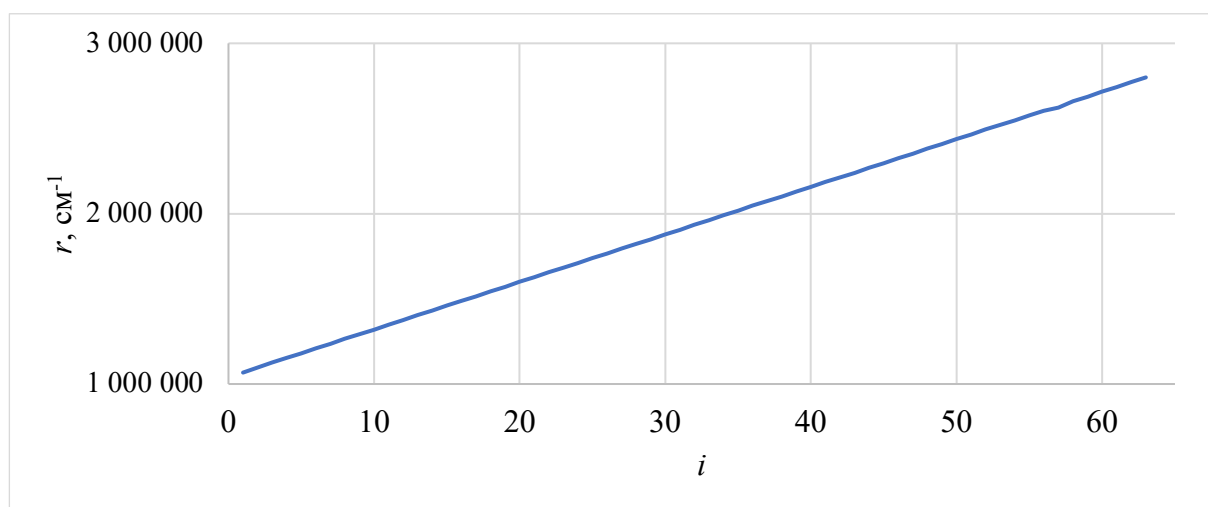


Рис. 5.17. График зависимости восстанавливаемого линейного коэффициента поглощения r , см⁻¹ от номера итерации i .

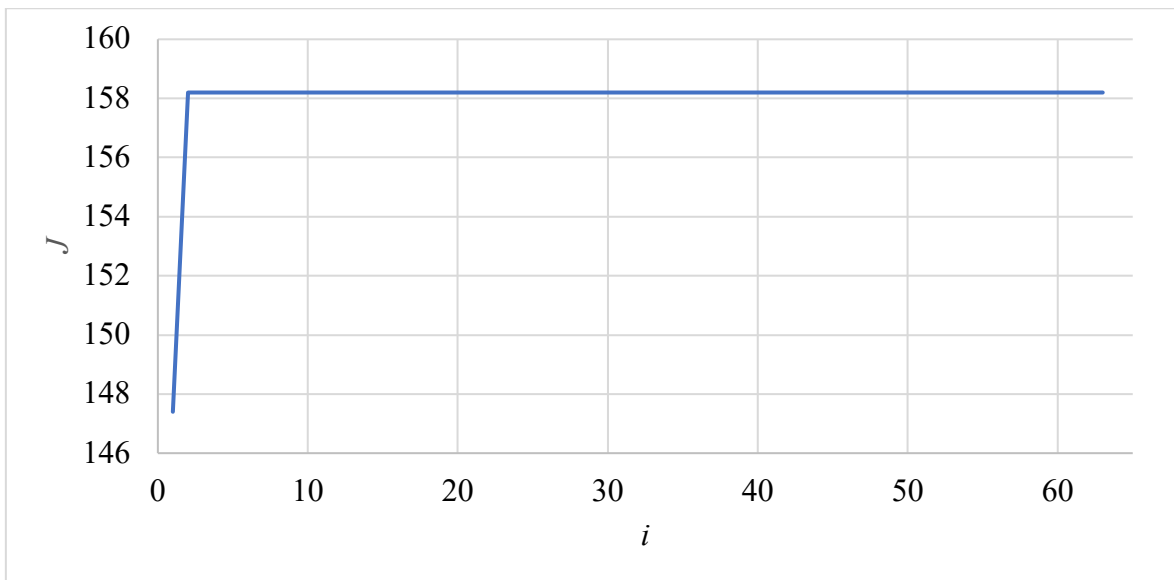


Рисунок 5.18. График зависимости значения минимизируемого функционала J от номера итерации i .

