

МОСКОВСКИЙ ГОСУДАРСТВЕННЫЙ ТЕХНИЧЕСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ  
ИМ. Н.Э. БАУМАНА  
(НАЦИОНАЛЬНЫЙ ИССЛЕДОВАТЕЛЬСКИЙ УНИВЕРСИТЕТ)

На правах рукописи  
УДК 621.59

Шакуров Алексей Валерьевич

СОЗДАНИЕ И ИССЛЕДОВАНИЕ ОБОРУДОВАНИЯ  
ДЛЯ РЕГУЛИРУЕМОГО КРИОВОЗДЕЙСТВИЯ НА ЧЕЛОВЕКА

Специальность 2.4.8 Машины и аппараты,  
процессы холодильной и криогенной техники

Диссертация на соискание ученой степени  
доктора технических наук



Москва – 2024

## СОДЕРЖАНИЕ

	Стр.
ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ.....	6
ВВЕДЕНИЕ .....	8
ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ МЕТОДА, ТЕХНИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ И ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ОБЩЕГО ГАЗОВОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧ ИССЛЕДОВАНИЙ .....	20
1.1. Общее газовое криотерапевтическое воздействие.....	20
1.2. Техническое обеспечение общего газового криотерапевтического воздействия .....	24
1.2.1. Краткая характеристика.....	24
1.2.2. История развития .....	26
1.2.3. Современное оборудование.....	27
1.2.4. Технические требования к перспективным образцам .....	45
1.3. Результаты экспериментальных и теоретических исследований.....	52
1.3.1. Физический эксперимент .....	52
1.3.2. Вычислительный эксперимент.....	69
1.3.3. Технические диссертации по тематике общего газового криотерапевтического воздействия .....	85
1.4. Постановка целей и задач исследования .....	91
ГЛАВА 2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛО- МАССООБМЕНА В ИСПОЛНИТЕЛЬНОМ УСТРОЙСТВЕ ТИПА КРИОБАССЕЙН В НЕРЕГУЛИРУЕМОМ РЕЖИМЕ ОБЩЕГО ГАЗОВОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ .....	103
2.1. Постановка экспериментального исследования.....	103
2.2. Испытания типового оборудования.....	103

	Стр.
2.3. Разработка экспериментального стенда и методики проведения эксперимента.....	114
2.3.1. Экспериментальный стенд .....	114
2.3.2. Методика проведения эксперимента .....	119
2.3.3. Расчет погрешностей эксперимента .....	121
2.4. Результаты экспериментального исследования .....	125
2.4.1. Температура газа.....	125
2.4.2. Температура стенок .....	127
2.4.3. Температура поверхности объекта охлаждения.....	130
<b>ГЛАВА 3. ФИЗИКО-МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ И ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛОМАССОБМЕНА В ИСПОЛНИТЕЛЬНОМ УСТРОЙСТВЕ ТИПА КРИБАССЕЙН В НЕРЕГУЛИРУЕМОМ РЕЖИМЕ ОБЩЕГО ГАЗОВОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ .....</b>	<b>141</b>
3.1. Задача численного моделирования тепломассообмена в исполнительном устройстве.....	141
3.1.1. Применение универсальных программных комплексов численного моделирования в решении задач тепломассообмена.....	141
3.1.2. Алгоритм проведения вычислительного эксперимента .....	143
3.1.3. Характеристика и особенности задачи .....	146
3.2. Физическо-математические модели установки и объекта охлаждения.	149
3.2.1. Объект охлаждения.....	149
3.2.2. Исполнительное устройство.....	186
3.2.3. Блок охлаждения (домен текучей среды) .....	187
3.3. Разработка и верификация компьютерной программы расчета.....	191
3.3.1. Компьютерная программа .....	191
3.3.2 Верификация компьютерной программы расчета .....	196

	Стр.
3.4. Исследование тепломассобмена в ИУ типа криобассейн в нерегулируемом режиме общего газового криотерапевтического воздействия .....	199
3.4.1. Температура и скорость газа .....	199
3.4.2. Температура объекта охлаждения и тепловой поток.....	204
ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАЗРАБОТКИ УСТАНОВОК ОБЩЕГО ГАЗОВОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ РЕГУЛИРУЕМОГО ТИПА.....	209
4.1. О регулируемом общем газовом криотерапевтическом воздействии ...	209
4.1.1. Актуальность развития метода в предлагаемом направлении .....	209
4.1.2. Принципы создания концепции .....	212
4.1.3. Концепция выполнения регулируемого общего газового криотерапевтического воздействия .....	216
4.2. Схемы исполнительных устройств регулируемого типа.....	226
4.3. Экспериментальное исследование подачи приточной струи .....	231
4.3.1. Экспериментальный стенд .....	231
4.3.2. Распределение скоростей приточной струи .....	233
4.3.3. Влияние скорости приточной струи на динамику охлаждения объекта .....	240
4.3.4. Влияние положение вентилятора на динамику охлаждения объекта .	247
4.3.5. Анализ способов регулирования скорости охлаждения объекта .....	256
4.4. Бесконтактный контроль температуры поверхности объекта .....	259
4.4.1. Постановка задачи .....	259
4.4.2. Влияние охлаждения прибора на результат измерений .....	261
4.4.3. Влияние ледяного тумана на результат измерения во время общего газового криотерапевтического воздействия .....	266
4.4.4. Позиционирование пятна измерения пирометра на поверхности объекта общего газового криотерапевтического воздействия.....	271

	Стр.
ГЛАВА 5. РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ОПЫТНО-ПРОМЫШЛЕННОГО ОБРАЗЦА УСТАНОВКИ ОБЩЕГО ГАЗОВОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ РЕГУЛИРУЕМОГО ТИПА.....	274
5.1. Расчет режимов подачи охлаждающего газа.....	274
5.2. Разработка опытно-промышленного образца установки ОГКВ .....	283
5.3. Экспериментальное исследование .....	294
5.4. Алгоритмы выполнения регулируемых режимов общего газового криотерапевтического воздействия .....	299
ГЛАВА 6. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ .....	304
6.1. Анализ результатов исследований.....	304
6.2. Рекомендации к исследованиям общего газового криотерапевтического воздействия .....	310
6.3. Практические рекомендации к выполнению общего газового криотерапевтического воздействия .....	312
6.4. Рекомендации по модернизации ранее разработанных конструкций установок общего газового криотерапевтического воздействия .....	314
ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ .....	318
СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ .....	322
ПРИЛОЖЕНИЕ .....	346

## ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

### Аббревиатуры

ОГКВ – общее газовое криотерапевтическое воздействие (криовоздействие),

БО – блок охлаждения установки для выполнения ОГКВ,

БУ – блок управления установки для выполнения ОГКВ,

ВХМ – воздушная холодильная машина,

ИМТ – индекс массы тела,

ИУ – исполнительное устройство установки для выполнения ОГКВ  
(человек находится в нем),

ПКХМ – парокompрессионная холодильная машина,

ТМОА – теплообменник аппарата.

### Условные обозначения

$c_p$  – удельная теплоемкость ( $\text{Дж кг}^{-1} \text{К}^{-1}$ ),

$F$  – функция,

$\dot{m}$  – массовый расход текучей среды ( $\text{кгс}^{-1}$ ),

$g$  – ускорение свободного падения ( $\text{м с}^{-2}$ ),

$h$  – коэффициент лучистой теплоотдачи,

$k$  – теплопроводность ( $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-1} \cdot \text{К}^{-1}$ ),

$P$  – давление текучей среды (Па),

$Q$  – общий тепловой поток (Вт),

$q$  – объемный тепловой поток ( $\text{Вт} \cdot \text{м}^{-3}$ ),

$R$  – газовая постоянная ( $\text{Дж моль}^{-1} \text{К}^{-1}$ ),

$T$  – температура (К),

$t$  – время (с),

$u$  – скорость текучей среды ( $\text{м с}^{-1}$ ),

$V$  – объем ( $\text{м}^3$ ),

$x, y, z$  – пространственные координаты (м),

$\nu$  – кинематическая вязкость ( $\text{м}^2 \cdot \text{с}^{-1}$ ),

$\mu$  – молярная масса ( $\text{кг} \cdot \text{кмоль}^{-1}$ ),

$\rho$  – плотность ( $\text{кг м}^{-3}$ ),

$\varepsilon$  – коэффициент излучения,

$\sigma$  – постоянная Стефана–Больцмана ( $\text{Вт м}^{-2} \text{К}^{-4}$ ).

### **Индексы**

*BHS* – объемный источник теплоты человека,

*bond* – граница между твердой и жидкой областями,

*SW* – стенки исполнительного устройства,

*f* – текучая среда,

*i* – относится к элементу сетки,

*MAX* – максимальное значение,

*Rad* – тепловое излучение,

*Hum* – домен объекта охлаждения (человека).

## ВВЕДЕНИЕ

Общее газовое криотерапевтическое воздействие (ОГКВ, далее также криовоздействие) – это интенсивное охлаждение большей части поверхности тела человека длительностью от 3 до 6 минут с целью достижения ответной реакции (усовершенствованное «закаливание организма»). Положительный эффект применения криовоздействия доказан более чем 40 годами использования в Японии, Германии, Польше, Франции, США и России, которая традиционно является одним из лидеров в данной области. Подробная характеристика метода дана в обзоре литературных источников.

Имеются социально-экономические предпосылки для развития в РФ оборудования для выполнения криовоздействия в ответ на демографические вызовы XXI века. А именно, это потребность во внедрении средств здоровьесбережения с учетом индивидуальных особенностей человека в условиях старения, снижения численности населения, потребности в длительном образовании кадров высшей квалификации и урбанизации. Высокий риск эмбарго импорта медицинских изделий актуализировал борьбу за технологический суверенитет системы здравоохранения РФ. Возможны как варианты догоняющего развития, так и поиск альтернатив, основанных на опыте научных школ и внедрении инноваций. Одной из них является развитие техники и методов применения криовоздействия. При этом рациональным является постепенное расширение целевой аудитории метода. Приоритет сегодня – закаливание наиболее ценных специалистов, в том числе работающих в экстремальных условиях, например, военнослужащих. По 426 ФЗ такие условия классифицируются как опасные, имеющие угрозу жизни и высокий риск развития острого профессионального заболевания.

Имеется положительный опыт применения криовоздействия. Ранее, в XX веке, практика массового применения аналогичных методов водного закаливания показала их пользу и перспективность, но нерешенной осталась проблема индивидуализации выполнения криовоздействия.



Проблема индивидуализации не решена и для ОГКВ. Это достижение заданных значений температур вне зависимости от индивидуальных особенностей, а, следовательно, и последующие оптимизация, повышение эффективности метода, скорости адаптации, снижение неопределенности результата. Согласно 39-му информационному письму Международного института холода (г. Париж, 2020 г.), отмечены рост числа исследований криовоздействия: «Найдено 700 публикаций, треть из них за последние 5 лет» и актуальные задачи развития метода: «Оптимальные протоколы должны быть определены в зависимости от целей выполнения криовоздействия и характеристик целевой аудитории. Вопросы развития метода не решены и являются неотложными, над ними необходимо работать быстро». Однако, еще не создано подходящей для индивидуализации криовоздействия техники.

Недостаточная точность выполнения процесса охлаждения биообъекта (по отношению к температурным полям) существенно влияет на потребительские характеристики оборудования: на итоговое среднее снижение температуры поверхности и на однородность её охлаждения. При охлаждении различных биообъектов применяется один и тот же режим подачи газа. Это приводит к тому, что при одинаковой длительности криовоздействия у них достигается различная средняя температура поверхности и наблюдается значительная неоднородность в охлаждении областей различной формы и размеров (до 10 К, что является до 40% от общего изменения температуры поверхности). Изменение длительности при этом не снимает проблемы неоднородности охлаждения. При этом установка для оператора как «черный ящик», в котором отсутствует возможность изменять режимы. В итоге на практике – «слепая эмпирика», недостаточные длительность и точность криовоздействия. Следовательно, необходимы регулируемый диапазон режимов подачи газа и техническая возможность для медико-биологических исследований по учету различий телосложения и других особенностей человека.

Кроме того, низкая энергетическая эффективность выполнения ОГКВ

существенно влияет на основной технико-экономический показатель – себестоимость. Анализ источников подводимой к азоту теплоты показал, что около 70% её затрачивается на потери. Это связано с тем, что используются эмпирические условия подачи газа к человеку (скорость, направление потока, форма и расположение каналов), имеются высокие теплопритоки из-за недостатков конструкции. Следовательно, необходимо также провести теплофизические исследования границы человек-окружающая среда, совершенствовать процессы и аппараты, снижать теплопритоки.

Готовых решений вышеперечисленных проблем не было выявлено. В данной работе предложено изменить принцип создания оборудования для ОГКВ от погружения биообъекта (человека) в газ-хладоноситель к регулируемой подаче газа к нему с обратной связью по температуре поверхности. Критерии точности регулирования – (1) отличие достигнутой конечной средней температуры от заданной (ошибка), (2) разница средних температур на участках поверхности кожи человека (однородность). Однако, научные основы такого преобразования техники для выполнения ОГКВ ранее не были сформированы. Неизвестны диапазоны регулирования подачи газа для учета особенностей различных объектов охлаждения. Отсутствуют методики расчета процесса криовоздействия с достаточной для индивидуализации детализацией. Отсутствуют методики контроля. Необходимо провести исследования тепломассообмена в процессе выполнения ОГКВ, разработать новые конструкции и алгоритмы управления.

На основании вышеперечисленного был сделан вывод о том, что исследования и разработки в области регулирования для индивидуализации процесса охлаждения при проведении ОКГВ актуальны. Они имеют важное социально-экономическое значение. Таким образом, тематика данной прикладной работы относится к области актуальных исследований и разработок мирового уровня по созданию передовых технологий, направленных на переход к высокотехнологичному здравоохранению и к персонифицированной медицине, внедрение которых вносит значительный вклад в развитие

здравоохранения страны.

**Объект исследования:** оборудование и технология выполнения ОГКВ..

**Предмет исследования:** процессы тепломассообмена, научно-методические, конструкторские, технологические вопросы разработки и оценки технических средств, используемых в холодильной и криогенной технике. Биологические процессы не исследовались.

### **ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ**

**Цель работы:** разработка концепции и технических средств регулируемого общего газового криовоздействия для обеспечения индивидуализации охлаждения человека.

**Для достижения поставленной цели необходимо решить следующие основные задачи исследования:**

1) Провести исследование процесса теплообмена в исполнительном устройстве установки ОГКВ типа «криобассейн» при нерегулируемом криовоздействии длительностью от 3 до 7 минут, для получения исходных данных, необходимых для обоснованного создания физико-математических моделей.

