

**МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ  
УНИВЕРСИТЕТ ИМ. Н.Э. БАУМАНА**

**На правах рукописи**

**Шакуров Алексей Валерьевич**

**ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛООБМЕНА  
ПРИ ОХЛАЖДЕНИИ БИОТКАНИ ВНУТРЕННИХ ОРГАНОВ  
ДЛЯ ПРОВЕДЕНИЯ РОБОТИЧЕСКИХ ОПЕРАЦИЙ**

**Специальность 05.04.03 - Машины и аппараты, процессы холодильной и  
криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения**

**АВТОРЕФЕРАТ**

**диссертации на соискание ученой степени**

**кандидата технических наук**



**Москва 2016**

Работа выполнена в ФГБОУ ВПО Московский государственный технический университет им. Н.Э. Баумана (МГТУ им. Н.Э. Баумана)

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор  
Жердев Анатолий Анатольевич

Официальные оппоненты: доктор технических наук, доцент  
Баранов Александр Юрьевич  
Санкт-Петербургский национальный  
исследовательский университет  
информационных технологий, механики и оптики  
  
кандидат технических наук, начальник отдела  
перспективных технологий  
Кондратенко Рим Олегович  
ОАО "НИИВТ им. С.А. Векшинского"

Ведущая организация: ГБОУ ДПО Российская медицинская академия  
последипломного образования Министерства  
здравоохранения Российской Федерации  
(РМАПО)

Защита состоится «01» июня 2016 года в 14:30 на заседании Диссертационного совета Д 212.141.16 в Московском Государственном Техническом Университете им. Н.Э. Баумана по адресу: 105005, г. Москва, Лефортовская наб., д. 1, корпус «Энергомашиностроение».

С диссертацией до защиты можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана и на сайте [www.bmstu.ru](http://www.bmstu.ru).

Ваши отзывы в 2-х экземплярах, заверенные печатью, просьба высылать по указанному адресу: 105005, г. Москва, ул. 2-ая Бауманская, д.5. Ученому секретарю диссертационного совета Д 212.141.16.

Автореферат разослан «\_\_» апреля 2016 г.

Ученый секретарь  
диссертационного совета Д 212.141.16  
кандидат технических наук, доцент



Колосов М.А.

## ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

### Актуальность темы:

Криомедицинская техника – класс оборудования для реализации физических криометодов в медицине. Сегодня криомедицинская техника имеет актуальные применения и потенциал к дальнейшему развитию. Например, недостаточно реализованы возможности использования криоконсервации, возможно снижение количества осложнений при травмах головного мозга при использовании гипотермии, криохирургия начинает активно применяться в онкологии, общая криотерапия имеет перспективу повысить эффективность профилактики заболеваний, став научно-обоснованной заменой традиционным методикам закаливания организма.

Одними из основных трендов в развитии современной хирургии являются внедрение малоинвазивных и роботических технологий. Одной из наиболее распространённых роботических операций стала Робот-ассистированная лапароскопическая простатэктомия (РАЛП, удаление рака предстательной железы). Она имеет ряд недостатков: кроме относительно высокой стоимости, оказываются нерешенными проблемы, связанные с повреждением окружающих предстательную железу нервно-мышечных тканей и сосудов. Решение проблемы возможно, если охлаждать зону повреждения биоткани при проведении хирургического вмешательства. Для получения параметров, необходимых для реализации такого охлаждения, актуально проведение исследования теплообмена биоткани группы внутренних органов.

Современные медико-технические требования продиктованы внедрением криомедицины на практике. Согласно им, медицинскими работниками задается дозирование криовоздействия. Действительное распределение температур в области криовоздействия в конечном счете определяется возможностями оборудования. При этом точность обеспечения заданного дозирования криовоздействия криомедицинским оборудованием сегодня не соответствует современным требованиям. Это ограничивает эффективность применения методик криомедицины в соответствии с правилом «не навреди». Таким образом, разработка криомедицинского оборудования и методик расчета теплообмена при проведении криовоздействий с повышенной точностью обеспечения дозирования весьма актуальна в медицинской практике.

### Цель работы:

Разработка методики расчета и исследование теплообмена при охлаждении биоткани внутренних органов человека при проведении робот-ассистированных хирургических операций для обеспечения дозирования криовоздействия с повышенной точностью.

Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие основные задачи работы:

- 1) разработать базовую компьютерную программу расчета и провести её модернизацию с точки зрения расчетной геометрической модели, граничных

условий, свойств веществ для перехода непосредственно к моделированию охлаждения при проведении РАЛП;

2) провести серию вычислительных экспериментов. Определить оптимальные величины расхода и температуры хладоносителей для конкретных практически реализуемых вариантов охлаждения внутренних органов человека. Провести сравнение результатов с точки зрения глубины и мощности охлаждения;

3) создать экспериментальный стенд и провести физико-технические эксперименты (при использовании моделирующего биоткань желатинового геля). Провести сравнительный анализ полученных результатов с расчетными;

4) для повышения точности обеспечения дозирования криовоздействий разработать метод определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования, основанный на анализе результатов расчета теплообмена;

5) с целью определения режимов охлаждения, требуемых для обеспечения безопасности и эффективности Малоинвазивной полостной газовой гипотермии (МППГ) при РАЛП, провести анализ выполненных расчетов и дать практические рекомендации по организации рассчитанного криовоздействия;

б) разработать рекомендации по проектированию криомедицинского оборудования для повышения точности обеспечения дозирования.

#### Научная новизна:

1) разработана методика расчета теплообмена при проведении криовоздействий, учитывающая взаимодействие группы внутренних органов человека. Повышенная точность расчета дозирования при этом достигается за счет учета неравномерности передачи теплоты в пространстве и времени процедуры (ввиду неоднородности формы и структуры биоткани);

2) предложена и обоснована Малоинвазивная полостная газовая гипотермия (МППГ) – оригинальный способ обеспечения процесса охлаждения при проведении полостных робот-ассистированных операций, предлагаемый для нервосбережения и снижения кровопотери;

3) на основе определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования на этапе его проектирования предложено решение проблемы недостаточной по сравнению с современными медико-техническими требованиями точности обеспечения криовоздействий.

#### Практическая значимость и реализация результатов работы:

1) разработана программа для ЭВМ, позволяющая численно рассчитывать тепловые поля группы внутренних органов человека, что позволяет комплексно оценивать эффективность и безопасность криовоздействия;

2) получены диапазоны параметров, необходимые для реализации МППГ при РАЛП. Установлено, что для достижения целевой глубины охлаждения биоткани в 2 мм требуется: температура минус  $5 \pm 1,5$  °С, расход диоксида углерода  $45 \pm 2,5$  л/мин). Проведено сравнение МППГ с вариантами жидкостного

охлаждения, выявлены области эффективного применения;

3) показано, что протокол температур целевой области криовоздействия (ПТО) является основным критерием, позволяющим оценивать точность обеспечения дозирования криовоздействий на различных этапах: от проектирования оборудования, до анализа данных, полученных после проведения конкретного криовоздействия. ПТО позволяет создать единую систему оценки точности обеспечения криовоздействий;

4) предложена конструкция инструмента для инфляции (наддува) при проведении внутрисосудистой хирургической операции с применением МПГГ, защищённая патентом РФ на полезную модель (№156346);

5) предложены рекомендации по проектированию криомедицинского оборудования для повышения точности обеспечения дозирования криовоздействий.