Полученные в результате применения разработанного алгоритма идентификации значения коэффициентов математической модели были использованы для решения прямой задачи. На рис. 5.19 представлены расчетные значения температуры на облучаемой (левой) границе образца и экспериментальные данные.

Следует заметить, что хотя, в данном случае были обработаны результаты конечного этапа охлаждения (после отключения лазера), на практике, для восстановления коэффициентов теплоотдачи и теплопроводности могут быть рассмотрены любые достаточно длительные промежутки времени, на которых известно начальное распределение температур и отсутствует воздействие теплового потока лазера.

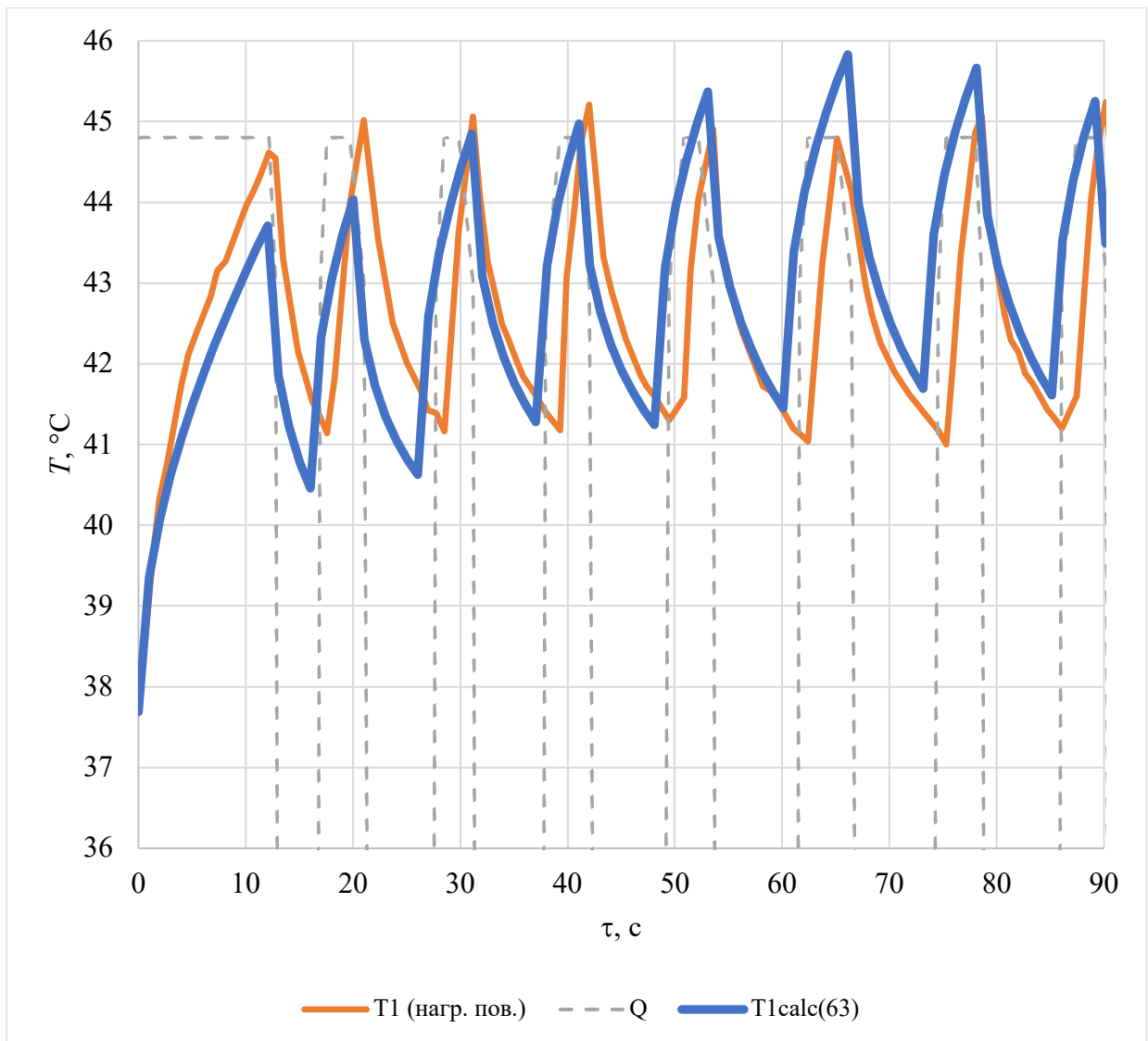


Рисунок 5.19. Результаты решения прямой задачи теплообмена (T_{1calc} – температура на левой границе) и экспериментальные данные ($T_{1(нагр. пов.)}$). Диаграмма режима работы лазера Q приведена справочно.

Как видно, разработанный аппаратно-программный комплекс, реализующий методику идентификации математической модели, позволяет эффективно реализовать решение обратной задачи теплопереноса применительно к конкретной прикладной задаче.

Следует также отметить, что не смотря на специфику моделируемого теплового процесса, методика является универсальной и может быть применена для широкого спектра прикладных задач.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Работа посвящена решению задачи идентификации математических моделей радиационно-кондуктивного теплопереноса без использования контактных средств измерения температуры на основе аппарата обратных задач теплообмена. С целью конкретизации модели в качестве целевого физического процесса была выбрана лазерная гипертермия поверхностных тканей человека. В результате анализа состояния решения проблемы прогнозирования теплового воздействия на ткани были получены следующие выводы:

- Характеристики биологических тканей в значительной степени варьируются, что затрудняет прогнозирование теплового воздействия на поверхность кожи;
- Традиционные методы идентификации математических моделей затруднены в первую очередь необходимостью использования контактных температурных датчиков, располагаемых на некоторой глубине ткани;
- Необходимы постановка задачи моделирования теплопереноса в биологических тканях, разработка экспериментального метода идентификации математической модели теплопереноса при температурном воздействии на поверхность ткани, разработка программных средств для вычисления искомых параметров системы и определения влияния погрешностей приборных и системных погрешностей на точность решения задачи.