2) Разработать трехмерные физико-математические модели объекта и оборудования, учитывающие взаимное влияние элементов конструкции и выявленные в эксперименте особенности охлаждения объектов. Разработать компьютерную программу моделирования тепломассообмена, верифицированную на основе проведенного эксперимента.

3) В рамках численного исследования с использованием разработанной модели получить данные о распределении температур и скоростей газа, о динамике изменения теплового потока от объектов охлаждения, имеющих различные характеристики, в нерегулируемом режиме подачи газа при ОГКВ.

4) Разработать и провести исследования элементов оборудования, обеспечивающих возможность реализации процесса регулируемого криовоздействия. Разработать концепцию выполнения регулируемого ОГКВ.

5) Разработать компьютерную программу, обеспечивающую

прогнозирование результата регулируемого ОГКВ, и определить диапазон рациональных режимов подачи газа в исполнительное устройство установки.

6) Разработать техническое средство, обеспечивающее выполнение регулируемого ОГКВ, включающее в себя установку и алгоритмы выполнения регулируемых режимов.

7) Выработать рекомендации к медико-биологическим исследованиям, выполнению ОГКВ на практике и проектированию оборудования.

### **Научная новизна:**

1) Предложено, обосновано и экспериментально изучено ОГКВ с регулированием теплового потока от человека для индивидуализации криовоздействия, обеспечивающей его безопасное и эффективное использование. Разработаны научные основы совершенствования процессов и аппаратов данного типа криогенного оборудования: концепция регулируемого выполнения ОГКВ (содержит особенности биообъекта и задачи его охлаждения, способы регулирования степеней свободы режимов подачи газа, этапы обеспечения точности), методика прогнозирования результата криовоздействия, схемы конструкций и подачи струи к биообъекту, способ контроля охлаждения объекта, диапазон регулирования и алгоритмы подачи газа.

2) Впервые получен и проанализирован массив экспериментальных данных об охлаждении поверхности объектов ОГКВ с учетом неоднородностей динамики изменения и распределения температур газа и поверхности объектов охлаждения (25 волонтеров с индексом массы тела от 18,2 до 32,7 кг/м<sup>2</sup>, 123 криовоздействия от 3 до 7 минут).

3) Разработаны и верифицированы трехмерные физико-математические модели теплообмена (человека, оборудования) при ОГКВ, позволяющие определять параметры подачи газа, требуемые для достижения заданных режимов охлаждения (прогнозирование результата криовоздействия на различные объекты охлаждения с учетом их форм, размеров, особенностей внутренней структуры, а также особенностей конструкции установок ОГКВ).

4) Используя разработанные физико-математические модели тепломассообмена получены распределения температур и скоростей газа во время криовоздействия, а также значения теплового потока, отводимого от объекта охлаждения (индекс массы тела от 19,1 до 26,3 кг/м<sup>2</sup>, с учетом взаимного влияния объекта охлаждения и оборудования).

#### **Практическая значимость и реализация результатов работы:**

1) Создано оборудование для исследования и выполнения ОГКВ, содержащее:

- средство прогнозирования результата криовоздействия (компьютерная программа моделирования), которое позволяет решать круг задач индивидуализированного предварительного расчета криовоздействия с точностью прогнозирования средней температуры поверхности  $\pm 1,2$  К.

- средство выполнения криовоздействия (установка ОГКВ и алгоритмы выполнения регулируемых режимов), которое впервые осуществляет регулируемое криовоздействие (персонализированные режимы охлаждения для повышения точности достижения заданной температуры и однородности конечного температурного поля). Совершенствование конструкции и процесса криовоздействия в таких установках позволяют снизить потребление жидкого азота до 30% по сравнению с нерегулируемым выполнением криовоздействия в современных ИУ типа «криобассейн».

2) Для проведения медико-биологических исследований и развития протоколов практического применения ОГКВ созданы методика эксперимента и опубликован массив экспериментальных данных о динамике охлаждения волонтеров, а также даны примеры алгоритма сбора данных, которые позволяют вести накопление эмпирических данных.

3) Для проведения контроля криовоздействия разработана методика внесения поправки в результаты бесконтактных измерений температуры поверхности в условиях наличия низкотемпературной дисперсной среды (ледяного тумана) между объектом измерения и чувствительным элементом.

4) Предложены устройство для испарительного охлаждения газа (патент РФ на полезную модель №202257 U1) и схема установки (патент РФ на полезную модель №131612 U1, на изобретение №2804575).

5) Выработаны практические рекомендации по выполнению ОГКВ (в том числе по длительности криовоздействия, классификации режимов, учету локальных неоднородностей, прогнозированию результатов), по проектированию установок ОГКВ (подаче газа, применению контроля температуры объекта, коррекции элементов конструкции).

#### **Внедрение результатов работы:**

Результаты работы внедрены на предприятии ООО «Криолинн» при разработке и производстве установки ОГКВ, а также в учебном процессе кафедры холодильной и криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения МГТУ им. Н.Э. Баумана.

#### **Достоверность и обоснованность полученных результатов:**

Качество физико-математических моделей и результатов расчетов, методик проведения натуральных экспериментов и их результатов подтверждается тем, что они прошли рецензирование и опубликованы в ведущих научных журналах – International Journal of Heat and Mass Transfer, International Journal of Refrigeration. Достоверность полученных экспериментальных результатов определяется также применением: апробированных методик и методов измерения, сертифицированного современного измерительного оборудования, многократной проверкой повторяемости экспериментальных данных, сходимостью результатов исследований с данными отечественных и зарубежных авторов.

#### **На защиту выносятся:**

1) Результаты теоретических, численных, экспериментальных исследований процессов тепло- и массообмена при охлаждении человека в качестве объекта криовоздействия, позволившие впервые получить данные о требуемых параметрах подачи газа для регулируемого выполнения ОГКВ.

2) Физико-математические модели элементов установки, объекта

охлаждения и разработанная компьютерная программа моделирования (средство прогнозирования).

3) Концепция выполнения регулируемого ОГКВ.

4) Алгоритм подачи газа для регулируемых режимов ОГКВ.

5) Рекомендации к исследованиям, к выполнению ОГКВ, к проектированию оборудования.

**Апробация работы:** Основные положения и результаты диссертационной работы обсуждались на заседаниях и научных семинарах кафедры холодильной и криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения МГТУ им. Н.Э. Баумана. Результаты работы докладывались на следующих конференциях: Четвертой Всероссийской конференции молодых ученых и специалистов Будущее машиностроения России (Москва, 2011); II Международной конференции с элементами научной школы для молодежи «Инновационные разработки в области техники и физики низких температур» (Москва, 2011); Научно-практической конференции «Chillventa Россия 2012» (Москва, 2012); Международной научно-практической конференции «Инновации в холодильной технике 2012» (Москва, 2012); X Международной научно-практической конференции «Криотерапия в России» (Санкт-Петербург, 2017); III Международной конференции «Conference on cold applications in life sciences – cryotherapy and cryopreservation», проводимой Международным институтом холода (Санкт-Петербург, 2018); III Международной научно-практической конференции «Холодильная и криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения» (Москва, 2019); III Международной конференции «Современные проблемы теплофизики и энергетики» (Москва, 2020); 16-й международной конференции «CRYOGENICS 2021, IIR International Conference» (Прага, 2021); XXXVII Сибирском теплофизическом семинаре (Новосибирск, 2021); VI Минском международном форуме по тепломассообмену (Минск, 2022), XXXIX Сибирском теплофизическом семинаре (Новосибирск, 2023). Всего 12 докладов, из них 8 на международных научных мероприятиях.

**Личный вклад автора:**

1. Проведение анализа современного состояния, технического обеспечения и исследований ОГКВ (с 2010 г.).
2. Подготовка и отработка методик и оборудования, участие в качестве исследователя и волонтера в проведении натуральных и модельных экспериментальных исследований. Анализ результатов.
3. Проведение численных исследований, разработка и отработка моделей. Анализ результатов.
4. Формирование и реализация концепции регулируемого выполнения ОГКВ для повышения точности охлаждения человека.
5. Разработка установки.
6. Организация и проведение испытаний, анализ их результатов.
7. Анализ результатов исследований. Формирование рекомендаций.

**Публикации:** Основные результаты научных исследований, методологические положения, описание методик моделирования и концепции разработки регулируемого оборудования для ОГКВ, выполненные в соавторстве или под руководством автора изложены в 25 научных работах, в том числе 17 – в ведущих научных рецензируемых журналах, рекомендованных Высшей аттестационной комиссией Российской Федерации для опубликования результатов диссертационных исследований (включая 10 в изданиях, входящих в системы «Scopus» и «Web of Science», 3 патента РФ), а также 8 тезисов докладов на конференциях.

**Структура и объем работы:** Диссертация состоит из введения, шести глав, общих выводов и приложения. Работа содержит 345 страниц, в том числе 321 страницу основного текста, 165 рисунков, 24 таблицы и 222 наименования литературных источников.

**Первая глава** содержит описание современного состояния метода, технического обеспечения и физико-технических исследований общего газового криотерапевтического воздействия. В разделе 1.1 описано криовоздействие. В разделе 1.2 описано техническое обеспечение ОГКВ.



Раздел 1.3 содержит анализ результатов физико-технических экспериментов и численных исследований. В разделе 1.4 описаны задачи перехода к регулируемому выполнению ОГКВ.

**Во второй главе** описаны результаты экспериментального исследования тепломассообмена в ИУ типа «криобассейн» в нерегулируемом режиме ОГКВ. Раздел 2.1 содержит краткое описание постановки экспериментального исследования. В разделе 2.2 описаны результаты испытаний типового оборудования. Раздел 2.3 содержит описание результатов разработки экспериментального стенда и методики проведения эксперимента. Раздел 2.4 содержит результаты проведенного в лаборатории кафедры холодильной, криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения МГТУ им. Н.Э. Баумана экспериментального исследования. В итоге исследования для верификации модели были получены подробные данные по динамике и распределению температур газа в ИУ во время криовоздействия. Впервые были получены количественные значения влияния внешнего термического сопротивления, динамика и распределение пятен минимумов и средних температур для частей тела.

**В третьей главе** описаны физико-математические модели и численное исследование тепломассообмена в исполнительном устройстве типа «криобассейн» в нерегулируемом режиме ОГКВ. В разделе 3.1 дано описание: задачи численного моделирования тепломассообмена в ИУ, особенностей применения универсальных программных комплексов численного моделирования в задачах тепломассообмена, алгоритма проведения вычислительного эксперимента, особенностей поставленной задачи. Раздел 3.2 содержит описание физико-математических моделей установки и объекта охлаждения. Раздел 3.3 содержит описание результатов разработки и верификации компьютерной программы расчета. В разделе 3.4 описаны результаты численного исследования тепломассообмена в ИУ типа «криобассейн» в нерегулируемом режиме ОГКВ.

**В четвертой главе** описаны экспериментально-теоретические основы

разработки установки ОГКВ регулируемого типа. В разделе 4.1 предложена концепция выполнения регулируемого ОГКВ. Раздел 4.2 содержит описание схем ИУ регулируемого типа. Раздел 4.3 содержит результаты экспериментального исследования подачи приточной струи к объекту охлаждения. В разделе 4.4 описан способ бесконтактного контроля температуры поверхности объекта охлаждения в ледяном тумане.

**Пятая глава** содержит результаты разработки и исследований установки ОГКВ регулируемого типа. В разделе 5.1 описаны результаты расчета диапазона рациональных режимов подачи охлаждающего газа. В разделе 5.2 описаны результаты разработки установки ОГКВ. В разделе 5.3 описаны результаты экспериментального исследования, регулируемого ОГКВ. В разделе 5.4 предложены алгоритмы выполнения регулируемых режимов ОГКВ.

**Шестая глава** содержит анализ результатов проведенных исследований, а также практические рекомендации. А именно, в разделе 6.1 описаны результаты анализа результатов проведенных исследований. В разделе 6.2 даны рекомендации к будущим исследованиям. В том числе даны рекомендации к проведению медико-биологических поисковых исследований по рационализации курса ОГКВ. В разделе 6.3 даны рекомендации к выполнению криовоздействий. В разделе 6.4 даны рекомендации по модернизации ранее разработанных конструкций.

#### **Соответствие паспорту специальности:**

п.1. Изучение общих свойств и принципов функционирования аппаратов холодильной и криогенной техники, разработка научно-методических основ создания установок и агрегатов (установки ОГКВ).

п.2. Теоретические и экспериментальные исследования процессов холодильной и криогенной техники с целью выявления и углубленной оценки особенностей проявляющихся в них физических закономерностей, создания надежных алгоритмов управления и прогноза работы низкотемпературных машин, аппаратов и установок (исследования по тепло- и массопереносу хладоносителей при ограничениях, вводимых конструкцией и средой

эксплуатации машин и аппаратов холодильной и криогенной техники).

п.3 Развитие методов натурного и вычислительного моделирования процессов и объектов холодильной и криогенной техники с целью поиска оптимальных решений по экономичности низкотемпературных установок (в частности это создание оборудования для кратковременного охлаждения теплоёмкого объекта различных размеров, сложных формы и внутренней структуры).

**Благодарности:** Автор глубоко признателен своим учителям, коллегам, ученикам, в том числе коллективу кафедры холодильной, криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения, Научно-учебного комплекса Энергомашиностроение и в целом МГТУ им. Н.Э. Баумана за переданный опыт, личный пример, а также за содействие при проведении исследований, при подготовке рукописи и обсуждении результатов работы.

Работа выполнялась в МГТУ им. Н.Э. Баумана на кафедре холодильной, криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения. Исследование выполнено при финансовой поддержке грантов Российского научного фонда (проекты 19-19-00359, 22-19-00018), гранта Президента Российской Федерации для государственной поддержки молодых российских ученых – кандидатов наук (МК-1838.2020.2), Фонда содействия инновациям (договор 3481ГС1/57491).