#### Внедрение результатов работы:

Методика расчета введена в курс «Криомедицинская техника», преподаваемый на кафедре Э-4 МГТУ им. Н.Э. Баумана. Результаты исследования частично получены и применялись в рамках выполнения научного проекта РФФИ № 13-08-12030 офи\_м.

Достоверность полученных данных обеспечивалась применением аттестованных измерительных средств и апробированных методик измерения, хорошей повторяемостью полученных результатов измерений. Основные уравнения представленных математических моделей базируются на фундаментальных законах и уравнениях термодинамики, современных численных методах реализации математических моделей.

#### На защиту выносятся:

1. Предложенная методика расчета обеспечения дозирования криовоздействий с повышенной точностью, включающая:

- компьютерную программу расчета процессов теплообмена при обеспечении криовоздействия, учитывающую группу органов, которая представляет из себя целевую область криовоздействия и ее окружение. Она позволяет уже на этапе проектирования оборудования оценивать, как эффективность криовоздействия, так и безопасность его проведения;

- метод определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования на основе анализа результатов расчета обеспечения заданного дозирования с использованием протокола температур целевой области во времени криовоздействия.

2. Результаты теоретических, расчетных, экспериментальных исследований процессов теплообмена при охлаждении внутренних органов человека, позволившие получить данные о потребных параметрах подачи хладоносителя для обеспечения МПГГ при РАЛП.

3. Рекомендации по проектированию криомедицинского оборудования для повышения точности обеспечения дозирования криовоздействий.

### Апробация работы:

Основные результаты работы докладывались и обсуждались на:

III Международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Инновационные разработки в области техники и физики низких температур» (Москва, 2013).

Научных семинарах «Медицинские, технические и технологические аспекты проблем роботхирургии» (Москва, 2013, 2014, 2015).

Международной научно-практической конференции «Биотехнологии и качество жизни» (Москва, 2014).

Международных научно-практических конференциях «Криотерапия в России» (Санкт-Петербург, 2014-2015).

VIII Всероссийской молодежной научной конференции "Мавлютовские чтения" (Уфа, 2014).

Шестой Российской национальной конференции по теплообмену (Москва, 2014).

VIII Московский международный конгресс «Биотехнология: состояние и перспективы развития» (Москва, 2015).

XX Школе-семинаре молодых ученых и специалистов под руководством академика А.И. Леонтьева "Проблемы газодинамики и тепломассообмена в энергетических установках" (Московская область, 2015).

VII международной научно – технической конференции "Низкотемпературные и пищевые технологии в XXI веке" (Санкт-Петербург, 2015).

Личный вклад автора заключается в постановке проблемы точности обеспечения дозирования, разработке методов расчета и определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования, в предложении и обосновании Малоинвазивной полостной газовой гипотермии, разработке экспериментального стенда и проведении исследований согласно данным методам.

Публикации. Результаты диссертации отражены в 3 научных статьях, 3 из которых в журналах, рекомендуемых ВАК РФ, получен патент РФ на полезную модель, опубликованы тезисы 11 докладов.

### Структура и объем диссертации:

Диссертация состоит из введения, четырех глав, выводов, списка литературы, приложения и содержит 165 страниц основного текста, 60 рисунков, 10 таблиц.

## **СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ**

В первой главе в разделе 1.1 представлен краткий исторический очерк развития криомедицинской техники в РФ. Дано краткое описание основных разновидностей медицинских криометодов. Отмечается, что для их развития необходимо создавать технику, соответствующую современным требованиям,

невозможность реализации которых в ранее разработанном оборудовании сдерживает развитие криомедицины на практике.

В разделе 1.2 обоснована потребность провести повышение точности обеспечения задаваемого дозирования криовоздействий. Проведен обзор исследований по расчету параметров и повышению точности обеспечения дозирования криовоздействий. В литературных источниках не обнаружено обобщенное представление об оценке обеспечения параметров криовоздействий. Анализ показал, что для определения необходимых параметров оборудования для обеспечения конкретного криовоздействия перспективно проводить расчеты теплообмена (проведены в разделе 4.2) и анализировать их результаты (проведено в разделе 4.3). С точки зрения проверки эффективности и безопасности криовоздействий перспективно использовать теплофизическое моделирование криовоздействия в целом (моделирование группы органов). Причем для этого часто необходимо решать трехмерную сопряженную задачу теплообмена. В связи с этим требуется провести разработку современных методов расчета (глава 3) и методов анализа результатов расчета криовоздействия для определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования (глава 2).

Необходимо начинать с общего подхода с последующей проработкой частных случаев. В качестве частного случая в данной работе предлагается гипотермия. Исходя из этого в разделе 1.3 проведен обзор теплофизических параметров гипотермии и способов её технического обеспечения. В разделе 1.4 описана актуальная реализация местной гипотермии – Робот-ассистированная лапароскопическая простатэктомия (РАЛП, удаление рака предстательной железы). Описаны варианты обеспечения местной гипотермии в урологии. Предложен оригинальный способ Малоинвазивной полостной газовой гипотермии (МППГ). Предлагается рассчитать параметры хладоносителя для применения предложенного способа. Также результаты расчета будут служить примером для определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования и расчета теплообмена с учетом группы органов.

В конце главы, на основании собранной информации, формулируется цель работы и задачи, подлежащие решению для её достижения.

Во второй главе в разделе 2.1 представлен метод определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования при обеспечении криовоздействия. Рациональный выбор подразумевает системный расчет процесса локального криовоздействия на биоткань, и разработку на его основе рекомендаций по организации процесса криовоздействия и проектированию оборудования. Метод основан на протоколе температур области (ПТО). В рамках ПТО температуры в точках выделенной целевой области биоткани (ЦО) в каждый момент криовоздействия должны быть в определенном диапазоне. Если полученное изменение температур соответствует заданному ПТО, то криовоздействие обеспечено с достаточной точностью. Данный подход может быть использован вне зависимости от цели криовоздействия, оборудования и области его приложения в организме. В различных приложениях меняются кривые максимальной и минимальной

разрешенной температуры.

Для реализации различных заданных ПТО необходимо оценивать возможности конкретных образцов оборудования. В разделе 2.2 описаны вопросы обеспечения ПТО согласно современным тенденциям. Современный уровень техники и технологий позволяет проводить оценку как при моделировании (автоматически генерировать график температур), так и получать данные с датчиков во время процедуры (также совмещать их с компьютерным моделированием в режиме реального времени).

В разделе 2.3 описана ЦО, представлен ПТО для обеспечения МПГГ при РАЛП (Рисунок 1). Исходя из повышения точности обеспечения дозирования, описаны требования к функциональным блокам оборудования, точности контроля и прогнозирования процесса криовоздействия. Температура всех точек ЦО для обеспечения эффективности и безопасности криовоздействия не должна выходить за пределы представленного ПТО.