В процессе решения сформулированных в работе задач были получены следующие результаты.

1. Разработана математическая модель нестационарного теплопереноса в полупрозрачном материале, соответствующая применяемой на практике процедуре нагрева биологических тканей;

2. Проведен анализ коэффициентов модели в части влияния неопределенности тех или иных характеристик на эффективность прогнозирования теплового процесса;
3. Разработан алгоритм решения обратной задачи теплообмена по результатам измерений температуры на облучаемой поверхности, основанный на методе итерационной регуляризации;
4. Разработан программный комплекс, реализующий предложенный алгоритм;
5. Сформированы требования к экспериментальной отработке процедуры идентификации, определены необходимые условия проведения тепловых испытаний;
6. Разработана экспериментальная установка и проведены испытания, показавшие эффективность применения разработанного алгоритма;
7. Предложен метод повышения точности расчета благодаря включению учета полупрозрачности исследуемого образца, основанный на дискретизации процесса идентификации математической модели;
8. Выполнена модернизация экспериментальной установки для обеспечения возможности проведения новых испытаний;
9. Проведена серия тепловых испытаний, по результатам которых восстановлен комплекс характеристик исследуемой системы.

В результате выполнения данной работы был сформирован комплекс методических средств идентификации математических моделей радиационно-кондуктивного теплопереноса на основе аппарата обратных задач теплообмена разработан довольно простой и в то же время достаточно эффективный вариант метода итерационной регуляризации.

Результаты исследования могут быть эффективно использованы при создании перспективных средств индивидуальной защиты для авиационной и ракетно-космической техники, тепловой и атомной энергетики, криогенной техники, при выполнении бесконтактной термометрии внешних поверхностей орбитальных космических станций (внекарабельная деятельность).

Разработанный аппаратно-программный комплекс позволит обеспечить высокоточное прогнозирование теплового состояния систем в рабочем режиме уже на этапе проектирования и, как следствие, минимизировать расходы на реализацию натуральных экспериментов, а также – модернизацию недостаточно эффективных решений.