# ГЛАВА 1. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ МЕТОДА, ТЕХНИЧЕСКОГО ОБЕСПЕЧЕНИЯ И ФИЗИКО-ТЕХНИЧЕСКИХ ИССЛЕДОВАНИЙ ОГКВ. ПОСТАНОВКА ЗАДАЧ ИССЛЕДОВАНИЙ

## 1.1. Общее газовое криотерапевтическое воздействие

Использование холода в медицине известно с древних времен. Это один из нескольких традиционных методов оздоровления и облегчения физических страданий. В древней Греции, Персии, Римской империи, на Руси снег, смеси воды со льдом, холодная вода и другие источники холода, применялись (как и могут применяться сегодня) для профилактики и лечения широкого спектра травм и заболеваний [3,8,21]. Например, использование низких температур в медицинских целях, краткий исторический очерк развития криомедицины и криомедицинской техники, а также современное представление о медицинских криометодах представлены в работе [133]. С течением времени, по мере развития цивилизации, техническое обеспечение данного вида физиотерапии развивалось. Наибольший импульс как роста практического применения, так и развития такого оборудования наблюдался во второй половине XX века [3-8]. Следствием развития техники было развитие методик ее применения. Сегодня же, с развитием конкурирующих с холодом фармакологических средств, а также других физиотерапевтических методов область применения криомедицинского метода сузилась, однако сохраняются перспективы к его преобразованию для удовлетворения потребностей медицины будущего, для раскрытия которых необходимо повышать степень автоматизации и индивидуализации криовоздействия, чтобы «искусство врачевания» в данном случае становилось «ремеслом» [2].

В зависимости от необходимости, охлаждать человека возможно, как локально (отдельную область организма), в целях терапии, хирургии, консервации, гипотермии и т.п., так и большую его часть – осуществлять общее

охлаждение организма (только внешней его поверхности – с терапевтическими целями, либо вглубь – с целью осуществления общей гипотермии). Применяются также промежуточные методы общего охлаждения (например, моржевание – регулярное зимнее плавание в ледяной воде).

В данной работе рассмотрено терапевтическое общее газовое криовоздействие (ОГКВ, иначе называемое общей криотерапией), при проведении которого используется специализированное низкотемпературное оборудование. ОГКВ – кратковременное охлаждение газом поверхности тела человека (за исключением наиболее чувствительных к холоду частей, закрытых защитной экипировкой и иногда головы и шеи, находящихся в таком случае в обычных условиях окружающей среды). Учитывая естественные преграды для теплообмена (например, в виде волосяного покрова), всего криовоздействию подвергается более половины поверхности тела. Характерная длительность ОГКВ – от 3 до 5 минут. Цель – понизив температуру поверхности до минимально безопасных значений, добиться неспецифического понижения температуры покровных биотканей (кожи, жира, мышц, рецепторов, капилляров и т.п.), сопровождающегося последующим ответом организма на него.

Польза водных процедур закаливания организма общеизвестна. Однако, нет массового их применения, ввиду организационных сложностей, в том числе из-за сложностей контроля и индивидуализации процесса охлаждения к особенностям отдельного человека. В отличие от воды охлаждение при ОГКВ более «мягкое» и его легче дозировать. Применение газа («сухого охлаждения») основано на требованиях безопасности и его низкой теплоемкости, которая позволяет интенсивно охлаждать человека с длительностью, достаточной для формирования реакции. Такое охлаждение требует значительного увеличения температурного напора между человеком и газом, что повлекло за собой необходимость создания специализированного технического обеспечения. Первая установка была сконструирована под руководством японского врача Т. Ямаучи [14,18,19]. Выступления Т. Ямаучи

на международном конгрессе ревматологов в 1982 г. в Западной Европе и Московском конгрессе ревматологов в 1986 г., вызвали широкий интерес к методу ОГКВ. Основными странами-разработчиками метода после Японии стали Германия (U. Jansen, R. Fricke, E. Reinhart), Польша (З. Загробельный) и СССР (Г.А. Головкин, И.С. Чернышев, Е.В. Майстрах, Ю.М. Губачев, А.Ю. Баранов) [9,17].

Лечебный эффект применения ОГКВ связан с воздействием на нервно-мышечный аппарат, механизмы терморегуляции, нейро-эндокринную систему и др. [8,114]. Согласно современным источникам длительное охлаждение вызывает их торможение и частичную парализацию. Человек сначала ощущает холод, затем чувство жжения и покалывания, а далее боль, которая сменяется анестезией и анальгезией. ОГКВ влияет на мышечный тонус. Процесс охлаждения оказывает существенное влияние на нейро-эндокринную систему. Так, температурный гомеостаз при охлаждении обеспечивается автономной системой терморегуляции [8]. Включающей экстеро- и интерорецепторы системы, управляющие системы - гипоталамус как главный терморегуляторный центр, железы внутренней секреции, нейропептидную систему, другие системы, в том числе управляющие поведенческими реакциями, эффекторные – термогенетические, сонато- и вазомоторные системы. Начальная реакция мелких и средних сосудов на охлаждение выражается сужением мелких капилляров и артерий кожи, замедлением скорости кровотока. Вторая защитная реакция связана с расширением просвета кровеносных сосудов и увеличением интенсивности кровотока. ОГКВ сопровождается анальгетическим эффектом за счет блокирования болевых рецепторов кожи. Кроме того, ОГКВ приводит к подавлению воспалительных процессов. Наибольшая выраженность этих реакций достигается при более интенсивных охлаждениях.

ОГКВ сегодня – эмпирический физиотерапевтический метод, положительный эффект которого доказан более чем 40 годами использования в Японии, Германии, Польше, Франции и других странах, а также в России, которая традиционно является одним из лидеров в данной области.

Он применяется в различных областях профилактики и медицинской помощи [1,9-13,15-16,20]. ОГКВ вызывает как локальные эффекты (положительное влияние на мышцы, суставы, кожный покров и т.п.), так и общеукрепляющие (эффект нейрокриостимуляции – воздействия на нервную систему с целью закаливания организма). Оборудование для проведения ОГКВ рассматривается одновременно как медицинское изделие, предназначенное для профилактики, лечения холодом и использования в спортивной медицине, так и немедицинское изделие, применяемое для частного и коммерческого использования с целью проведения закаливающих процедур, восстановления психоэмоционального состояния, повышения работоспособности и т.п. ОГКВ остается перспективным, но дорогим в применении и недостаточно оптимизированным с точки зрения точности выполнения методом.

ОГКВ не направлен на лечение пациентов, имеющих диагнозы из ряда наиболее социально значимых заболеваний. Наиболее перспективная и потенциально массовая задача ОГКВ – профилактика. ОГКВ является компенсирующей тренировкой человека в условиях жизни в микроклимате помещений. Также ОГКВ без использования фармакологических средств способствует восстановлению поверхностных биотканей, поэтому метод популярен в спортивной медицине. Общий тренд процесса научно-технического развития заключается в снижении издержек при выполнении актуальных для общества задач, что в данном случае выражается в снижении требований к индивидуальной подготовке оператора оборудования (в данном случае медицинского персонала) и в общем снижении потерь экономики ввиду выявления заболеваний на поздних стадиях их развития за счет проведения профилактических мер и лечения без отрыва от профессиональной деятельности. Низкотемпературное терапевтическое оборудование потенциально может располагаться не только в медицинских, косметологических, спортивных учреждениях, но и в офисных центрах. Однако, недостаточный учет особенностей различных людей ведет к неоптимальной парадигме использования данного относительно

дорогостоящего метода. В этом тренде, дальнейшее развитие ОГКВ ограничивают в первую очередь: недостаточная точность проведения воздействий (для учета индивидуальных особенностей различных пациентов и различных направлений применения метода, каждое из которых имеет свои особенности), что лежит в общем тренде потребности в повышении степени автоматизации криовоздействий, и относительно высокая стоимость как процедур, так и оборудования. Ключевым в данном направлении является развитие возможностей технического обеспечения воздействия, которое бы позволило практикующим специалистам осуществить следующий импульс развития методик применения ОГКВ в направлении массового использования данного физического фактора в медицине для повышения качества жизни человека.

## **1.2. Техническое обеспечение ОГКВ**

### **1.2.1. Краткая характеристика**

Системы жизнеобеспечения нацелены на создание и длительное поддержание комфортных и безопасных условий окружающей человека среды при наличии некомфортных или небезопасных факторов внешней среды. В общем случае, такое оборудование рассчитано, например, на работу в особых условиях космического полета (вакуум, лучистый теплообмен, ионизирующие излучения), когда человек должен находиться в замкнутом герметичном отсеке космического летательного аппарата. Системы кондиционирования воздуха в помещениях можно рассматривать их частным случаем.

Что касается установок ОГКВ, этот тип низкотемпературной техники также формирует условия окружающей среды для человека, однако наоборот нацелен на создание краткосрочных экстремальных условий. В нем экстремально холодный, сухой газ обтекает тело человека. Основными особенностями данного типа низкотемпературного оборудования



являются: 1) ярко выраженная периодичность запуска (одно или несколько воздействий длительностью от 3 минут каждое и далее ожидание следующего пуска установки); 2) высокий температурный напор (с одной стороны холодный газ, с другой стороны, окружающая среда помещения и человек внутри установки). Также в отличие от систем жизнеобеспечения, проектируемых к единичному производству, такие установки в перспективе необходимо проектировать для серийного производства, значит они должны быть простыми и доступными широким слоям населения (также как оборудование для кондиционирования воздуха).

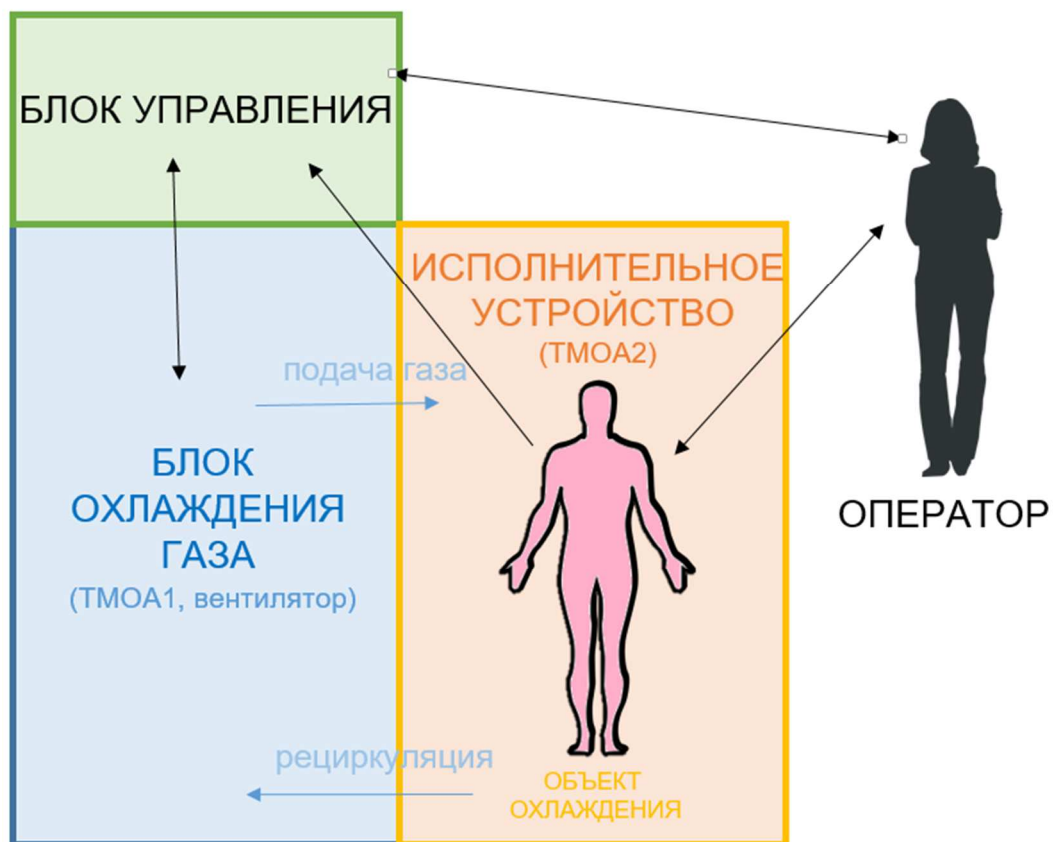


Рисунок 1.1. Схема установки ОГКВ (ТМОА1 «Хладагент-хладоноситель»: например, трубчато-ребристый аппарат или контактный смеситель; ТМОА2 «Объект-хладоноситель»: например, приточная струя, которая омывает объект)

Установки состоят из трех основных частей: исполнительного устройства (в котором находится человек, ИУ), блока охлаждения газа (БО) и блока

управления (БУ). Исполнительные устройства применяются двух типов – с открытым верхом (за рубежом такое применение называется «partial body cryotherapy»), и закрытым – в них воздействию подвергаются в том числе голова и шея («whole body cryotherapy»). Также они проектируются для проведения индивидуальных или групповых воздействий. БО применяются на основе жидкого азота (температура газа в ИУ до минус 140 °С) и каскадных холодильных машин (температура газа в ИУ до минус 105 °С). Блоки управления современных установок имеют минимальный функционал для обеспечения выполнения программ охлаждения, оттаивания и захолаживания, а также для реализации основных функций человеко-машинного интерфейса.

### **1.2.2. История развития**

Первыми, в 70-е годы XX века, в Японии (далее в Польше и др. странах) были разработаны большие установки с азотными газификаторами, сосудами Дьюара большой емкости, располагаемыми на улице. Такое оборудование было разработано по аналогии с низкотемпературными холодильными камерами. Групповое ИУ таких установок похоже на сауну, в него помещаются одновременно несколько человек, поэтому они получили название «криосаун». Высокая стоимость такого криогенного оборудования и потребность в дорогостоящих поставках жидкого азота послужили импульсом для применения каскадных холодильных машин (Германия). Однако, и в этом случае, как высокие капитальные и эксплуатационные затраты при применении установок с групповыми ИУ, так и накопленный опыт их эксплуатации, привели к разработке индивидуальных ИУ с применением жидкого азота (в России, в начале 90-х годов XX века) [22, 23, 28] или с двухкаскадной холодильной машиной (в Германии, в начале XXI века).

В РФ параллельно были разработаны два типа установок (индивидуальные ИУ, жидкий азот). А именно, в Санкт-Петербурге д.т.н.,

проф. А.Ю. Барановым с коллегами, и в Москве под руководством доктора Чернышева Е.В. Первая установка по зарубежной классификации осуществляет «partial body cryotherapy» (производитель НПП Крион), вторая – «whole body cryotherapy» (производитель ГРАНД-Крио). Инициатором работ по созданию криотерапевтического оборудования был ревматолог д.м.н., проф. Губачев Ю.М. (ЛенГидув), в работах принимал участие также д.т.н., проф. Головкин Г.А. (ЛТИХП). Д.т.н., проф. А.Ю. Баранов уже более 30 лет занимается популяризацией и развитием данного направления криотерапии [25-27, 32]. Его научно-исследовательские работы являются основополагающими для развития ОГКВ. Согласно д.т.н., проф. А.Ю. Баранову, первая установка была испытана в ЛТИХП (Университет ИТМО) в 1987 году. В 1998 году началось клиническое применение оборудования. Следует отметить, что установки НПП Крион многократно копировались различными зарубежными производителями и установки данного типа являются наиболее распространенными на мировом рынке. В Москве доктор Чернышев И.С. при участии д.т.н., проф. Головкин Г.А. также инициировал разработку установки для проведения индивидуальных воздействий [8]. Установки этого типа также имеют применение на текущий момент.