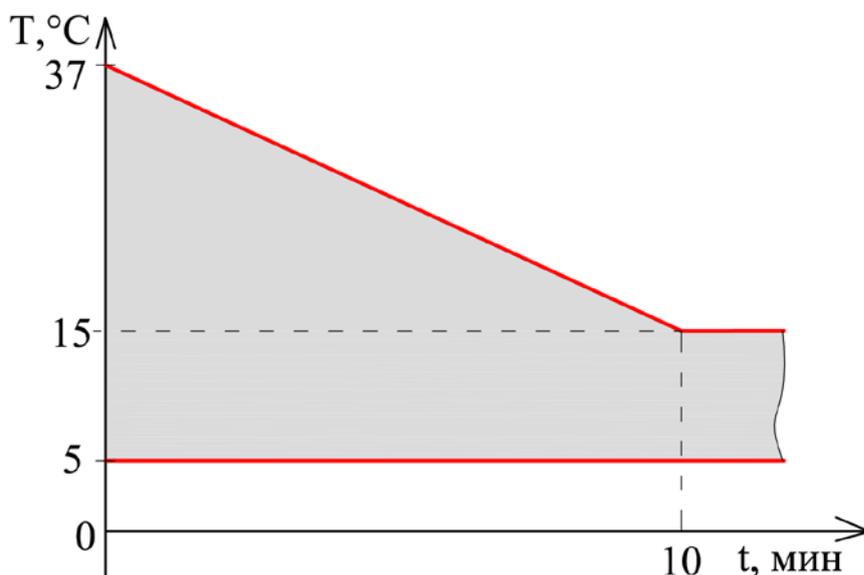


Рисунок 1. ПТО для МПГГ при РАЛП

В третьей главе в разделе 3.1 описана последовательность моделирования и анализа рассматриваемой биотехнической системы. В разделе 3.2 составлена общая математическая постановка задачи. Предложенное математическое описание включает в себя общий случай теплообмена при газовом охлаждении брюшной полости для робот-ассистированной медицины. Его ограничения необходимо учитывать при дальнейшем проведении расчетов.

В разделе 3.3 описана компьютерная программа, разработанная уже для получения расчетных результатов при конкретных условиях. В работе использован ANSYS – современный универсальный программный комплекс для создания расчетных программ моделирования физических процессов. Применяется конечно-элементное численное моделирование (необходимо учитывать, что в каждом элементе сетки рассчитывается отдельная система уравнений). Расчетная геометрическая модель состоит из двух тел (Рисунок 2). Верхнее тело представляет из себя область текучей среды (хладоносителя), материалом области «текучая среда» является  $\text{CO}_2$ . Нижнее тело – область

моделирующей биоткань среды (желатиновый гель, состоящий из 95 % воды и 5 % желатина – аналог биоткани соответствующего влагосодержания). В результате расчета данной базовой расчетно-геометрической модели (РГМ) при условиях однозначности, соответствующих проведенному физико-техническому эксперименту были получены распределения температур по объему тела при нестационарном процессе криовоздействия, пример распределения температур представлен на Рисунке 2.

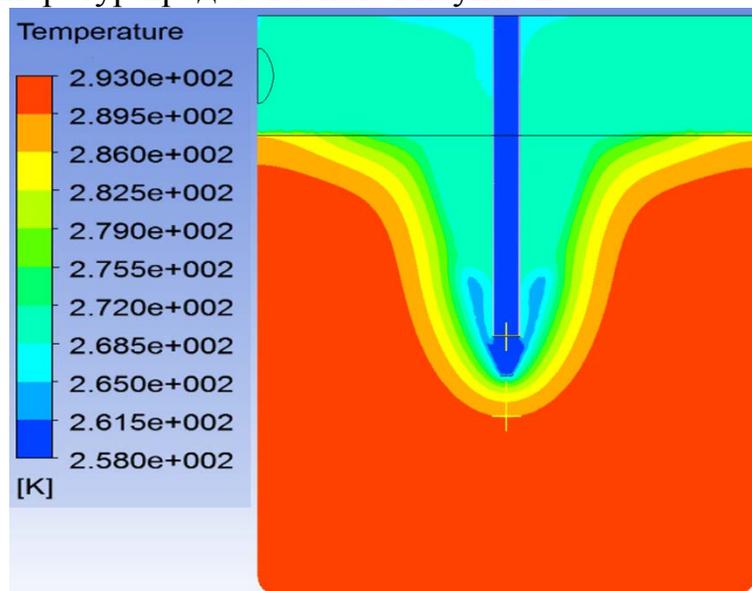


Рисунок 2. Распределение температур по продольному среднему сечению РГМ

Было проведено экспериментальное исследование процесса охлаждения модельной среды, имитирующее условия хирургической операции на внутренних органах (раздел 3.4). Перед проведением эксперимента в камере имитации РАЛП формировались модельное вещество и пространство для циркуляции газа, что с точки зрения теплообмена имитировало хирургическую операцию в брюшной полости. Расход и температура газа, линейные размеры и модельное вещество в расчете и эксперименте идентичны.

Экспериментальная установка (Рисунок 3, Рисунок 4) состоит из трех основных частей: камеры имитации РАЛП, набора измерительного оборудования (система сбора данных), системы подачи газа. Основными составляющими являются: емкость с крышкой (1) в которой находятся желатиновый гель и держатель для датчиков с закрепленными термометрами сопротивления (2), пирометр (3), программируемый контроллер Овен ПЛК150 (4), модуль ввода аналоговых сигналов Овен MB110 (5), преобразователь интерфейсов Овен AC4 (6), ноутбук для сбора и архивации данных (7), OPC-сервер MasterOPC (8), SCADA-программа MasterSCADA (9), баллон высокого давления CO<sub>2</sub> (10) с регулятором расхода (11), шланг подвода газа диаметром 8 мм (12), шланг отвода газа (13), вентилятор (14).

Принцип действия экспериментальной установки следующий: после открытия баллона высокого давления (10) на регуляторе расхода (11) выставляется требуемый расход газа и происходит захлаживание регулятора расхода (11) и теплоизолированного шланга (12) до получения стабильной

температуры газа на выходе из шланга. После этого холодный (относительно модельного вещества) газ подается в камеру имитации РАЛП, где охлаждает модельное вещество в течение заданного промежутка времени. В емкости с крышкой (1) при этом поддерживается избыточное давление на уровне от 15 до 25 мм ртутного столба (контроль проводится водяными манометрами). Отвод поступающего газа из емкости осуществляется через шланг отвода газа (13).