Помимо прочего, развитие и внедрение результатов работы в медицинскую практику, а именно – лучевую диагностику и лазерную гипертермию – позволит обеспечить точность формирования тепловой картины тканей пациента и обеспечить эффективность теплового воздействия на злокачественные новообразования при реализации программ терапевтического воздействия. Также, использование разработанного подхода в комплексе с формированием математической модели, учитывающей теплофизические характеристики биологических тканей, позволит повысить точность таких методов построения тепловой карты биологических тканей человека как МР- и КТ-термометрия.

Отдельно следует выделить целесообразность разработки решения для реализации алгоритма идентификации математической модели в режиме реального времени, что позволит обеспечить корректировку теплового воздействия на ткани пациента непосредственно в процессе выполнения процедуры. Так, в отношении лазерной гипертермии, на сегодняшний день прогнозирование и регулировка процедуры на сегодняшний день реализуется исключительно исходя из априорной информации о «традиционном» протекании тепловых процессов. В то же время, регулирование внешнего теплового воздействия в режиме реального времени может обеспечить значительное повышение эффективности гипертермии.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Алифанов О.М., Артюхин Е.А., А.В. Н. Обратные задачи в исследовании сложного теплообмена. М.: Янус-К, 2009. 300 p.
2. Музылев Н.В. О единственности одновременного определения коэффициентов теплопроводности и объёмной теплоёмкости // Ж. вычисл. матем. и матем. физ. 1983. Vol. 1, № 83. P. 102–108.
3. Stolz G. Numerical solutions to an inverse problem of heat conduction for simple shapes // J. Heat Transfer. 1960. Vol. 82, № 1. P. 20–25.
4. Mirsepassi T. Graphical Evaluation of a Convolution Integral // Math. Tables Other Aids to Comput. 1959. Vol. 13, № 67. P. 202.
5. Blackwell B.F. Efficient technique for the numerical solution of the one-dimensional inverse problem of heat conduction // Numer. Heat Transf. 1981. Vol. 4, № 2. P. 229–238.
6. Bass B.R. Application of the Finite Element Method To the Nonlinear Inverse Heat Conduction Problem Using Beck'S Second Method. // Am. Soc. Mech. Eng. 1978. Vol. 102, № 78-WA/TM-1. P. 168–176.
7. Тихонов А.Н. О решении некорректно поставленных задач и методе регуляризации // Докл. АН СССР. 1963. Vol. 151, № 3. P. 501–504.
8. Audley D.R., Lee D.A. Ill-posed and well-posed problems in system identification // IEEE Trans. Automat. Contr. 1974. Vol. AC-19, № 6. P. 738–747.
9. Banks H.T., Kunish K. Estimations techniques for distributed parameter system. Boston, Basel, Berlin: Birkhauser, 1989. 315 p.
10. Beck J.V., Arnold K.I. Parameter estimation in engineering and science. New York: John Wiley & Sons, 1977. 284 p.
11. Beck J.V., Blackwell B., Hali-Sheikh A. Comparison of some inverse heat conduction methods using experimental data // Int. J. Heat Mass Transf. 1996. Vol. 39, № 17. P. 3649–3657.
12. Dombrovsky L.A., Lipinski W. Simple methods for identification of radiative properties of highly-porous ceria ceramics in the range of semi-transparency //