### **1.2.3. Современное оборудование**

Сегодня в разных странах применяются практически все ранее разработанные серийные и опытные образцы установок ОГКВ. Основные производители такого оборудования: НПП Крион, ГРАНД-Крио (Россия), MECOTEC, Zimmer Medizin Systeme (Германия), JUKA, Asperia Group, Kriosystem Life, METRUM (Польша), Cryo Manufacturing (Франция). Установки также производят другие компании в США, Китае, Корее, Украине, Финляндии, Франции, Швеции и других странах [9].

## Установки ОГКВ (жидкий азот, жидкий воздух) с групповыми ИУ



Рисунок 1.2. Установка KRUOCAMBER (жидкий азот, жидкий воздух) с групповыми ИУ): фото из личного архива автора

Типовым примером установки ОГКВ с групповыми ИУ (Рисунок 1.2) является установка KRUOCAMBER. Источником холода в таких установках является запас жидкого азота или жидкого воздуха (как это реализовано в установке ARCTIC [30]), поступающего в теплообменный аппарат из криогенного резервуара, расположенного за пределами здания. В связи с большим объемом ИУ на воздействие требуется большой расход криоагента. Сравнение энергозатрат при проведении ОГКВ в подобных групповых и индивидуальных азотных установках [10] показало, что на одно воздействие в групповой установке требуется не менее чем в 1,5 раза больше электроэнергии и криоагента. Потребляемая электрическая мощность до 2 кВт. Установка рассчитана на одновременное посещение 6-ти человек, имеет предкамеру с температурой минус 60 °С и основную камеру – от минус 100 до минус 150 °С. Рабочей средой в камере является воздух, охлаждаемый в теплообменном аппарате, расположенном за фальшь-панелями в стене камеры.

## Установки ОГКВ (трехкаскадные холодильные машины) с групповыми ИУ

Типовым примером такой установки (Рисунок 1.3) является Crio Space Cabin компании «Zimmer Medizin Systeme GmbH» (Германия) [24]. Источником

холода в установке является трехкаскадная холодильная машина. Она имеет отдельный шкаф с холодильной машиной, шкаф автоматики и управления (функции: автоматическая осушка; контроль температуры воздуха, времени воздействия; управление холодильным агрегатом; запись данных; музыкальное сопровождение воздействия; видео и аудио связь; обеспечение безопасности воздействия). Для выхода такой установки на режим требуется не менее 8 часов. В связи с этим установку рекомендуется захлаживать один раз на несколько дней непрерывной работы. Потребляемая электрическая мощность до 20 кВт. ИУ может быть выполнено в виде двух или трех камер (шлюзы) с различной температурой.

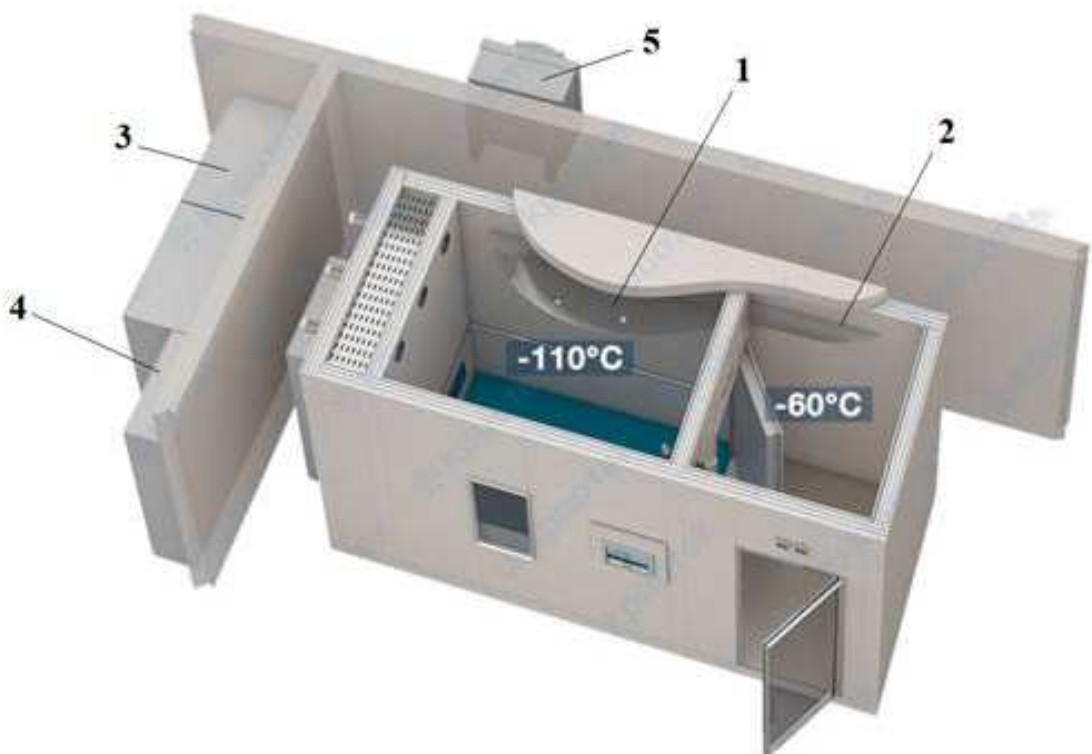


Рисунок 1.3. Установки ОГКВ (трехкаскадные холодильные машины, групповое ИУ): общий вид установки «CryoSpace» [33]: 1 – камера; 2 – предкамера; 3 – трехкаскадная холодильная машина; 4 – электрошкафы управления; 5 – конденсатор

Установка рассчитана на одновременное посещение 5-ти человек. Основная камера имеет температуру среды минус 110 °С (под нагрузкой воздух в конце воздействия нагревается до значений от минус 90 °С до минус 85 °С).

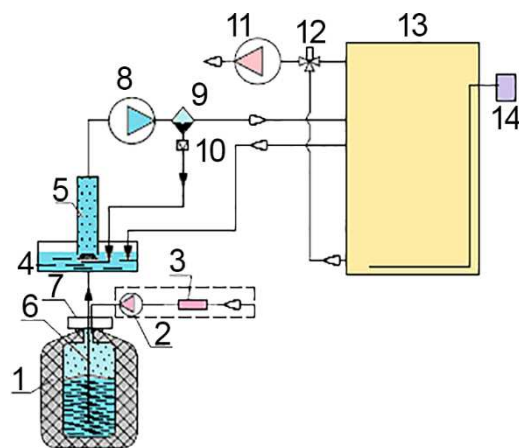
Испаритель располагается под потолком и вдоль стены основной камеры. Воздух при этом поступает через решетки в стенках на уровне пола. Это позволяет добиться достаточно равномерного распределения температур в ИУ. Опыт показывает, что при таких температурах человек может дышать холодным воздухом без вреда для здоровья, однако из-за большого количества инея (белый туман) видимость при воздействии плохая. В РФ всего около 20 установок такого типа.

### **Установки ОГКВ (жидкий азот) с индивидуальным ИУ**

Изначально установка «КАЭКТ-01-Крион» (Рисунок 1.4) создавалась как более экономичный аналог групповых зарубежных установок. В ней охлаждение газа происходит путем смешения воздуха с кипящим азотом в контактном теплообменном аппарате, в результате чего температура газа на входе в ИУ составляет от минус 130 до минус 150 °С [4-6]. С помощью нагнетателя, состоящего из вентилятора 2 и фильтра 3, жидкость из криогенного сосуда 1 поступает в ванну 4 (Рисунок 1.4б). Из ванны криогенная жидкость подхватывается потоком газа с помощью вентилятора 8. Смешение происходит в контактном теплообменнике 5. Затем, пройдя отделитель жидкости 9 газ попадает в ИУ 13, которое выполнено в виде теплоизолированного бассейна и в верхнем сечении свободно сообщается с атмосферой. Во время воздействия часть газа вместе с атмосферным воздухом с верхнего края ИУ сбрасывается в окружающую среду или в систему вентиляции (для защиты от гипоксии с помощью вентилятора 11 через трехходовой вентиль 12). А во время осушки и окончания воздействия трехходовой вентиль 12 переключается и весь газ из ИУ откачивается с помощью вентилятора 11 в окружающую среду или в систему вентиляции. То есть, в установке предусмотрено, что голова во время воздействия не контактирует с газовой смесью, человек дышит воздухом и находится в визуальном контакте с врачом. Таким образом, формируется зона, в которую в избытке поступает атмосферный воздух.



а) внешний вид [34]



б) схема установки КАЭКТ-01

в) фото во время криовоздействия  
(из личного архива автора)г) азотовоздушная смесь в ИУ без  
человекад) сверху горизонтальный канал  
вытяжки, ниже приточного газа  
(с датчиком) и канал рециркуляциие) показан момент подачи холодной  
азотовоздушной смеси в ИУ [35]

Рисунок 1.4. Установка КАЭКТ-01 (НПП Крион, г. Санкт-Петербург): 1 – сосуд Дьюара, 2 – наддув (вентилятор), 3 – фильтр воздушный, 4 – ванна, 5 – контактный т.о., 6 – шток подачи, 7 – меха, 8 – вентилятор (побудитель потока), 9 – отделитель жN<sub>2</sub> (циклон), 10 – обратный клапан, 11 – вентилятор канальный (защита, финишная откачка), 12 – трехходовой вентиль, 13 – кабина пациента, 14 – механический подъемник

Особенностью ИУ установки «КАЭКТ-01-Крион» является его конусообразная форма (Рисунок 1.4), позволяющая уменьшить объем рабочего пространства, а, следовательно, количество требуемого криоагента, а также создать закрученный поток газа после входного устройства для интенсификации теплообмена. В среднем на одно воздействие длительностью 180 секунд требуется от 5 до 6 кг жидкого азота. Блок управления установки имеет следующий базовый функционал: автоматическая осушка; таймер, запуск и выключение вентилятора; индикация температуры. Имеет в составе: пульт дистанционного управления, индикатор температуры, датчики (на входе, выходе из ИУ, в жидком азоте). Время выхода установки на режим составляет от 3 до 5 минут. Согласно д.т.н., проф. Баранову А.Ю. НПП Крион произвело всего не менее 800 установок.

Данная модификация наиболее полно экспериментально изучалась автором с точки зрения получения личного опыта в качестве объекта охлаждения (в 2013-2018 гг.). Также собраны отзывы волонтеров. Сформированы следующие выводы. Во-первых, желательно настраивать индивидуально как минимум длительность воздействия (например, эмпирически для этого предлагается во время проведения курса воздействий постепенно увеличивать время, начиная от базового значения в 180 секунд). Во-вторых, ощущается глубокое охлаждение кожи преимущественно на уровне пояса и ниже (за 180 секунд и далее). Гиперемия наиболее выражена на ногах, частично на пояснице. Ощущаемый эффект после воздействия – жжение в ногах и пояснице, «гусиная кожа», гиперемия. Состояние получившего воздействие человека после воздействия по отзывам «сродни бассейну, бане или массажу», тело ощущает себя раскованнее, ощущается бодрость. Тонус повышается. Сложилось впечатление о наличии выброса эндорфинов (повышается настроение). Сформировалось мнение, что для хорошего самочувствия рекомендуется 1 или 2 раза в неделю проходить ОГКВ. В-третьих, при воздействии не хватало свободы движения. Особенно в начале воздействия (с точки зрения снижения стресса). В-четвертых, если двигаться и



подставлять разные части тела под поток газа, то эффект ощущается интенсивнее. В конце воздействия возможно вставить под поток холодного газа. Предложено быстрее обдуть или иметь возможность самостоятельно регулировать поток. В-пятых, сложилось впечатление, что каждую такую установку нужно настраивать индивидуально и необходимо расширить функции автоматики.

У этой установки существует большое число копий, как в России, так и за рубежом в связи с простотой ее конструкции по сравнению с установками с групповыми ИУ. Индивидуальные установки открытого типа кроме разработчика выпускали российские фирмы «Азот+», «Криолагуна», украинская «Криомед», польская «Juca» и другие (Рисунок 1.5). Установка CryoEvo (США) является модернизацией «КАЭКТ-01-Крион». Проект выполняли инженеры-робототехники: изменен подъемный механизм, установка оборудована 10 датчиками (температура, концентрация диоксида углерода), настроена рециркуляция паров азота, применен насос-аспиратор, снижена теплоемкость БО (в том числе использованы пластиковые воздуховоды).