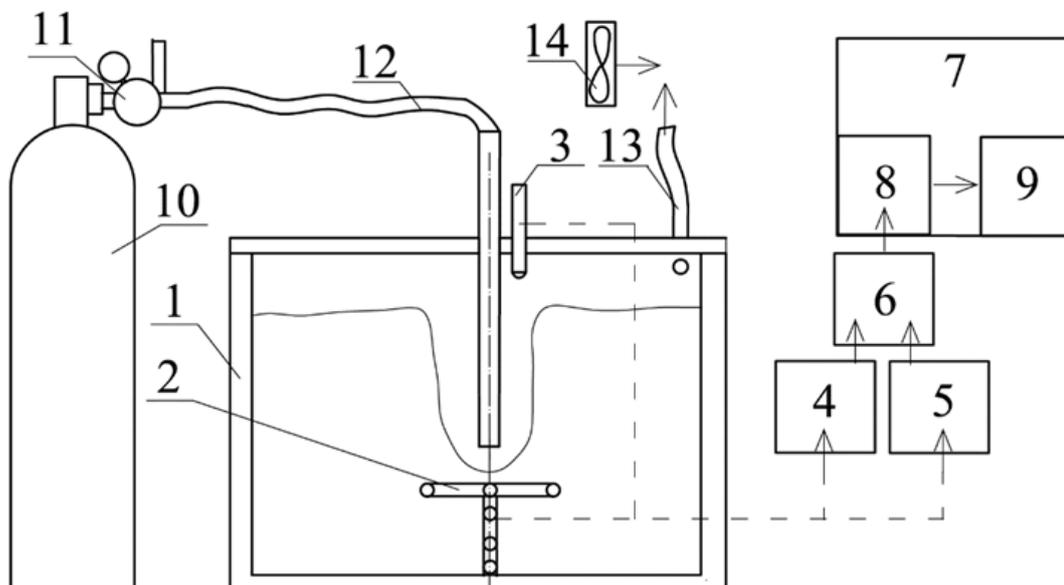


Рисунок 3. Схема экспериментальной установки

Сравнение расчетных и экспериментальных результатов (раздел 3.5) для наиболее ответственной контрольной точки на глубине 5 мм по оси симметрии камеры имитации (Рисунок 5) показывает, что расхождение между ними весьма мало, максимальное расхождение получается в середине расчета и составляет около 10 %. Причем это расхождение уменьшается по мере приближения к стационарному состоянию. На 500 секунде расчета (характерное время для МПГГ) оно составляет от 3,5 до 4 %.

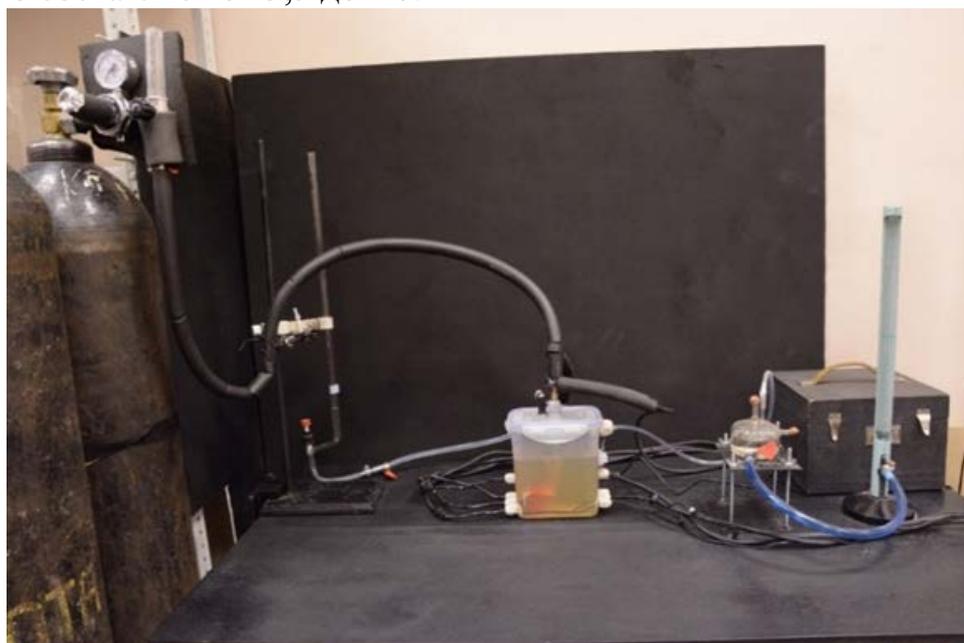


Рисунок 4. Общий вид экспериментальной установки

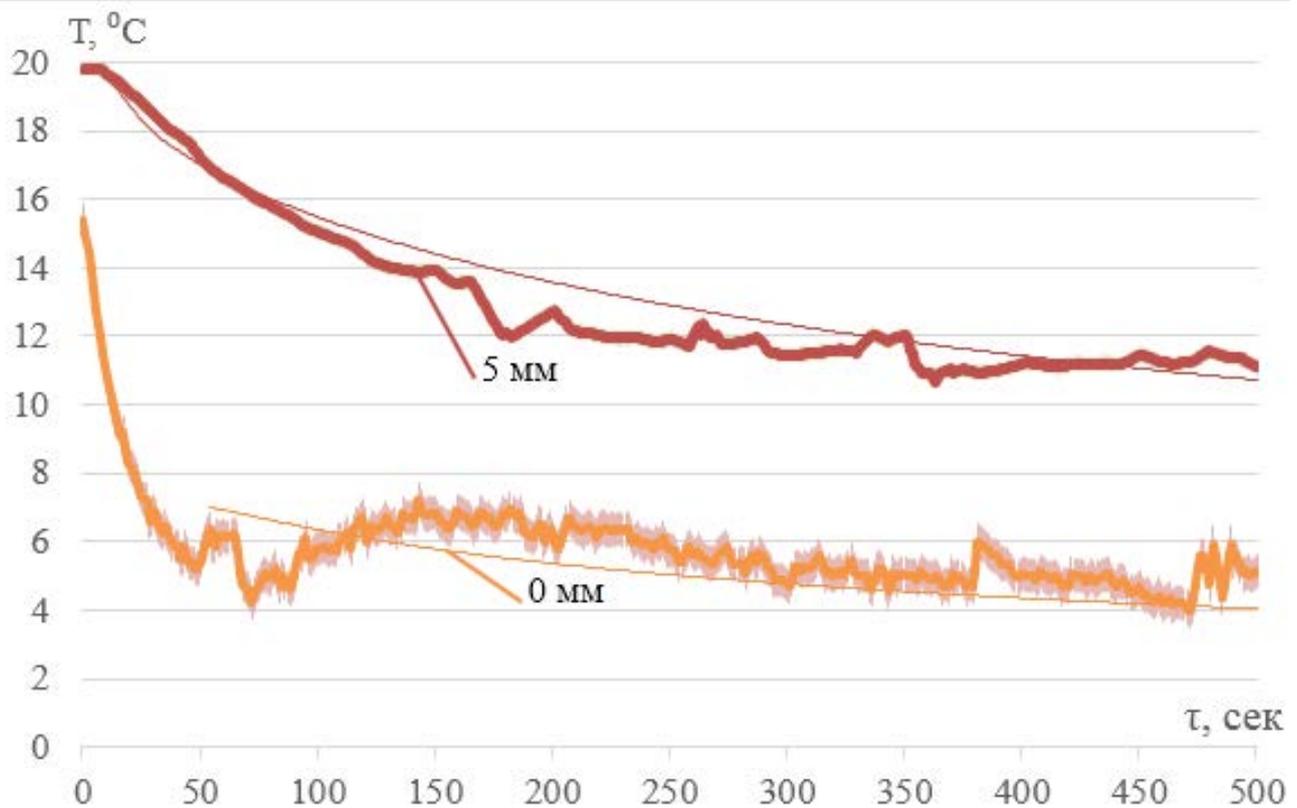


Рисунок 5. Сравнение экспериментальных и расчетных результатов

При сравнении показаний пирометра и значений температуры поверхности при расчете расхождение более велико и составляет в среднем около 10,28 %, однако в абсолютном значении разница между показаниями около 0,66 °C и имеет стабильный характер. В среднем погрешность вычислительного эксперимента по сравнению с физико-техническим не превосходит 10 %, при этом в абсолютном значении максимальное отклонение составляет не более 1,5 °C. В разделе 2.3 описаны требования к точности контроля и моделирования газовой гипотермии для РАЛП. Указано, что суммарная погрешность результата измерения в данном случае не должна превышать 1,5 °C. Из этого следует, что компьютерная программа моделирования прошла проверку адекватности и может быть использована для моделирования МПГГ.