- Int. J. Numer. Methods Heat Fluid Flow. 2017. Vol. 27, № 5.
13. Dombrovsky L., Ganesan K., Lipiński W. Combined two-flux approximation and monte carlo model for identification of radiative properties of highly scattering dispersed materials // Int. Symp. Adv. Comput. Heat Transf. 2012. Vol. 4, № 4. P. 1589–1606.
 14. Nenarokomov A. V., Alifanov O.M., Titov D.M. Estimating thermal and radiative properties of insulating materials // Inverse Probl. Sci. Eng. 2012. Vol. 20, № 5. P. 639–649.
 15. Sheremet M.A. Numerical simulation of convective-radiative heat transfer // Energies. 2021. Vol. 14, № 17. P. 10–12.
 16. Кузнецов Г.В., Шеремет М.А. Математическое моделирование сложного теплопереноса в замкнутой прямоугольной области // Теплофизика и аэромеханика. 2009. Vol. 16, № 1. P. 123–133.
 17. Miroshnichenko I. V., Sheremet M.A., Mohamad A.A. The influence of surface radiation on the passive cooling of a heat-generating element // Energies. 2019. Vol. 12, № 6.
 18. Terekhov V.I. Heat transfer in highly turbulent separated flows: A review // Energies. 2021. Vol. 14, № 4.
 19. Rossmann C., Haemmerich D. Review of temperature dependence of thermal properties, dielectric properties, and perfusion of biological tissues at hyperthermic and ablation temperatures // Crit Rev Biomed Eng. 2014. Vol. 42, № 6. P. 467–492.
 20. Merkulova I.A. et al. Therapeutic Hypothermia in a Cardiac Arrest: Complicated Questions and Unsolved Problems // Kardiologiya. 2020. Vol. 60, № 2. P. 104–110.
 21. Bernard S.A., Buist M. Induced hypothermia in critical care medicine: A review // Crit. Care Med. 2003. Vol. 31, № 7. P. 2041–2051.
 22. Allen P.B. et al. Preventing hypothermia: Comparison of current devices used by the Us Army in an in vitro warmed fluid model // J. Trauma - Inj. Infect. Crit. Care. 2010. Vol. 69, № SUPPL. 1.

23. Kinsht N. V, Kinsht D.N. Hemodynamics and Heat Transfer in Controlled Whole-Body Hyperthermia: Modeling of Processes // J. Eng. Phys. Thermophys. 2008. Vol. 81, № 6. P. 1188–1197.
24. Shulman Z.P., Khusid B.M., Fain I. V. Theoretical Analysis of Thermal Processes in Living Biological Tissue Under Local Hyperthermia. II. Analysis of Temperature Fields in Local SHF Hyperthermia with Regard for Nonstationary Nonlinear Tissue Perfusion // J. Eng. Phys. Thermophys. 1995. Vol. 68, № 3. P. 367–373.
25. Пушкарева А.Е., Кузнецова А.А. Компьютерное моделирование в оптике биотканей. Санкт-Петербург: Университет ИТМО, 2016. 93 p.
26. Zhorina L.V. Methods of noninvasive measuring of internal temperature of body // Tambov Univ. Reports. Ser. Nat. Tech. Sci. 2017. Vol. 22, № 2. P. 464–470.
27. Childs C. Body temperature and clinical thermometry // Handbook of Clinical Neurology. 1st ed. Elsevier B.V., 2018. Vol. 157. 467–482 p.
28. Семенов Д.С., Ненарокомов А.В., Кудрявцев Н.Д. Обзор Методов Измерения Температуры В Медицине // Тепловые Процессы В Технике. 2021. Vol. 13, № 10. P. 467–480.
29. Katić K., Li R., Zeiler W. Thermophysiological models and their applications: A review // Build. Environ. 2016. Vol. 106. P. 286–300.
30. 2017 ASHRAE Handbook – Fundamentals. Amer Society of Heating, 2017. 1088 p.
31. Zhai L., Rossi R.M., Li J. Future directions in the use of manikins // Manikins for Textile Evaluation. Elsevier Ltd, 2017. 365–386 p.
32. Bolibrukh, B.V., Chmiel, M., Mazur, J. Модель Теплового Состояния Пожарного В Защитной Одежде // Bezpieczeństwo i Tech. Pożarnicza. 2016. Vol. 41, № 41. P. 37–46.
33. Koscheyev V.S. et al. Physiological Design of a Space Suit Cooling/Warming Garment and Thermal Control as Keys to Improve Astronaut Comfort, Performance, and Safety // Habitation. 2008. Vol. 11, № 1. P. 15–25.