Рисунок 1.5. Копии установки КАЭКТ-01 Крион (сверху вниз, слева направо):  
CryoV (Мексика), Juca (Польша), Vacu Activ, CryoEvo (США)

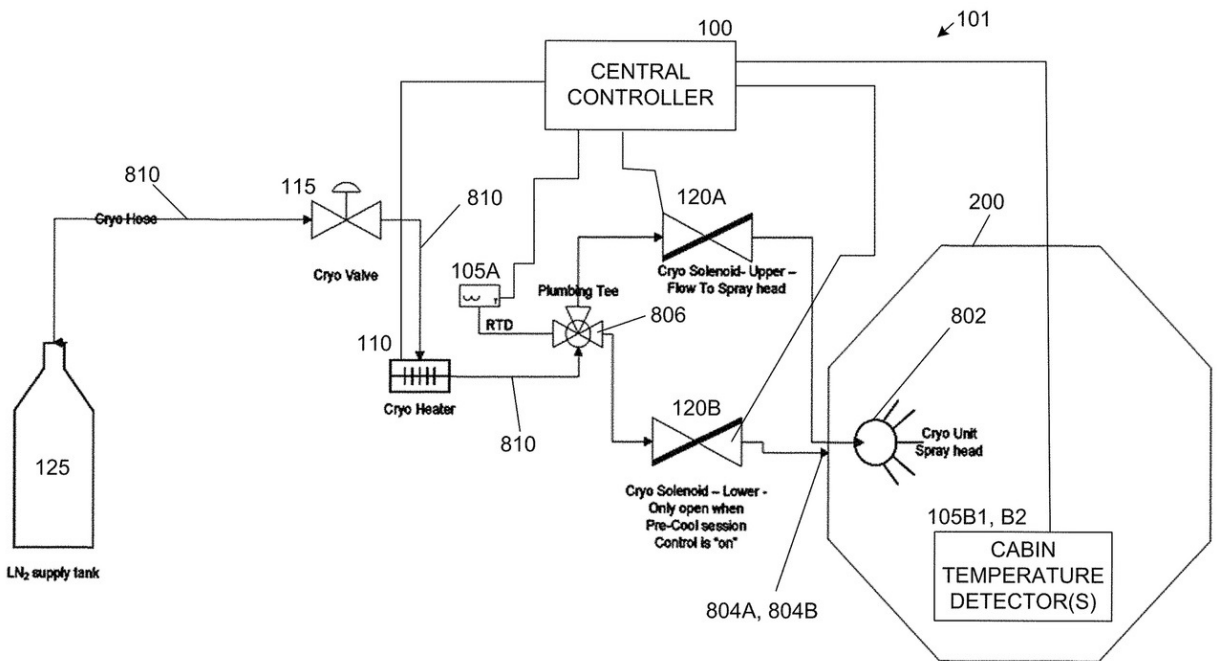
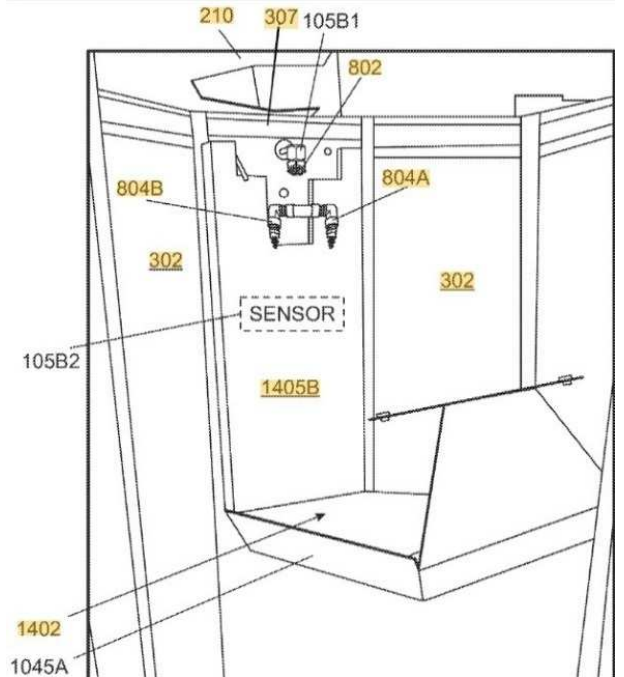
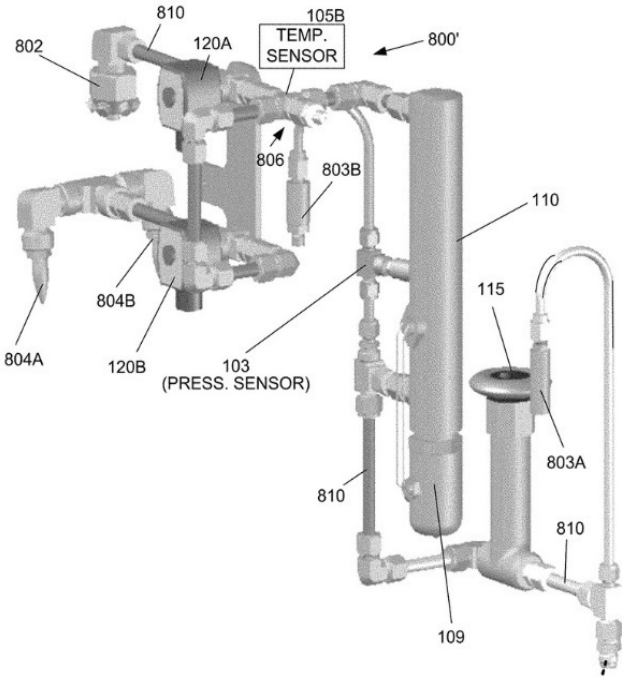


Рисунок 1.6. Установка ImpactCryo (США) [210, 39]

Наиболее современным аналогом установки КАЭКТ-01 Крион является установка ImpactCryo (США) [210]. Жидкий азот в ней подается из криоцилиндра (Chart, Чехия). Рабочее давление жидкости 1,5 атм (Рисунок 1.6). Жидкостная линия содержит подпаряющий нагреватель и вихревые форсунки, которые распыляют азот непосредственно в ИУ. В установке нет линии рециркуляции и регулирование проводится только для установления температуры газа в ИУ. Температура поддерживается в среднем минус 130 °С. газ на входе в ИУ от минус 150 до минус 190 °С.

Опытный образец наиболее простой конструкции – Криофуру Головка (Рисунок 1.7 (а)). ИУ такого аппарата имеет вид прямоугольного бассейна. Преимуществами данной конструкции являются простота, быстрый выход на режим, мобильность. Недостатками: отсутствие возможности регулировать и контролировать воздействие, риск удушья, общая неэргономичность. Данная конструкция не получила распространения.

Установка ICEQUEEN (Рисунок 1.7, в-г, ООО «ГРАНД-Крио»), серийный выпуск начался в 2013 г., реализует принцип «whole body cryotherapy». Охлаждение происходит смесью азота и воздуха (в контактном теплообменном аппарате происходит смешение воздуха и кипящего азота), сосуд Дьюара с азотом размещен вне установки. В сосуде Дьюара создается избыточное давление за счет включения расположенного в нем нагревательного элемента, и жидкий азот через гибкий шланг поступает в теплообменник колонны системы подготовки криогенного газа [217]. Согласно патенту, в теплообменнике системы подготовки криогенного газа жидкий азот переходит в газообразное состояние и смешивается с атмосферным воздухом. В корпусе ИУ расположены средства подачи криогенного газа, включающие в себя размещенные в ИУ двумя вертикальными рядами сопла и каналы, соединяющие эти сопла с системой подготовки криогенного газа. Сопла по высоте ИУ расположены в ее верхней и средней частях. Полученный таким образом криогенный газ нагнетается внутрь ИУ по системе внутренних каналов и с помощью сопел, расположенных

вертикальными рядами в верхней и средней частях ИУ, равномерно распределяется вдоль внутренней поверхности стенок корпуса ИУ, воздействуя на кожные покровы. Электронный блок управления, расположенный во второй колонне, автоматически поддерживает заданное рабочее давление в сосуде Дьюара. Имеется возможность ручного управления температурой в ИУ. В технических характеристиках указано, что в рабочем пространстве могут поддерживаться температуры от минус 130 до минус 160 °С. Данная установка является модернизацией, созданной в 1990-х годах установки Криомед-20/150-01 [29]. По данным [51] разность температур по высоте таких установок составляет около 20 °С, что подтверждает более равномерное распределение температуры в установках такой конструкции. Кроме того, Криомед-20/150-01 была снабжена тремя датчиками температуры, два из которых расположены непосредственно в ИУ и один на выходе из теплообменного аппарата. Это позволяет следить за температурой среды в течение воздействия, однако контроля температуры тела не предусмотрено. Новая установка совершеннее старой по времени выхода на режим и выполнена современнее в части дизайна. Ориентировочно, несмотря на отсутствие сообщения рабочего газа с окружающей средой во время воздействия, расход азота составляет около 5 л на воздействие. Подача холодного газа – распределенная по высоте. Такая установка совмещает в себе плюсы открытых и полностью закрытых ИУ: с одной стороны, голова находится в атмосферном воздухе и позволяет человеку спокойно дышать, а с другой – во время воздействия ИУ не сообщается открыто с окружающей средой, что позволяет добиться более равномерного распределения температуры в ИУ. Однако, такие ИУ обладают пониженной комфортностью из-за шума внутри установки, создаваемого рабочим газом, а также из-за отсутствия визуального контроля проведения воздействия (голова зафиксирована, закрытая дверь находится за спиной). Блок управления содержит современный человеко-машинный интерфейс (Рисунок 1.7 б) и выполнен из современных, но дорогостоящих комплектующих [217].



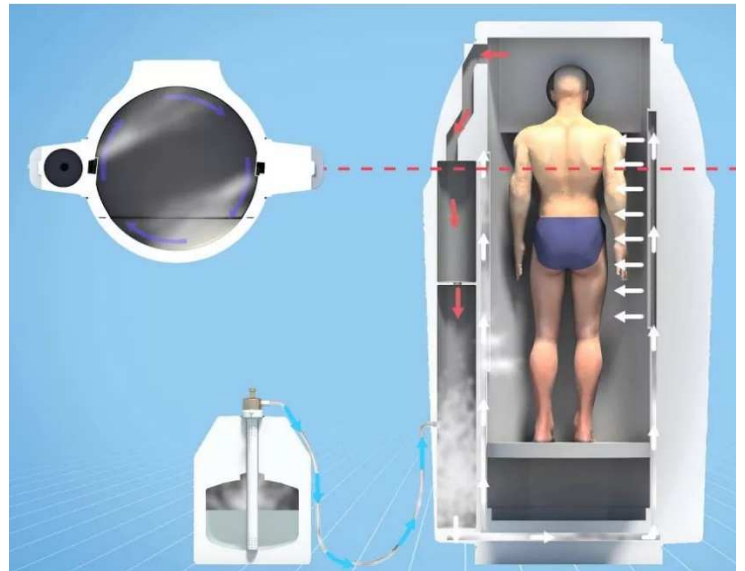
а) Криофуро Головка [36]



б) Человеко-машинный интерфейс установки ICEQUEEN [37]



в) внешний вид (ICEQUEEN) [38]



г) схема работы установки ICEQUEEN [38, 220]

Рисунок 1.7. Криофуро Головка и установка ICEQUEEN («ГРАНД-Крио», г. Москва; ранее «КРИОМЕД-20/150-01»)

**Установка ОГКВ (двухкасадная холодильная машина) с индивидуальным ИУ**

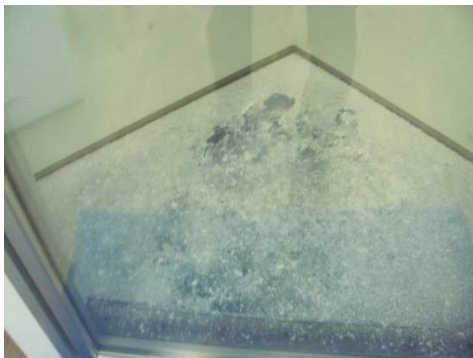
Последним концептуальным нововведением в данной области низкотемпературной техники был переход к применению индивидуальных ИУ в установках с каскадными холодильными машинами в 2005 г. компанией МесоТес GmbH в Германии (CRIONOME).



а) общий вид [40]



б) фото посещения (из личного архива)



в) иней в ИУ



г) температура газа в конце воздействия



д) внешний вид холодильного агрегата



е) холодильный агрегат

Рисунок 1.8. Установка Criohome (MesoTec GmbH, Германия)

Заправка ПКХМ: R404a – 2,5 кг, R508b – 2,9 кг, потребляемая электрическая мощность от 8 до 10 кВт. Применение ПКХМ позволяет

отказаться от жидкого азота и уменьшить эксплуатационные затраты. Однако, в ИУ под тепловой нагрузкой криовоздействия температура воздуха повышается с минус 85 до минус 60 °С, что не обеспечивает необходимого теплоотвода от человека в условиях, приближенных к естественной конвекции (см. Главу 3). Существует мнение, что такой уровень температур не позволяет получить полезный эффект при проведении ОГКВ [26], тем не менее установка применяется.

Холодильная машина располагается отдельно от камеры в металлическом шкафу, испаритель находится в потолочной части ИУ. Недостатком использования холодильной машины является длительный выход на режим. Охлаждающей газовой средой в камере является воздух, который охлаждается в испарителе двухкаскадной холодильной машины. Кроме того, подобная конструкция имеет потенциал для регулирования режимов охлаждения, что немаловажно для более эффективного проведения ОГКВ. Стоит отдельно отметить современный дизайн и систему автоматизации установки CRIONOME. В установке также учтена возможность визуального контроля за счет наличия стеклянной двери с электроподогревом для предотвращения конденсации влаги. Установка имеет штатный датчик температуры среды, однако контроля температуры тела не предусмотрено.

Собственный опыт прохождения ОГКВ в данной установке позволил сделать следующие выводы. Действительно, реальная температура в конце воздействия около -65°С, воздух «стоячий». Наблюдается иней на полу и на стенках, он не мешает, не сразу плавится в руках, проблемы снижения видимости от ледяного тумана не замечено. Установка работает в автоматическом режиме по таймеру. Не хватает интенсивности охлаждения, при проведении воздействия в 3 минуты, кожа охлаждается недостаточно и меньше, чем в азотных установках.

Конструкция данной установки является современной, но сложилось впечатление о ее критических недостатках в части организации процесса воздействия.



а) внешний вид мобильной установки



б) Установка RevoCryo (США):  
мобильная, с надувным ИУ [41]



в) Установка Cryo Cabin (Финляндия)  
с установленной ИК-камерой [43]



г) Установка REVIVE (Дубай) большой  
производительности для ветеринарии  
[44]



д) Установка Cryo Arctic (Польша):  
у двери опускается стекло, нет  
контакта с парами азота (потребление  
12 литров на воздействие) [42]



е) Установка компании CryoEco  
(Франция), индивидуальное ИУ,  
трехкаскадная холодильная машина  
(до  $-110^{\circ}\text{C}$ , потребляемая мощность 5,5  
кВт). [45]

Рисунок 1.9. Тренды в развитии установок ОГКВ

Основные современные тенденции в разработке новых образцов оборудования ОГКВ (Рисунок 1.9): повышение мобильности установок, применение современных информационных технологий человеко-машинного



интерфейса, расширение числа типов объектов охлаждения, совершенствование элементов конструкции и её внешнего вида.

С точки зрения анализа блоков охлаждения установок ОГКВ, термодинамически ключевым их недостатком является эмпирически выбранный уровень температур охлаждающего газа. Его выбор обусловлен тем, что для формирования необходимого в данном случае теплового потока от объекта к газу в условиях низких скоростей газа необходимо значительно повышать температурный напор. Экспериментальных физико-технических исследований по оптимизации конвективного теплообмена с целью снижения температурного напора в данной постановке не проводилось (см. раздел 1.3).

Что касается азотных установок ОГКВ (Таблица 1), крупные установки, использующие дополнительные теплообменные аппараты (жидкий азот-воздух или жидкий воздух-воздух) ввиду невысокой энергетической эффективности при эксплуатации (необходимо снижение потребления энергии) и высоких капитальных затрат на данный момент устарели для решения современных задач ОГКВ (однако, они сыграли важную роль на этапе становления данного типа низкотемпературного оборудования).

Таблица 1.