В четвертой главе в разделе 4.1 описано модифицирование расчетной компьютерной программы для условий РАЛП с учетом моделирования группы органов. Программа моделирует брюшную полость в целом, а не отдельную ее часть. Она позволяет рассмотреть её как единый объект с точки зрения задачи охлаждения и при этом математически решить задачу обеспечения безопасности. Для этого создана РГМ группы внутренних органов и охлаждающей среды с использованием известных действительных теплофизических свойств. В РГМ представлены следующие области: «простата», «уретра», «мочевой пузырь», «прямая кишка», «мочеполовая диафрагма», «тазовая кость», «паравертикальная жировая ткань», «соединительная жировая ткань» и «текучая среда». Входная трубка установлена на расстоянии 10 мм от ЦО.

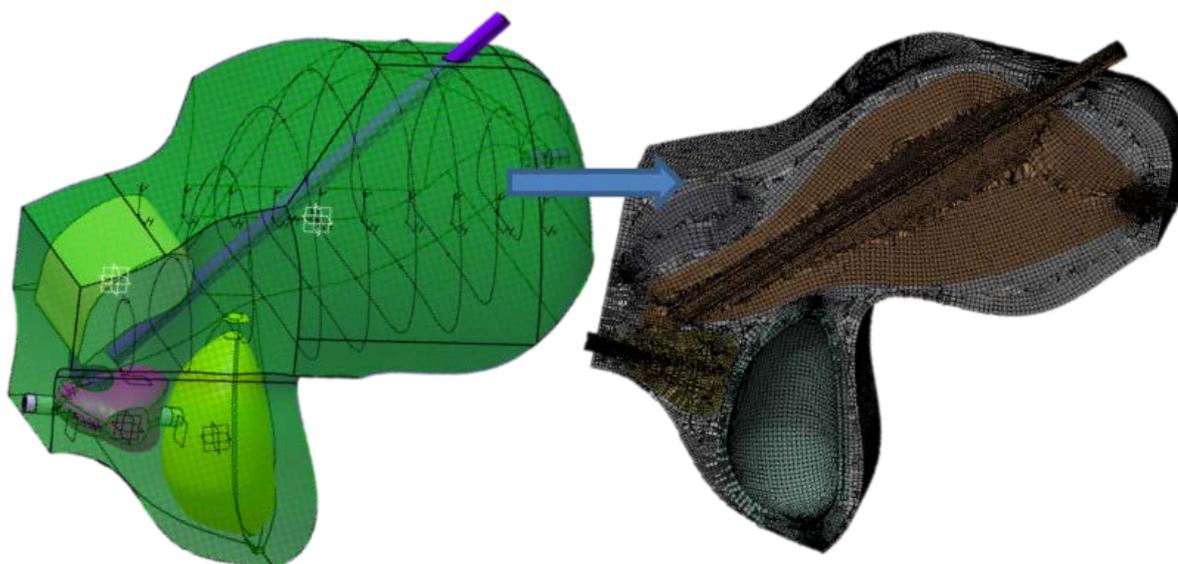


Рисунок 6. Расчетная геометрическая модель для РАЛП и ее конечно-элементное разбиение

На основе данной программы была проведена серия вычислительных экспериментов по расчету МПГГ при РАЛП. В разделе 4.2 представлены их результаты. В ходе проведения вычислительных экспериментов происходило сравнение конкретных, практически реализуемых вариантов организации охлаждения. Сравнение проводилось с точки зрения эффективности достижения состояния гипотермии при заданных начальной температуре биоткани и способе охлаждения. Основная цель проведения вычислительных экспериментов: получить закономерности изменения температурных полей в биоткани (дать описание глубины охлаждения) и оценить мощность отвода теплоты.

Результаты вычислительных экспериментов: 1) нахождение оптимальных величин расхода и температуры хладоносителей (приведено в разделе 4.2); 2) сравнение вариантов с точки зрения глубины и мощности охлаждения (приведено в разделе 4.2); 3) получение данных для проверки безопасности наиболее подходящего варианта криовоздействия (приведено в разделе 4.3); 4) получение рекомендаций к применению различных вариантов охлаждения (приведено в разделе 4.3).

Вариант реализации охлаждения (Таблица 1) характеризуется: составом хладоносителя, его температурой (минимально безопасная), расходом (окончательные расчеты ведутся при определенных оптимальных расходах) и организацией подачи (организация подачи подразумевает собой обеспечение пневмоперетониума и удобство подвода хирургического инструмента).

Первый вариант – применение газа. С точки зрения теплофизических свойств и стоимости было проведено сравнение следующих основных медицинских газов:  $\text{CO}_2$ , Ar, Xe,  $\text{N}_2\text{O}$ . Ar по сравнению с  $\text{CO}_2$  имеет теплоемкость в 1,6 раза ниже, при близких значениях теплопроводности и плотности.  $\text{N}_2\text{O}$  имеет теплофизические свойства близкие к  $\text{CO}_2$  и замена одного другим не приведет к значительным изменениям. Xe имеет плотность и

теплопроводность в 3 раза выше, чем у  $\text{CO}_2$ , однако имеет меньшую теплоемкость и высокую стоимость. Следовательно, исходя из биосовместимости, стоимости и теплофизических свойств выбран  $\text{CO}_2$ . Температура  $\text{CO}_2$  на входе в трубку предлагается минус 5 °С (по итогам разделов 3.3, 3.4 как наименьшая безопасная для пациента температура). Расчетный расход для  $\text{CO}_2$  – 1,58 г/сек (45 литров в минуту). Рекомендуемые данные получены с помощью дополнительных расчетов, в которых изучалось изменение глубины охлаждения от расхода подаваемого газа. Сформирован график влияния расхода  $\text{CO}_2$  на глубину охлаждения (Рисунок 7). Дальнейшее увеличение расхода не влечет за собой значительного повышения глубины охлаждения.

Таблица 1.

Характеристика вариантов расчета

	Состав среды	$T_{\text{среды}}, \text{ }^\circ\text{C}$	Расход, г/сек	$T_{\text{нач. биоткани}}, \text{ }^\circ\text{C}$
1	$\text{CO}_2$	- 5	1,58	37
2	$\text{CO}_2$ предохлаждение	- 5	1,58	37
3	Вода	4	0,60	37
4	Бинарный лед (БЛ)	0	0,30	37
5	$\text{CO}_2$	- 5	1,58	25

Второй вариант охлаждения – применение  $\text{CO}_2$  и предварительного охлаждения через полые органы (предлагается использовать моделирование предварительного охлаждения прямой кишки, мочевого пузыря). Рекомендуется длительность не менее 600 секунд. Рекомендуемая температура охлаждающей среды около 5 °С, также рассмотрены варианты 10, 15 °С. Предварительное охлаждение наиболее эффективно применять для момента, когда ЦО находится вблизи внутренних полостей. На удалении более 20 мм от них значительного понижения температуры не наблюдается.