34. Dombrovsky L.A. et al. Modeling of repeating freezing of biological tissues and analysis of possible microwave monitoring of local regions of thawing // *Int. J. Heat Mass Transf.* Elsevier Ltd, 2015. Vol. 89. P. 894–902.
35. Буренина И.А. Современные методики криотерапии в клинической практике // *Вестник современной клинической медицины.* 2014. Vol. 7, № приложение 1. P. 57–61.
36. Randrianalisoa J.H. et al. Effects of short-pulsed laser radiation on transient heating of superficial human tissues // *Int. J. Heat Mass Transf.* 2014. Vol. 78. P. 488–497.
37. Малоземов В.В. Тепловой режим космических аппаратов. Москва: Машиностроение, 1980. 232 p.
38. Dombrovsky L.A. the Use of Transport Approximation and Diffusion-Based Models in Radiative Transfer Calculations // *Comput. Therm. Sci.* 2012. Vol. 4, № 4. P. 297–315.
39. Thornton S., Xu W., Nair S. Thermal comfort control of an advanced space suit // *SAE Tech. Pap.* 2001. № 724.
40. Massina C.J., Klaus D.M. Prospects for implementing variable emittance thermal control of space suits on the martian surface // *J. Therm. Sci. Eng. Appl.* 2016. Vol. 8, № 4. P. 1–8.
41. Stahn A.C. et al. Increased core body temperature in astronauts during long-duration space missions // *Sci. Rep.* 2017. Vol. 7, № 1. P. 1–8.
42. Psikuta A., Richards M., Fiala D. Single-sector thermophysiological human simulator // *Physiol. Meas.* IOP Publishing, 2008. Vol. 29, № 2. P. 181–192.
43. Pennes H.H. Analysis of Tissue and Arterial Blood Temperatures in the Resting Human Forearm // *J. Appl. Physiol.* 1948. Vol. 1, № 2. P. 93–122.
44. Dombrovsky L.A. Laser-Induced Thermal Treatment of Superficial Human Tumors: An Advanced Heating Strategy and Non-Arrhenius Law for Living Tissues // *Front. Therm. Eng.* 2022. Vol. 1, № January.
45. А.И. Жеребцова. Аналитический обзор математических моделей взаимосвязи параметров кровоснабжения и кожной температуры //

- Приборостроение и биотехнические системы. 2015. Vol. 5, № 313. P. 104–113.
46. Fu M., Weng W., Yuan H. Numerical simulation of the effects of blood perfusion, water diffusion, and vaporization on the skin temperature and burn injuries // *Numer. Heat Transf. Part A Appl.* 2014. Vol. 65, № 12. P. 1187–1203.
 47. Kurazumi Y. et al. Radiative and convective heat transfer coefficients of the human body in natural convection // *Build. Environ.* 2008. Vol. 43, № 12. P. 2142–2153.
 48. Kurazumi Y., Rezgals L. Convective Heat Transfer Coefficients of the Human Body under Forced Convection from Ceiling // *J. Ergon.* 2014. Vol. 04, № 01. P. 1–6.
 49. Najjaran A. et al. Determining heat transfer coefficient of human body // *Front. Heat Mass Transf.* 2013. Vol. 4, № 1.
 50. Домбровский Л.А., Тимченко В.М. Лазерная гипертермия поверхностных опухолей: модели переноса излучения, сложного теплообмена и деградации биологических тканей // *Тепловые процессы в технике.* 2015. Vol. 7, № 1. P. 24–36.
 51. Dombrovsky L.A. et al. Radiative heating of superficial human tissues with the use of water-filtered infrared-A radiation: A computational modeling // *Int. J. Heat Mass Transf.* Elsevier Ltd, 2015. Vol. 85. P. 311–320.
 52. Dombrovsky L.A., Baillis D. *Thermal Radiation in Disperse Systems: An Engineering Approach.* New York, 2010. 689 p.
 53. Dombrovsky L.A. et al. Simplified Approaches To Radiative Transfer Simulations in Laser-Induced Hyperthermia of Superficial Tumors // *Comput. Therm. Sci.* 2013. Vol. 5, № 6. P. 521–530.
 54. Kujawska T. et al. Determination of tissue thermal conductivity by measuring and modeling temperature rise induced in tissue by pulsed focused ultrasound // *PLoS One.* 2014. Vol. 9, № 4.
 55. de Rivera P.J.R. et al. A method to determine human skin heat capacity using