Технико-экономические показатели установок

	КАЭКТ-01 «Крион»	Icequeen	CRIOHOME	Cryo Space Cabin
Ориентировочная стоимость по ценам 2020 года, млн. руб.	от 1,5	3,0	более 14,0	более 20,0
Расход азота на воздействие, кг	до 6	до 5	0	0
Время запуска установки, мин	от 3 до 5	от 3 до 5	от 120 до 150	от 240 до 310
Средняя температура в ИУ, °С	-120...-130	-130...-140	-70	-100
Потребляемая электрическая мощность, кВт	1,5	1,5	8,5	15,0

Сегодня, в установках с индивидуальным ИУ применяют два типа теплообменных аппаратов БО. В установке КАЭКТ-01 применяется

принцип подхватывания кипящего жидкого азота потоком более теплого газа из канала рециркуляции. Аппарат показал свою работоспособность, однако имеет большие объем и теплоемкость (материалоемкость), а также он рассчитан преимущественно на один основной режим работы. Тепломассообменный аппарат установки ICEQUEEN более компактен, он содержит смесительную камеру («циклон»), в которой распыляется жидкий азот, поступающий под избыточным давлением из сосуда Дьюара, содержащего электронагреватель. В аппарате и системе подачи газа в ИУ применяются современные материалы (сам корпус ИУ и боковые колонны является аналогом пластиковой гидромассажной ванны). Однако, данный аппарат также спроектирован для работы на одном режиме подачи газа. Общим недостатком азотных систем охлаждения является то, что на компенсацию захлаживания и теплопритоков затрачивается больше холода, чем на проведение ОГКВ. Это вызвано недостаточной оптимизацией проточной части установок (включая конструкцию ИУ).

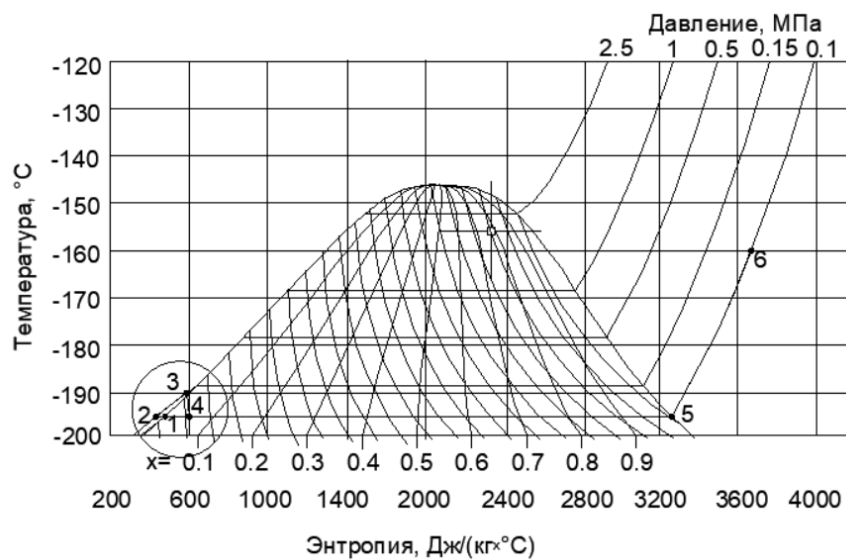


Рисунок 1.10. Типовой азотный цикл установок ОГКВ. 1-2 – процесс повышения давления в криогенной цистерне; 2-3 – прогрев жидкого азота при движении по трубопроводу от цистерны к тепломассообменному аппарату; 3-4 – впрыск жидкого азота через форсунку; 4-5-6 – процесс теплообмена между каплями жидкого азота и азотовоздушной смесью, поступающей из ИУ

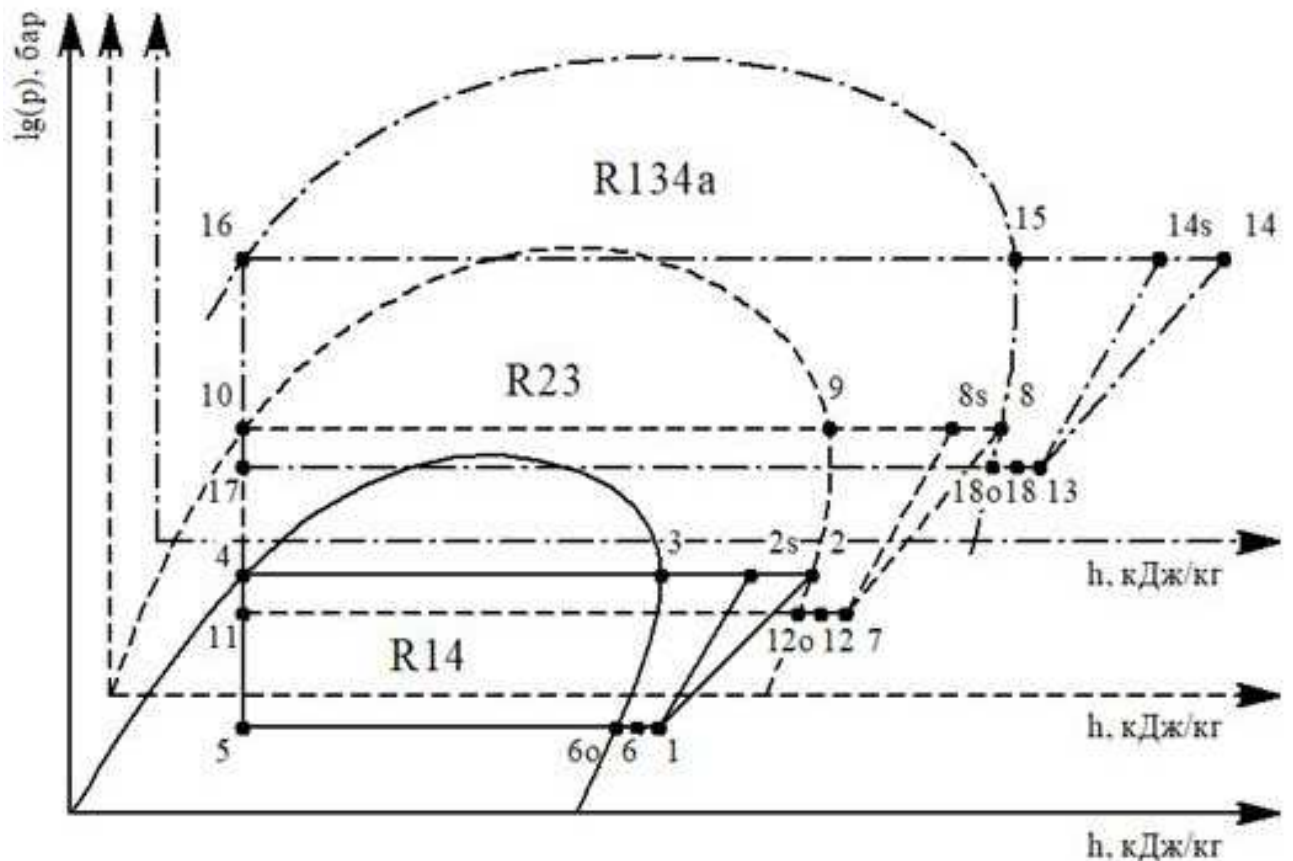


Рисунок 1.11. Типовой парокompрессионный цикл установок ОГКВ. Представлены совмещенные  $\lg(p)$ - $h$  диаграммы каскадной холодильной системы

Что касается использования ПКХМ в установках ОГКВ, применяются стандартные холодильные агрегаты, без их модификации для учета особенностей ОГКВ. Их основное преимущество, по сравнению с азотными системами – отсутствие необходимости организовывать доставку криогенной жидкости. Недостатки следующие. Каскадные (или смесевые) циклы с температурой кипения от  $-90$  до  $-110$  °С плохо подходят для условий кратковременных непостоянных воздействий. Также стоимость холодильных агрегатов значительно выше, чем стоимость азотного теплообменного аппарата и его обвязки. Альтернативой же применению ПКХМ может быть применение разомкнутых циклов ВХМ. Однако, в данном случае применение турбомашин влечет за собой повышение стоимости оборудования и его эксплуатации, а также повышение уровня шума.

Исполнительное устройство установок ОГКВ является теплообменным аппаратом, предназначенным для кратковременного захлаживания поверхности объекта сложной формы с высоким влагосодержанием (следовательно, относительно высокой теплоемкостью). Ключевыми недостатками их конструкций являются низкая степень учета особенностей объекта охлаждения (неравномерности теплового потока по его внешней поверхности, различных размеров объектов и т.п.) и высокий «внешний» теплоприток к газу. Состояние технического обеспечения ОГКВ на сегодняшний день таково, что температура в ИУ нерегулируема. Решением данных проблем может быть рассмотрение их конструкции с точки зрения задач проектирования систем вентиляции, кондиционирования и жизнеобеспечения типа «воздухораспределение в компактном помещении». То есть, перспективно было бы локально организовывать изменяемую подачу газа к объекту охлаждения. А также с точки зрения снижения энергопотребления, необходимо применять меры по снижению влияния смешения холодного газа из ИУ с воздухом комнатной температуры (их плотность может отличаться до 3-х раз). Исторически, первыми ИУ были стандартные холодильные камеры (которые с трудом можно назвать «теплообменным аппаратом»). Однако, их преимуществом остается достаточная для дыхания концентрация кислорода (дыхание должно быть медленное, через маску, чтобы не было переохлаждения дыхательных путей). В них не предусмотрено индивидуального подхода к подаче газа, однако интенсивность охлаждения можно менять, используя относительное движение объекта по отношению к газу (передвижение человека). Однако, для этого пространства низкотемпературных камер недостаточно. Для снижения теплопритока применяются шлюзовые камеры (они значительно увеличивают объем установки). Устройств «запирания потока» типа устройств воздушной завесы дверного проема не применялось. В таких камерах потенциально возможно установить локальные побудители потока (например, вентиляторы), для выполнения требований учета особенностей строения объекта охлаждения.

Наблюдается тренд по уменьшению размеров ИУ установок, использующих ПКХМ. Однако, описанные выше проблемы решены не были. С появлением индивидуальных ИУ азотных установок ОГКВ, конструкция ИУ стала постепенно специализироваться, все более напоминая специализированный аппарат. Однако, после получения опыта длительной эксплуатации, работы по оптимизации их конструкции находятся на этапе теоретического исследования [106]. Ключевым недостатком открытых сверху в атмосферу ИУ является повышенная степень неравномерности охлаждения поверхности объекта охлаждения (снизу сильнее охлаждается, сверху охлаждения нет). А ИУ с профилированным окном не позволяют объекту охлаждения двигаться, перемещаться, что также повышает неравномерность его охлаждения.

Что касается блоков управления установок ОГКВ, ключевыми их недостатками являются отсутствие возможности обеспечивать различные программы охлаждения, а также отсутствие мониторинга температуры объекта охлаждения. Потребитель нуждается в наличие различных «сценариев» охлаждения (от предельно простого и безопасного, до специфических физиотерапевтических вариантов). В рассмотренных установках имеется в основном автоматизация пуска, стабилизация режима подачи газа, сушка, таймер и быстрая остановка. В рассмотренных установках нет функций регулирования, контроля интенсивности охлаждения во время воздействия (что важно для развития методической базы применения ОГКВ на практике), следовательно, не учитывается, что есть разные объекты (телосложение и другие возможные варианты группировки объектов охлаждения). Нет мониторинга температуры охлаждающего газа в ИУ. Следовательно, нет автоматического контроля качества ОГКВ, и ввиду недостатка автоматизации оборудование эксплуатируется часто неграмотно.

#### **1.2.4. Технические требования к перспективным образцам**

Оборудование ОГКВ еще не достигло насыщения в развитии,

которое наблюдается, например, для установок кондиционирования воздуха, в которых на текущий момент изменяются только некоторые детали. Это вызвано в том числе более узкой сферой применения такого оборудования.

С точки зрения технико-экономического анализа потенциала модернизации установок ОГКВ, перспективные установки должны иметь потенциал повышения удельной ценности ОГКВ для потребителя (по сравнению с современными установками), для этого они должны иметь инновационные отличия, заключающиеся в наличии нового пользовательского качества (чем-то выгодно отличаться от уже предложенного на рынке, при этом быть более экономичным, чтобы потребитель получал более качественную услугу за меньшие деньги).

С точки зрения наличия выгодных отличий от уже предложенного на рынке, перспективные установки для ОГКВ потенциально должны иметь возможность плавно регулировать отводимый от объекта охлаждения тепловой поток, предварительно в диапазоне от 1,5 до 2,5 кВт согласно задаваемой оператором программе охлаждения (составляемой для учета индивидуальных особенностей различных объектов и различных направлений применения метода, каждое из которых имеет свои особенности) и контролировать температуру в ключевых точках (например, поверхность объекта охлаждения). Для этого БО должен быть рассчитан на диапазон режимов работы, а БУ должен иметь средства автоматического регулирования параметров подачи охлаждающего газа. Это технически возможно на современном уровне развития низкотемпературных техники и технологий. Следовательно, перспективные установки имеют потенциал повышения потребительской ценности ОГКВ.

Основные параметры экономичности ОГКВ с точки зрения разработки низкотемпературного оборудования – это эксплуатационные затраты и амортизация капитальных затрат. В таком случае оборудование целесообразно разделить на две группы: азотные и безазотные. Для индивидуальных установок, использующих жидкий азот эксплуатационные затраты обычно

превышают амортизацию капитальных затрат (рыночная стоимость таких установок составляет от 1,5 до 3 млн. руб. в ценах 2020 года). В части перспективных установок эксплуатационные затраты (электропотребление, затраты на жидкий азот) для данного подтипа снизить возможно. А именно, потребляемая электрическая мощность современных установок не превышает 2 кВт. Отказ от применения вентиляторов наддува воздуха в сосуд Дьюара (замена на погруженный электронагреватель) позволит снизить ее не менее, чем в 2 раза ввиду меньших теплопритоков. Большой же вклад имеет потребление жидкого азота. Согласно оценочным расчетам от человека при ОГКВ в среднем отводится около 500 кДж (при длительности 3 минуты), в первом приближении предлагается принять, что такое же количество теплоты будет расходоваться на все остальное: отбросной поток из ИУ, теплоприток из окружающей среды через стенки ИУ (учитывая необходимость захлаживания установки), следовательно, общая нагрузка составит не более 1000 кДж. Следовательно, оценочный минимум потребления на одно воздействие составляет 5 л жидкого азота (а не килограмм). Наиболее перспективным представляется организация групп индивидуальных ИУ. Такой сценарий предполагает применение массива из однотипных ИУ (например, до 5 ИУ для одного оператора), подключенных к общему сосуду Дьюара большой емкости, имеющих отдельные блоки управления. В таком случае при оптовых ценах на жидкий азот (около 10 руб./л в ценах 2020 года) затраты на расходный материал составят не менее 50 руб. При закупке азота по розничным ценам (30-50 руб./л) затраты на расходный материал составят не менее 150-250 руб. на воздействие (при длительности 3 минуты). Это в 2 раза ниже минимальных затрат в таком сценарии для современных установок. Например, в ценах 2020 года стоимость затраченных материалов на проведение одного воздействия в азотной установке может составлять от 600 до 1000 руб. (5 л жидкого азота на проведение захлаживания, 5 л на воздействие и услуга доставки на розничном рынке при стоимости 50 руб./л). С точки зрения капитальных затрат, в перспективных установках такого типа ожидается снижение себестоимости

БО и ИУ. БУ ввиду большей функциональности ожидается дороже. Однако, ввиду общего упрощения конструкции и повышения выпуска изделий ожидается, что капитальные затраты для таких установок могут снизиться не менее чем в 1,5 раза.