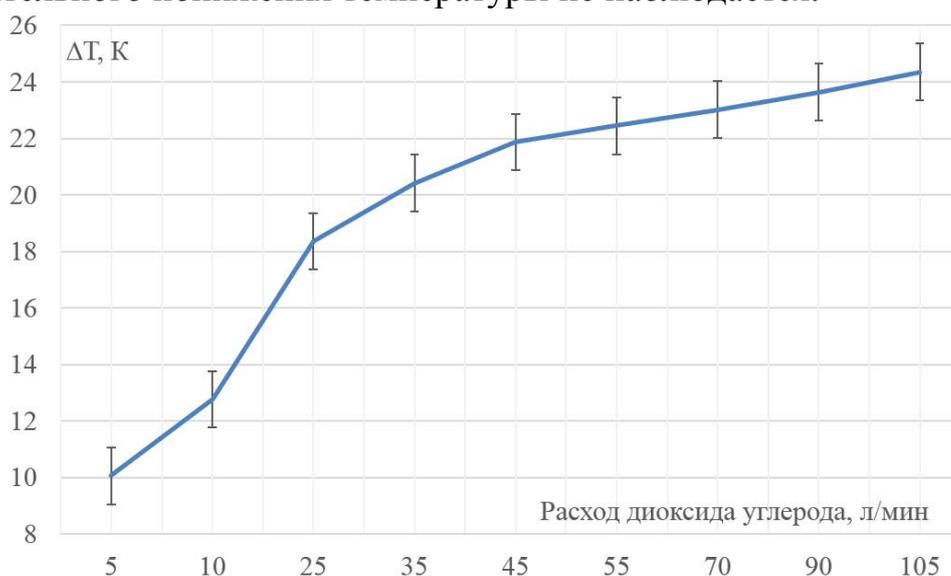


Рисунок 7. Влияние расхода  $\text{CO}_2$  на глубину охлаждения

Третий вариант – использование охлажденной воды и подачи газа только для поддержания пневмоперетониума. Охлажденные водяные растворы

(температура воды на входе из соображений безопасности составляет 4 °С) имеют применение в практике гипотермии. По итогам предварительных расчетов расход воды – 0,6 грамм в секунду.

Четвертый вариант – использование бинарного льда (БЛ) вместо воды. БЛ имеет экспериментальное применение в практике гипотермии. Предлагается БЛ составом в 50 % воды, 50 % льда. Температура БЛ на входе при контакте с биотканью составляет 0 °С. По итогам предварительных расчетов расход – 0,3 грамм в секунду.

Исходя из проведенных расчетов с точки зрения глубины охлаждения БЛ интенсивнее охлаждения водой в ЦО на величину не менее 25 % (Таблица 2), по сравнению с CO<sub>2</sub> на величину не менее 36 % (это демонстрирует возможности локальной интенсификации теплообмена с использованием БЛ).

Таблица 2.

Сравнение глубины охлаждения

	Т, °С для контрольных точек на глубине			
	0,1 мм	1 мм	3 мм	5 мм
CO <sub>2</sub>	11,24	16,28	25,47	29,46
Вода	7,87	14,48	25,06	29,65
Бинарный лед (БЛ)	0,96	8,76	21,35	27,06

На глубине 1 мм использование БЛ дает значительный прирост охлаждения. На глубине 3 мм, 5 мм ввиду низкой теплопроводности биоткани значительной разницы между охлаждением водой и газом не наблюдается.

При использовании БЛ на поверхности наблюдается охлаждение, близкое к температуре фазового перехода, однако непосредственно фазовый переход воды в биоткани во времени расчета не наблюдается. Также при охлаждении жидкостью необходимы её принудительный отвод и специально организованная ирригация вертикальных стенок, что ограничивает возможности применения воды и БЛ.

Расчеты показали среднее значение мощности охлаждения для рассчитанных оптимальных расходов текучих сред. На промежутке 600 секунд для CO<sub>2</sub> оно составляет – 8,38 Вт; для воды – 9,95 Вт; для БЛ – 12,01 Вт, для смеси БЛ и CO<sub>2</sub> – 11,81 Вт. На Рисунке 8 показано распределение средней мощности охлаждения для промежутков времени с шагом 100 секунд, из которого можно сделать следующие выводы:

1) Различные варианты охлаждения имеют различную мощность на промежутке не более 5 минут, далее ввиду низкой теплопроводности биоткани мощность охлаждения сравнивается.

2) Турбулизация потока газа и локализация струи у ЦО позволили достичь небольшой разницы в мощности охлаждения между газом и жидкостью. При оптимальном расходе CO<sub>2</sub> по отношению к оптимальному расходу воды на промежутке, пока мощность охлаждения не сравнялась, общий отвод теплоты меньше на 27,82 %, на всем сравнительном промежутке на 18,71 %. Это демонстрирует то, что мощность газового охлаждения в данном случае незначительно уступает охлаждению жидкостью. Также при охлаждении

жидкостью необходим интенсивный ее отвод, и наблюдаются сложности в охлаждении вертикальных стенок, что ограничивает по сравнению с газом ее область применения.

3) При повышении расхода БЛ в 2,5 раза (от 0,2 до 0,5 г/сек) общая мощность охлаждения растет незначительно. Для первых 200 секунд она выше на 15 %. То есть, увеличение расхода БЛ позволяет получить некоторый прирост скорости охлаждения только в начале криовоздействия.