- a non-invasive calorimetric sensor // *Sensors (Switzerland)*. 2020. Vol. 20, № 12. P. 1–19.
56. Duck F.A. *Physical properties of tissue – A comprehensive reference book*. New York: Academic Press, 1990. 9–42 p.
 57. Trujillo M., Berjano E. Review of the mathematical functions used to model the temperature dependence of electrical and thermal conductivities of biological tissue in radiofrequency ablation // *Int. J. Hyperth.* 2013. Vol. 29, № 6. P. 590–597.
 58. Giering; K. et al. Review of thermal properties of biological tissues // *SPIE Opt. Eng. Press*. 1995. Vol. 044, № January. P. 45–65.
 59. Levin M.L., Makhaniok A.A. The effect of age of the patient at whole-body gas cryotherapy // *Refriger. Air Cond.* 2016. P. 8–14.
 60. Cheng T.Y., Herman C. Analysis of skin cooling for quantitative dynamic infrared imaging of near-surface lesions // *Int. J. Therm. Sci.* Elsevier Masson SAS, 2014. Vol. 86. P. 175–188.
 61. Kurazumi Y. et al. Weighting Coefficients for Calculating Mean Skin Temperature when Considering Convective Heat Transfer Areas // *J. Human-Environment Syst.* 2004. Vol. 7, № 1. P. 19–28.
 62. de Dear R.J. et al. Convective and radiative heat transfer coefficients for individual human body segments // *Int J Biometeorol.* 1997. № 40. P. 141–156.
 63. *ASHRAE handbook of fundamentals*. Atlanta: ASHRAE, 1993. P. 8.1–8.29.
 64. Danielsson U. *Convection coefficients in clothing air layers*. Royal Institute of Technology, Stockholm, 1993.
 65. Kono T., Yamada J. In Vivo Measurement of Optical Properties of Human Skin for 450–800 nm and 950–1600 nm Wavelengths // *Int. J. Thermophys.* Springer US, 2019. Vol. 40, № 5. P. 1–14.
 66. Cornelis F. et al. In vivo characterization of tissue thermal properties of the kidney during local hyperthermia induced by MR-guided high-intensity focused ultrasound // *NMR Biomed.* 2011. Vol. 24, № 7. P. 799–806.

67. Dombrovsky L.A. A new method to retrieve spectral absorption coefficient of highly-scattering and weakly-absorbing materials // *J. Quant. Spectrosc. Radiat. Transf.* Elsevier, 2016. Vol. 172. P. 75–82.
68. Bhowmik A., Repaka R. Estimation of growth features and thermophysical properties of melanoma within 3-D human skin using genetic algorithm and simulated annealing // *Int. J. Heat Mass Transf.* Elsevier Ltd, 2016. Vol. 98. P. 81–95.
69. Терехов В.И. Проблемы тепло- и массообмена человека с окружающей средой. Последние достижения и новые задачи // XXXXVIII Сибирский теплофизический семинар. Тезисы докладов. 2022. P. 241.
70. Wright W.F. Early evolution of the thermometer and application to clinical medicine // *J. Therm. Biol.* Elsevier, 2016. Vol. 56. P. 18–30.
71. Zaltieri M. et al. Techniques for temperature monitoring of myocardial tissue undergoing radiofrequency ablation treatments: An overview // *Sensors*. 2021. Vol. 21, № 4. P. 1–27.
72. LaRiviere M.J., Gross R.E. Stereotactic Laser Ablation for Medically Intractable Epilepsy: The Next Generation of Minimally Invasive Epilepsy Surgery // *Front. Surg.* 2016. Vol. 3, № December.
73. Muller B.G. et al. Imaging modalities in focal therapy: Patient selection, treatment guidance, and follow-up // *Curr. Opin. Urol.* 2014. Vol. 24, № 3. P. 218–224.
74. Patel N. V. et al. Laser interstitial thermal therapy technology, physics of magnetic resonance imaging thermometry, and technical considerations for proper catheter placement during magnetic resonance imaging–Guided laser interstitial thermal therapy // *Clin. Neurosurg.* 2016. Vol. 79, № 6. P. S8–S16.
75. Diaz R. et al. Laser interstitial thermal therapy: Lighting the way to a new treatment option in neurosurgery // *Clin. Neurosurg.* 2016. Vol. 79, № 6. P. S3–S7.
76. Kuroda K. MR techniques for guiding high-intensity focused ultrasound (HIFU) treatments // *J. Magn. Reson. Imaging.* 2018. Vol. 47, № 2. P. 316–