Для установок, работающих без использования жидкого азота (ПКХМ, потенциально ВХМ) амортизация капитальных затрат превышает вклад эксплуатационных затрат (рыночная стоимость таких установок, произведенных в РФ, составляет более 4 млн. руб. в ценах 2020 года). В части перспективных установок эксплуатационные затраты (в первую очередь электропотребление) для данного подтипа снизить возможно. Потребляемая электрическая мощность современных аналогов составляет до 10 кВт на один объект охлаждения. При этом, согласно предварительным расчетам на охлаждение объекта затрачивается не более 2,5 кВт. Учитывая теплопритоки к ИУ, переход к одноступенчатой ПКХМ (либо к применению ВХМ), может позволить снизить потребляемую электрическую мощность во время ОГКВ не менее чем в 2 раза. Также необходимо учитывать, что для быстрого старта ОГКВ необходимо в паузах между ОГКВ компенсировать теплопритоки к ИУ (которые составляют не менее половины максимальной нагрузки). При повышении температуры охлаждающего газа, влияние теплопритоков будет уменьшаться, что также положительно может повлиять на эксплуатационные расходы. Снижение электрического потребления в данном случае важно и потому, что наиболее перспективным вариантом применения таких установок является установка групп индивидуальных ИУ в помещениях, имеющих ограниченную подведенную электрическую мощность (по типу офисных помещений). Снижение потребляемой электрической мощности в таком сценарии снижает капитальные затраты на подведение дополнительных электрических мощностей, что может значительно влиять на рентабельность применения ОГКВ. С точки зрения капитальных затрат, в перспективных установках такого типа ИУ и БУ за счет их усложнения ожидаются дороже, чем у установок имеющих современную конструкцию и функционал. По сравнению



с азотными установками, в данном случае необходимо отметить наличие машин (компрессор, детандер), которые могут выходить из строя. Однако, переход к одноступенчатой ПКХМ (либо к применению ВХМ), может позволить до 2-х раз снизить капитальные затраты (на сумму не менее 2 млн. руб. в ценах 2020 года).

Текущая рыночная стоимость услуги ОГКВ (в ценах 2020 года) для потребителя составляет от 1,5 до 3 тыс. руб. Для перспективных установок целевая расчетная потребительская стоимость предлагается в размере 0,75 тыс. руб. (при покупке курса из 10-15 воздействий, общая длительность всей услуги не более 10-15 минут), что нерентабельно в условиях текущего высокого потребления жидкого азота, либо высоких капитальных затрат при использовании современных установок. Себестоимость воздействия сильно зависит от общего их числа в течение рабочего дня, в технические требования для перспективных установок на одно ИУ предлагается среднее расчетное количество воздействий 20 за одну смену (для азотных установок потребление азота не менее 100 л в сутки). Расчетное количество воздействий всего для перспективной установки 10 000 (до капитального ремонта, следовательно, необходимо учитывать увеличенную нагрузку на установки по числу воздействий, по сравнению с современными). В таком случае себестоимость воздействия (эксплуатационные затраты и амортизация капитальных затрат) в среднем составит около 200 руб. Такая себестоимость сохраняет рентабельность ОГКВ при снижении потребительской стоимости (что может положительно повлиять на массовость использования метода). Следовательно, перспективные установки имеют потенциал снижения потребительской стоимости не менее, чем в 2 раза. При этом сохраняется потребность как в азотных, так и в безазотных установках (при сложностях с поставками криопродукта).

Сегодня, ни один производитель не добился таких себестоимости и гибкости проведения ОГКВ, чтобы оно стало доступно и актуально массовому потребителю. Руководствуясь описанным выше, ключевыми отличиями

перспективных образцов от современного оборудования должны быть обеспечены: снижение себестоимости предоставления услуги ОГКВ и наличие возможности управления ее интенсивностью (плавное регулирование теплового потока от объекта охлаждения к газу) для учета индивидуальных особенностей каждого возможного подтипа объектов охлаждения. Согласно анализу, важной причиной высокой себестоимости воздействия является низкая энергетическая эффективность его выполнения (меньшая часть теплового потока поступает от человека). При этом, сложившаяся практика рекомендует осуществлять курсы ОГКВ (от 10 до 15 воздействий), что еще значительно снижает рентабельность результата ОГКВ, проводимого современным оборудованием, для потребителя. При этом потребитель может не получить необходимого эффекта от курса ОГКВ из-за проведения недостаточного или избыточного охлаждения (один режим для всех), то есть оказание данной услуги происходит без учета его персональных особенностей. Следовательно, в результате развития техники и технологии ОГКВ останется только наиболее рентабельное по удельной себестоимости на одно воздействие и гибкое в регулировании техническое обеспечение.

Исходя из описанного выше (разделы 1.2.3, 1.2.4), перспективная установка в целом должна:

- 1) Больше используемого холода затрачивать на охлаждение объекта (по сравнению с современными установками).
- 2) Быть мобильной (располагаться в помещении офисного типа и иметь возможность менять место размещения без проведения сборочных работ).
- 3) Обеспечивать безопасность ОГКВ (опасности: гипоксия, ожоги).
- 4) Иметь возможность точной настройки и изменения режимов работы, в том числе для обеспечения постепенного накопления опыта эксплуатации (создание протоколов воздействия с различными целями).
- 5) Так же, как наиболее современные образцы, иметь современные дизайн и стандартные комплектующие (что лежит вне рамок данного исследования).

В части БО:

1) Наиболее высокий из эффективных уровень температуры охлаждающего газа, а также возможность его регулирования в режиме реального времени.

2) Сниженную теплоемкость конструкции проточной части.

3) Короткое время выхода на режим (не более, чем у современного оборудования, чтобы минимизировать затраты на простаивание оборудования). За первые 30 секунд после начала воздействия температура газа на входе в ИУ должна достигнуть значений не выше, чем на 20 °С по сравнению с установившимся режимом.

4) Длительность охлаждения от 3 до 7 минут (стабильная подача газа).

ИУ должно иметь:

1) Направляющие потока охлаждающего газа.

2) Возможность подключить любой источник холода.

3) Иметь возможность масштабирования конструкции для расширения числа подходящих объектов охлаждения (например, дети, животные), а также для компактной установки нескольких ИУ в одном помещении.

4) Низкие теплоемкость и теплопроводность используемых материалов (находящихся в контакте с холодным газом).

5) Внутреннее пространство, достаточное для свободного движения согнутых в локтях рук.

БУ должен иметь:

1) Специализированное программное обеспечение (программы охлаждения, коррекция интенсивности охлаждения в зависимости от особенностей конкретного объекта и используемой методики воздействия).

2) Средства контроля температуры объекта (в ключевых областях его поверхности), охлаждающей среды (датчики температуры газа в ИУ).

3) Человеко-машинный интерфейс, основанный на принципах современных информационных технологий (например, ведение баз данных и удаленный доступ).

### 1.3. Результаты экспериментальных и теоретических исследований

#### 1.3.1. Физический эксперимент

Экспериментальных исследований теплообмена в специфических условиях ОГКВ опубликовано немного. БО установок ОГКВ становились объектом исследования только в том случае, когда применялись специализированные подходы к их созданию (например, установка КАЭКТ-01, что рассмотрено в разделе 1.3.3). В других же случаях применялись типовые решения в части холодильных агрегатов либо криогенных систем.

ИУ также исследовались только в установках, в которых начались применяться специализированные подходы к их проектированию (индивидуальные ИУ). В других же случаях применялись типовые решения в части холодильных камер, специфичностью которых было только большая степень остекления, учитывая низкие температуры внутри. Экспериментальные исследования ИУ также сдерживают этические соображения, т.к. в них необходимо привлекать волонтеров (есть потенциальная опасность для здоровья). Поэтому часто исследователи применяли методы вычислительного эксперимента (раздел 1.3.2). Однако, для достижения достаточной адекватности такой подход необходимо подкреплять объективными экспериментальными данными. Следовательно, применение физического эксперимента было ограничено следующими задачами: определение режимов работы установки без объекта охлаждения (холостой ход, захолаживание), проверка адекватности применяемых физико-математических моделей, получение эмпирических данных о температуре газа и поверхности объекта охлаждения.

Так, Трубников С.Н. [110] в 2003 г. проводил испытания действующего макета ИУ криотерапевтического комплекса «КАЭКТ-01М» (Рисунок 1.12). Было проведено два этапа измерений: в режиме холостого хода и в режиме с полезной нагрузкой (длительность 120 сек). Эксперимент был направлен на отработку адекватности используемой математической модели. Необходимо

отметить, что в работе указано, что совокупность причин создаёт ситуацию, в которой следует говорить не об измерении, а об индикации температуры поверхности теплового ограждения ИУ. Однако, за время после выполнения этой работы появились новые технические средства измерений, которые позволяют добиться необходимого результата в такой постановке измерений. В работе также нет данных о локальных неравномерностях температуры поверхности объекта, о динамике температур в глубине изоляции и нет учета особенностей линий тока охлаждающего газа.

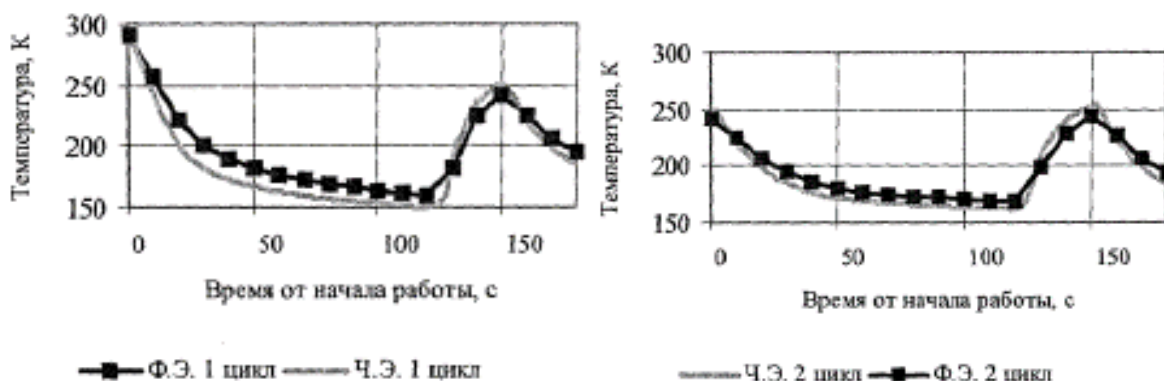


Рисунок 1.12. Результаты измерений температуры газа в ИУ [110]

Среди российских источников также необходимо отметить научно-технический отчет специалистов МАИ [51], 2009 г.: «Сравнительный анализ теплового состояния в криогенных медицинских камерах при проведении сеансов ОГКВ. Анализ криокамер «Криомед-20/150-01» и «КАЭКТ-01-Крион». В результате обработки опытных данных в работе оценивалась равномерность изменения температуры по всему объёму ИУ и скорости изменения температуры среды и поверхности тела (Рисунки 1.13-16). Сравнивались показания температур датчиков и средовых термопар установленной системы измерения. Отмечено, что в ИУ «Криомед-20/150-01» (без человека) значение температуры среды равной 130 К (-143°С) достигается к 150 секунде. Отмечено, что в ИУ «КАЭКТ-01 Крион» к 150 секунде создается температура 145 К (-128 °С). Большая скорость охлаждения в ИУ «Криомед-20/150-01» приводит и к поддержанию более низкой поверхностной температуры кожи. А работе указано, что недостатком установок с запасом криоагента является

нереализованность контроля температуры тела. Кроме того, в отчете упоминается расхождение показаний штатного датчика температуры с измеренной в эксперименте температурой среды, что также говорит об отсутствии контроля воздействия.

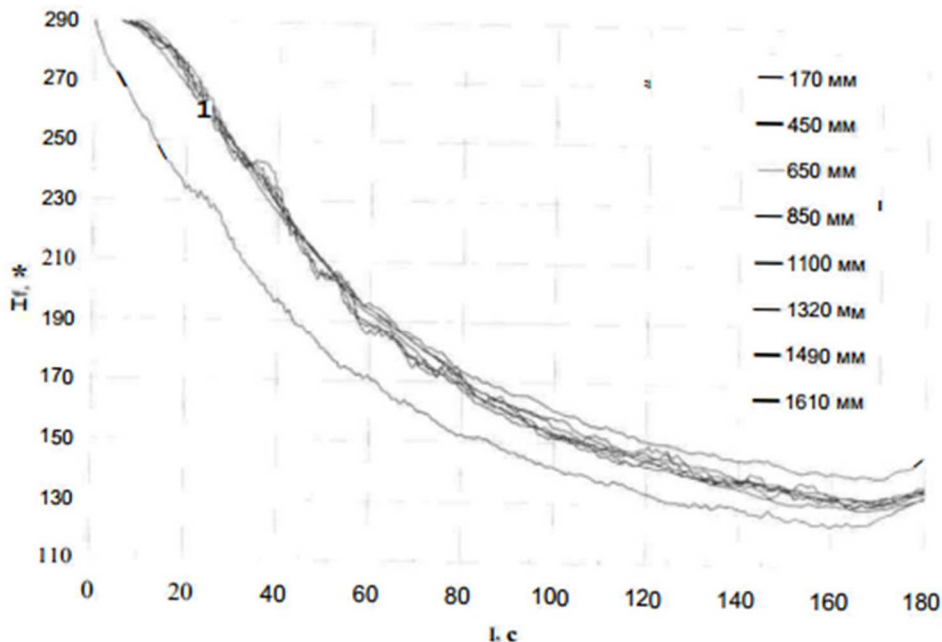


Рисунок 1.13. Температура по высоте ИУ «Криомед-20/150-01» при проведении первого этапа эксперимента (без человека) [51]