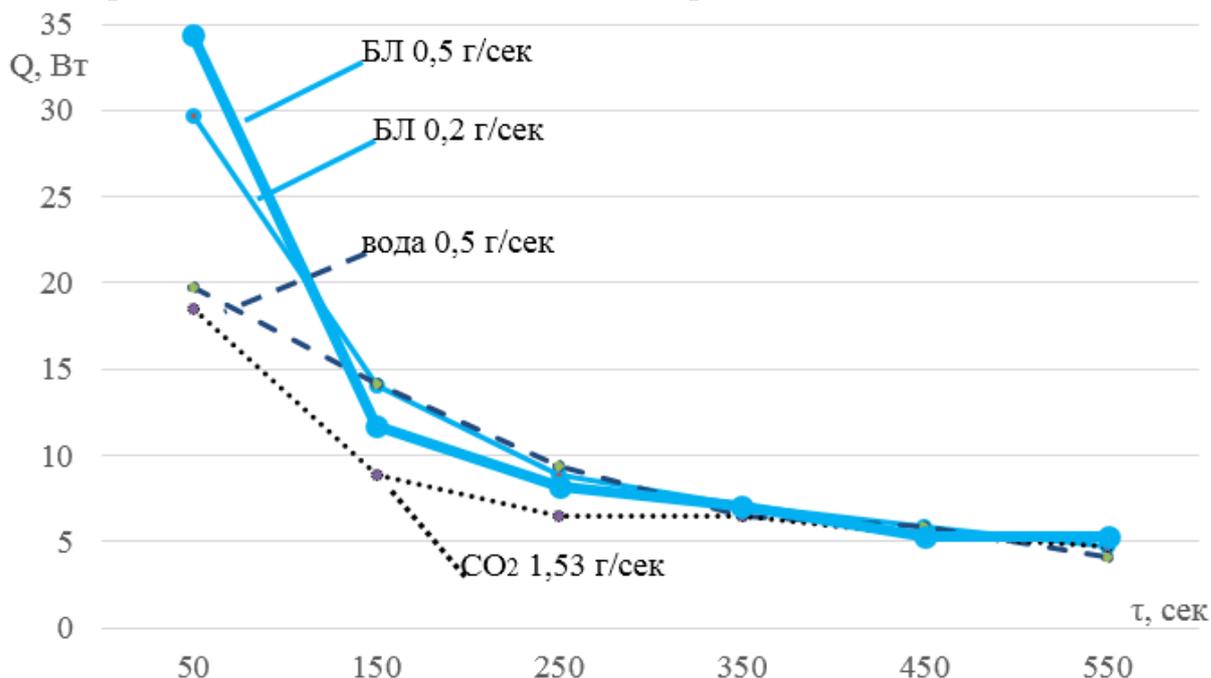


Рисунок 8. Сравнение мощности охлаждения

4) При необходимости для получения конкретных требуемых скоростей охлаждения в течение первых нескольких минут охлаждения (замедляя или ускоряя процесс) возможно применять БЛ с различной концентрацией частичек льда и различным расходом, а также охлажденную воду и газ с различными расходами. Приведенный график показывает границы эффективности каждого из вариантов в отдельности.

5) Применение смеси охлажденного CO<sub>2</sub> и БЛ позволит сконцентрировать отвод теплоты с помощью БЛ в нижней части полости, а с помощью CO<sub>2</sub> на вертикальных стенках. При этом значения мощности отвода теплоты будут суммироваться.

Пятый вариант – применение охлажденного CO<sub>2</sub> в ситуации с точки зрения начальной температуры приближенной к РАЛП. В данном случае принимается условие начала охлаждения после проведения одного из хирургических разрезов. На Рисунке 9 представлены примеры полученных в вычислительных экспериментах температурных историй крайних точек, для которых выполняется ПТО. На Рисунке 10 представлена зона выполнения требований ПТО (выделен диапазон от 5 до 15 °С). На Рисунке 11 представлена проверка безопасности рассчитанного криовоздействия. На нем не наблюдается температур ниже 0 °С, значит криовоздействие согласно расчету безопасно. Из этого следует, что анализ результатов численного исследования согласно ПТО

показал, что криовоздействие достаточно эффективно в объеме ЦО и является безопасным для проведения при выбранных параметрах подачи хладоносителя. Способ МПГГ при расходе  $\text{CO}_2$  45 литров в минуту и температуре минус  $5^\circ\text{C}$  позволяет достичь заданной эффективности охлаждения в ЦО.

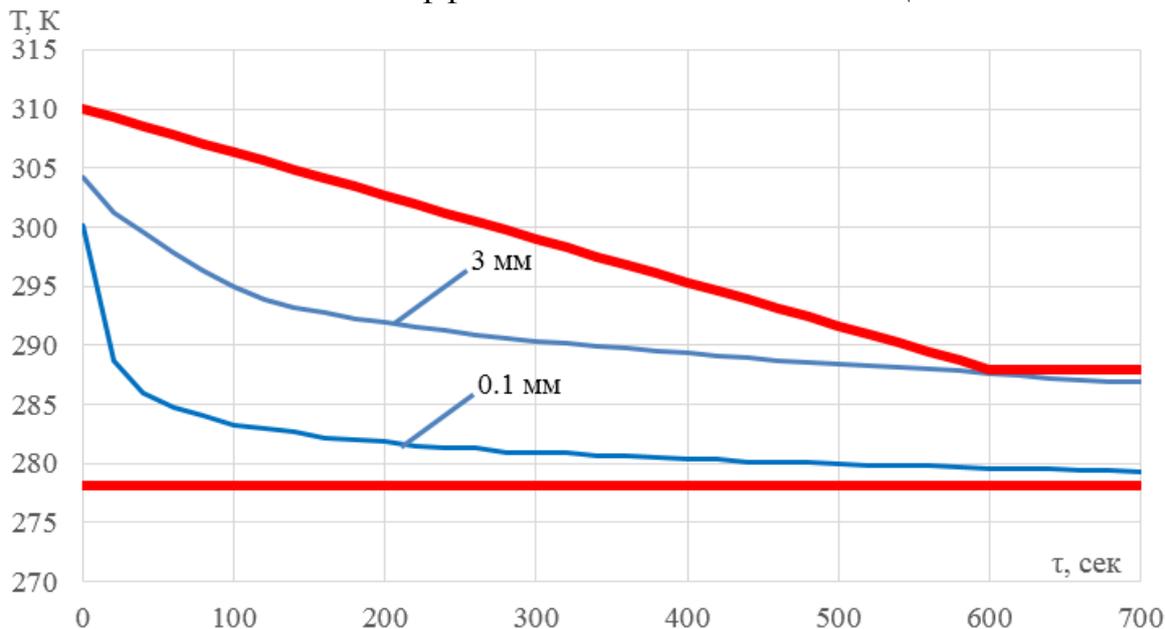


Рисунок 9. Температурные истории точек, совмещенные с ПТО

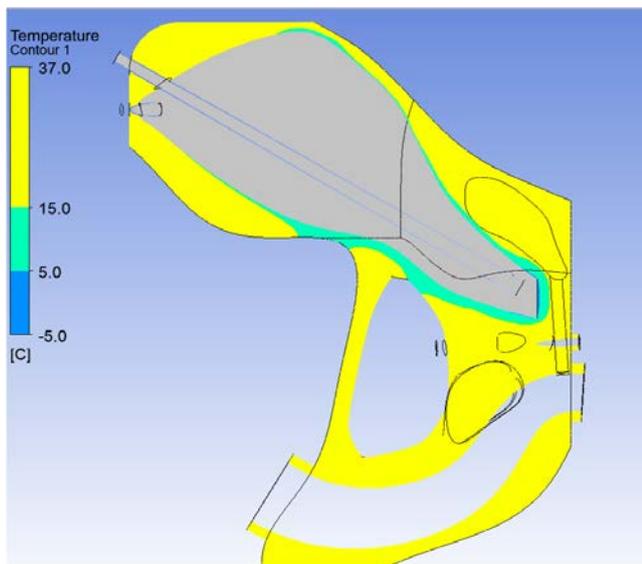


Рисунок 10. Область выполнения требований ПТО при МПГГ

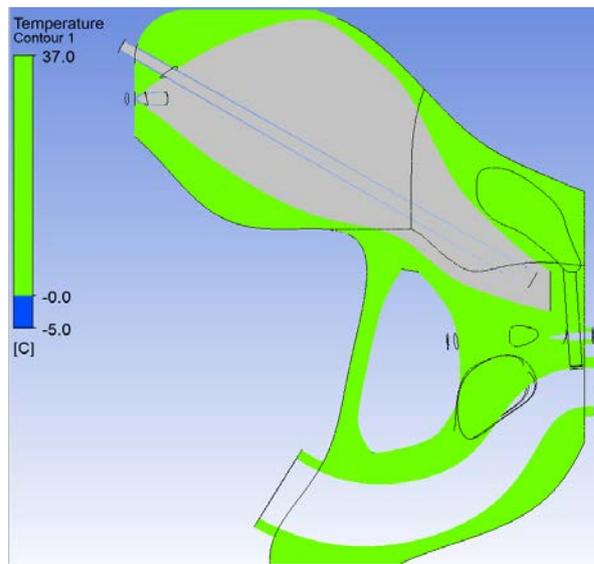


Рисунок 11. Проверка безопасности рассчитанного криовоздействия

Для подачи газа при операциях используются аппараты-инсуфляторы. Для проведения робот-ассистированных операций – хирургические роботические системы. Для МПГГ их предлагается дополнить. В качестве трубки подачи текучей среды в данной работе используется запатентованная автором конструкция (Рисунок 12, патент РФ на полезную модель № 156346). Инструмент для инсуфляции при проведении внутриполостной хирургической операции содержит источник инсуфляционного газа (1), средство охлаждения инсуфляционного газа (2), систему для подвода и отвода инсуфляционного