- 331.
77. Vasilev Y.A. et al. Experimental study of ferromagnetic objects heating during magnetic resonance imaging // *Sci. Tech. J. Inf. Technol. Mech. Opt.* 2019. P. 173–179.
 78. Semenov D.S. et al. High-Precision Temperature Measurement System for Magnetic Resonance Imaging // *Meas. Tech.* 2020. Vol. 63, № 5. P. 401–406.
 79. Семенов Д.С. et al. Оценка нагрева металлоконструкций при проведении магнитно-резонансной томографии // *Радиология-практика.* 2019. Vol. 7, № 916. P. 30–40.
 80. Vasilev Y.A. et al. Experimental study of ferromagnetic objects heating during magnetic resonance imaging // *Sci. Tech. J. Inf. Technol. Mech. Opt.* 2019. P. 173–179.
 81. Алифанов О.М., Артюхин Е.А., Румянцев С.В. Экстремальные методы решения некорректных задач и их приложения к обратным задачам теплообмена. Наука. Москва, 1988.
 82. Nenarokomov A.V. et al. Identification of radiative heat transfer parameters in multilayer thermal insulation of a spacecraft // *Int. J. Numer. Methods Heat Fluid Flow.* 2014. Vol. 24, № 4.
 83. Nenarokomov A. V. et al. Estimation of environmental influence on spacecraft materials radiative properties by inverse problems technique // *Acta Astronaut.* Elsevier Ltd, 2019. Vol. 160, № April. P. 323–330.
 84. Rumiantsev P.O. et al. Phantoms for Nuclear Medicine // *Med. Radiol. Radiat. Saf.* 2020. Vol. 65, № 2.
 85. Морозов С.П. et al. Устройство фантома для проведения испытаний рентгеновских методов остеоденситометрии: pat. №186961 USA. РФ, 2018.
 86. Гельфонд М.Л., Барчук А.С. Лазерная селективная гипертермия в лечении злокачественных новообразований. Методические рекомендации. Минздрав РФ. ГУН НИИ онкологии им. проф. Н.Н. Петрова. Санкт-Петербург, 2002.

87. Dombrovsky L.A., Timchenko V., Jackson M. Indirect heating strategy for laser induced hyperthermia: An advanced thermal model // *Int. J. Heat Mass Transf.* 2012. Vol. 55, № 17–18. P. 4688–4700.
88. Герасимов В.С. et al. Оптимизация Фототермических Методов Лазерной Гипертермии Злокачественных Клеток С Применением Биоконъюгатов Золотых Наночастиц // *Коллоидный Журнал.* 2016. Vol. 78, № 4. P. 417–425.
89. Старцева Ж.А., Слонимская Е.М., Тюкалов Ю.И., Фролова И.Г., Жеравин А.А., Коновалов А.И., Симонов К.А., Богоутдинова А.В. К.О.В. Роль локальной гипертермии в комбинированном лечении сарком мягких тканей // *Сибирский онкологический журнал.* 2015. Vol. 3. P. 76–81.
90. Myerson R.J. et al. Components of a hyperthermia clinic: Recommendations for staffing, equipment, and treatment monitoring // *Int. J. Hyperth.* 2014. Vol. 30, № 1. P. 1–5.
91. Либенсон М.Н., Яковлев Е.Б., Шандыбина Г.Д. Взаимодействие лазерного излучения с веществом (силовая оптика). Часть II. Лазерный нагрев и разрушение материалов. Учебное пособие. Под общей редакцией В.П. Вейко. СПб: НИУ ИТМО, 2014. 181 p.
92. Saxena V.P. Temperature distribution in human skin and subdermal tissues // *J. Theor. Biol.* 1983. Vol. 102, № 2. P. 277–286.
93. Gurung D.B., Shrestha D.C. Mathematical Study of Temperature Distribution in Human Dermal Part during Physical Exercises // *J. Inst. Eng.* 2017. Vol. 12, № 1. P. 63–76.
94. Ненарокомов А.В., Семенов Д.С. Исследование радиационно-кондуктивного теплопереноса путем бесконтактных измерений. Идентификация математических моделей для непрозрачных материалов // *Инженерно-физический журнал.* 2021. Vol. 94, № 6. P. 1458–1464.
95. Семенов Д.С., Ненарокомов А.В., Будник С.А. Идентификация математических моделей нагрева тканей без контактных измерений.

Экспериментальная отработка // Тепловые процессы в технике. 2019.
Vol. 11, № 12. P. 550–555.