газа (3), бесконтактный датчик температуры поверхности биоткани (4). Система для подвода и отвода инсuffляционного газа выполнена в виде гибкого шланга, имеющего разделенную на два канала трубку. Сечение подвода рекомендуется в диапазоне от 3 до 8 мм, что отвечает требованиям малоинвазивной лапароскопической хирургии.

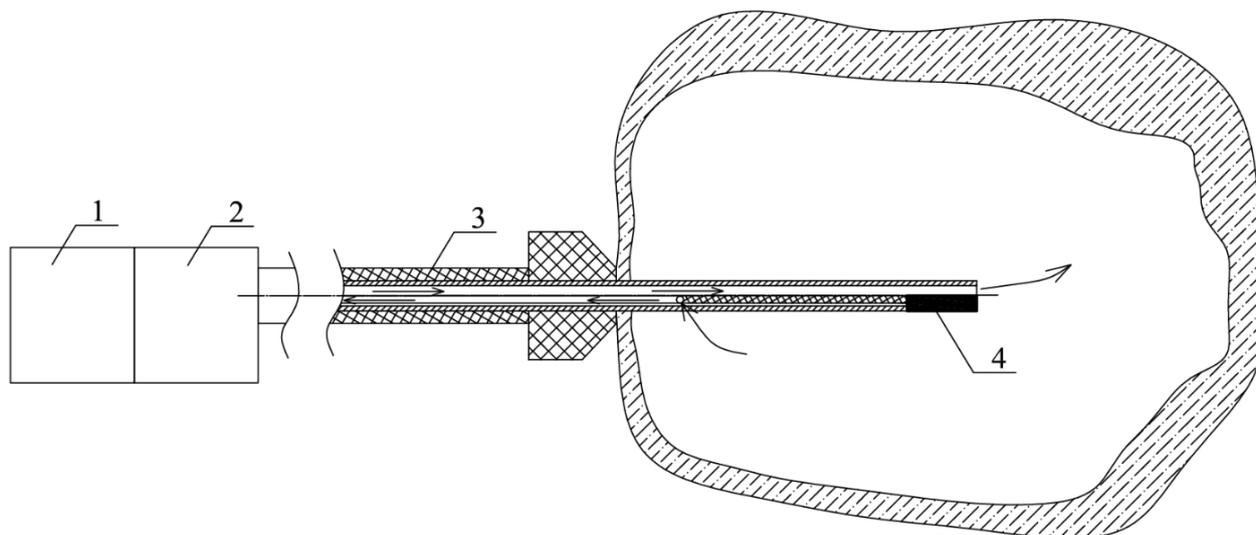


Рисунок 12. Инструмент для инсuffляции при проведении внутриволостной хирургической операции

В разделе 4.4 представлены рекомендации по проектированию криомедицинского оборудования, основанные на разработанном по итогам проведенной работы алгоритме расчета и определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования для повышения точности обеспечения дозирования.

## ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ И РЕЗУЛЬТАТЫ

1) с целью разработки методики расчета параметров криовоздействия с повышенной точностью разработаны экспериментальный стенд и базовая компьютерная программа численного моделирования для робот-ассистированной хирургии в общем случае. Сравнение экспериментальных и расчетных результатов показало, что погрешность в абсолютном значении не более  $1,5^{\circ}\text{C}$ . Это доказывает допустимую точность расчетов с использованием созданной программы;

2) проведена модернизация разработанной компьютерной программы с точки зрения расчетно-геометрической модели (CAD-модель), граничных условий, свойств биотканей и хладоносителей для перехода к моделированию РАЛП. В программе расчета учитывается моделирование группы органов, кровотоков, теплота метаболизма, сопряженный теплообмен;

3) разработанная методика расчета обеспечения дозирования криовоздействий (в том числе РАЛП), в качестве научно-методической базы полезна для создания нового поколения криомедицинского оборудования и

разработки специализированных программ экспресс-анализа, позволяющих проводить расчеты в режиме реального времени криовоздействия с возможностью индивидуализации РГМ для конкретного пациента при проведении РАЛП;

4) проведено исследование различных вариантов охлаждения. Оно позволило установить степень влияния на процесс криовоздействия состава, температуры, расхода различных хладоносителей. С использованием полученных характеристик глубины и мощности охлаждения возможно обоснованно планировать криовоздействие, а также контролировать его проведение. Также рассчитаны возможности локальной интенсификации теплообмена при использовании бинарного льда, по сравнению с  $\text{CO}_2$  мощность охлаждения возрастает на величину не менее 36 %;

5) разработан метод определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования на основе расчета обеспечения дозирования. Он основан на выделении ЦО и определении ПТО для нее. Данный метод применим для всех видов медицинских криовоздействий, а также для других случаев, когда необходимо в определенных рамках контролировать изменение температурных полей во времени и пространстве;

6) проведен анализ результатов расчета МПГГ при РАЛП. Показано, что МПГГ при расходе  $\text{CO}_2$   $45 \pm 2,5$  литра в минуту и температуре минус  $5 \pm 1,5$  °С позволяет достичь заданной эффективности охлаждения ЦО и обеспечить безопасность криовоздействия. По итогам работы получен патент на полезную модель № 156346;

7) даны практические рекомендации по проектированию криомедицинского оборудования и организации криовоздействий с повышенной точностью обеспечения дозирования.

## **ОСНОВНЫЕ ПУБЛИКАЦИИ ПО ТЕМЕ ДИССЕРТАЦИИ**

1. Математическая модель охлаждения наддувом газа / А.В. Шакуров [и др.]. // Химическое и нефтегазовое машиностроение. 2015. № 11, С. 30-33 (0,25 п.л. /0,15 п.л.).

2. Теплофизические параметры гипотермии / А.В. Шакуров [и др.]. // Медицинский вестник Башкортостана. 2014. Т. 9. № 6. С. 119-123 (0,3 п.л. /0,15 п.л.).

3. Компьютерное теплофизическое моделирование процесса местного гипотермического охлаждения для робот-ассистированной хирургии / А.В. Шакуров [и др.]. // Автоматизация. Современные технологии. 2015. № 10. С. 21-24. (0,25 п.л. /0,20 п.л.).

4. Полезная модель – Инструмент для инсуффляции при проведении внутриполостной хирургической операции: свидетельство №156346 Рос. Федерация. №2015122304/14; заявл. 11.06.2015; опубл. 10.11.2015, Бюл. №31. 2 с.