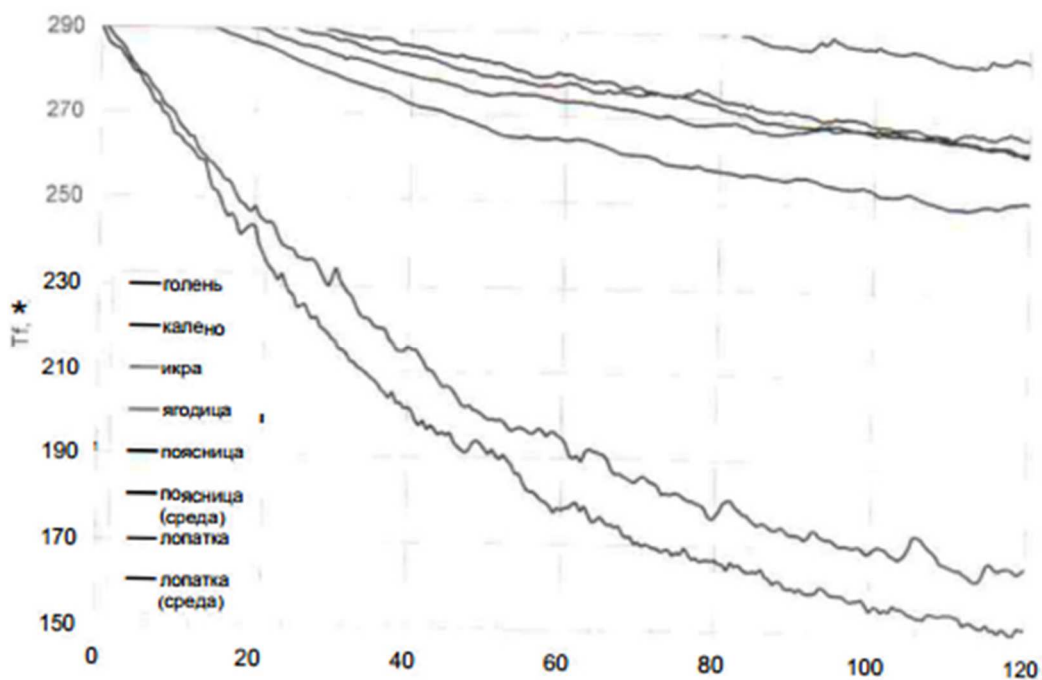


Рисунок 1.14. Результаты измерения температуры в криокамере «Криомед20/150-01» на втором этапе эксперимента с человеком [51]

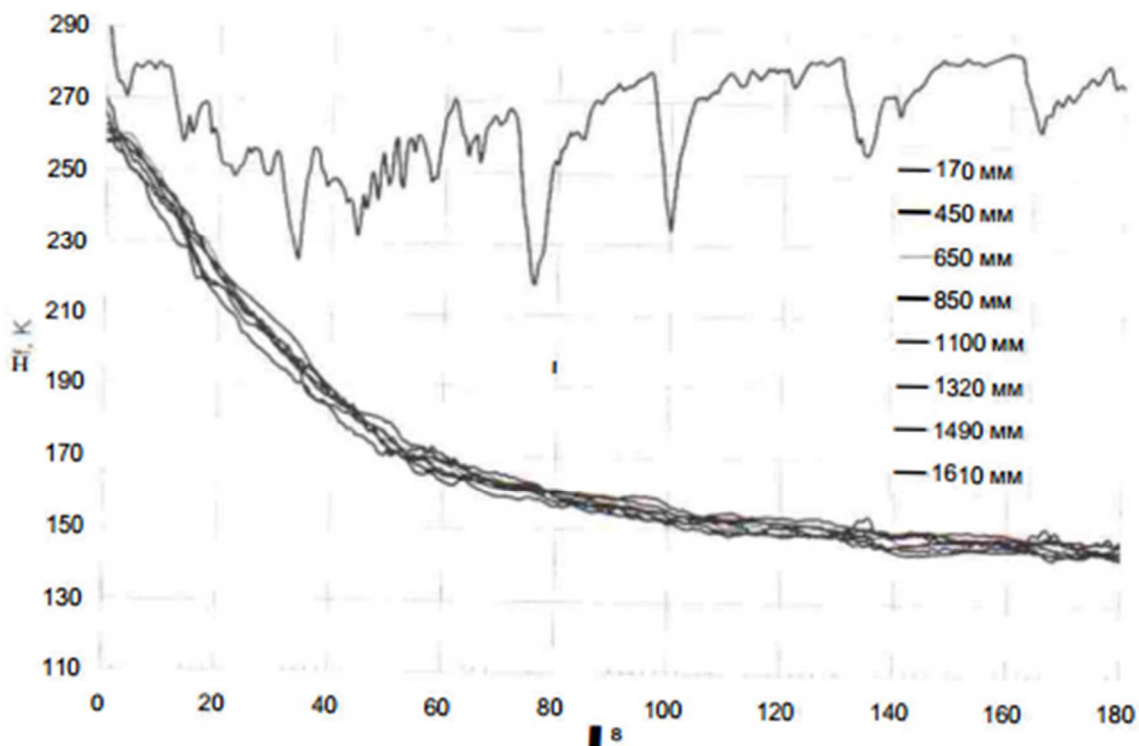


Рисунок 1.15. Температура по высоте криокамеры «КАЭКТ-01-Крион» при проведении первого этапа эксперимента (без человека) [51]

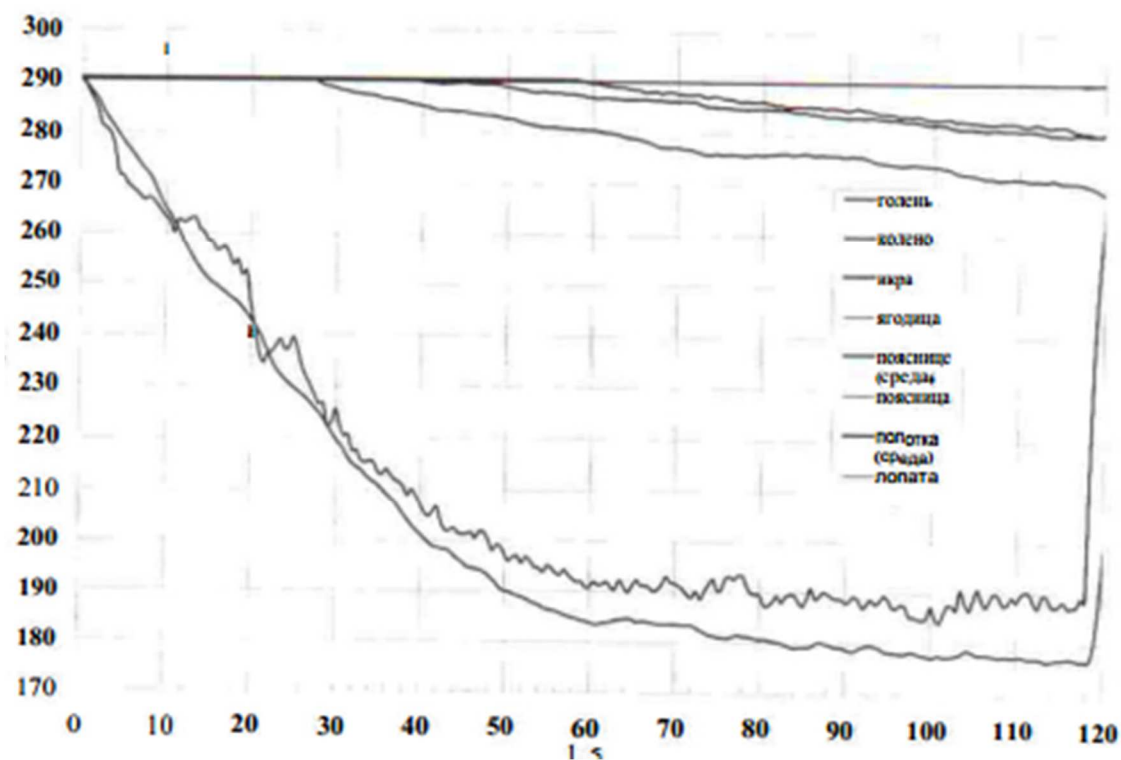


Рисунок 1.16. Результаты измерения температуры в криокамере «КАЭКТ-01 Крион» на втором этапе эксперимента (с человеком) [51]

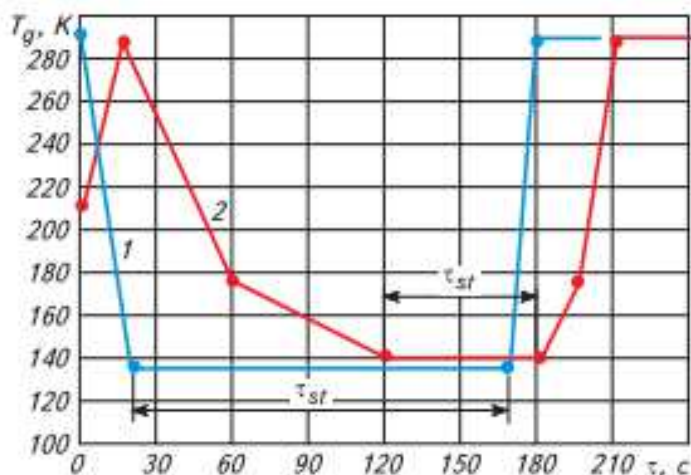


Рисунок 1.17. Изменения температуры газа, контактирующего с кожным покровом тела: 1 – при индивидуальном ОГКВ, 2 – при групповом ОГКВ [26]

На Рисунке 1.17 представлено типовое изменение температуры газа в двух типах ИУ. Исходя из полученных специалистами МАИ экспериментальных данных охлаждение в групповом ИУ близко соответствует охлаждению в индивидуальном, но проводимом без предварительного его захлаживания.

На Западе исследовательский интерес к данному методу, а в частности к исследованию процессов теплообмена в ИУ, возник 2010-е годы. Это вызвано потребностью провести переход от постепенно накапливаемых отрывочных эмпирических знаний к более системным, чтобы решить накопившиеся к данному моменту противоречия. До этого момента исследования проводили только некоторые производители оборудования, не публикующие ключевые результаты своих исследований и сосредоточенные на прикладных задачах совершенствования конкретных установок.

В работе Cholewka A. и соавт. [62] (2011 г.) термография и контактная термометрия (термопары) использовались для изучения влияния индекса массы тела (типизация объектов охлаждения) на снижение температуры кожи, вызванное ОГКВ. Исследовалась установка с групповым ИУ, температура минус  $120$  °C, один шлюз (температура минус  $60$  °C). Термопары показали нестабильные результаты (из-за низкой температуры газа, Рисунок 1.18),



результаты снимков тепловизора показывают, что в данном случае охлаждение было меньше, чем в индивидуальных ИУ. Авторы анализировали среднюю по большим участкам температуру поверхности (Рисунок 1.19), однако более перспективным представляется определение областей наименьшей температуры.

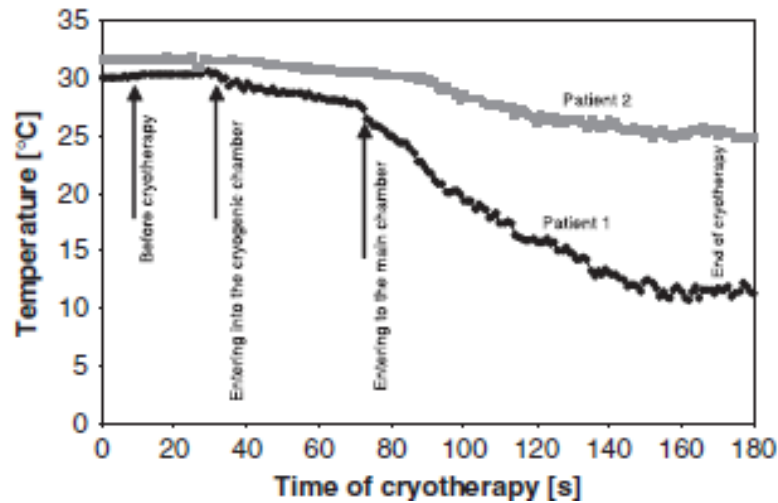
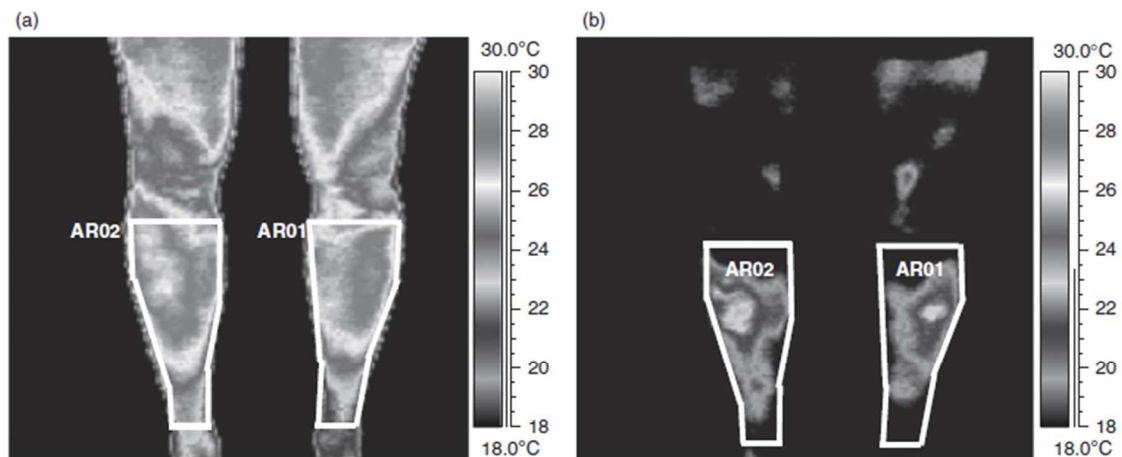


Рисунок 1.18. Примеры температурных графиков, выполненных для двух мужчин (худощавого – 1 и тучного – 2) с помощью термопар, уложенных на кожу в области поясницы в области L1–L2 позвонков [62]



Area	Temperature °C (a)	Temperature °C (b)	$\Delta T [^{\circ}\text{C}] = T(a) - T(b)$
AR01: $T_{\text{max}}$	28.9	23.6	
AR01: $T_{\text{min}}$	19.8	12.6	
AR01: $T_{\text{mean}}$	26.2	19.1	7.1
AR02: $T_{\text{max}}$	30.1	23.1	
AR02: $T_{\text{min}}$	21.3	12.6	
AR02: $T_{\text{mean}}$	27.0	18.5	8.5

Рисунок 1.19. Термограммы голеней добровольцев, выполненные до (а) и после ОГКВ (б) [62]

В работе Costello, J.T. и соавт. [63] (2012 г.) представлен обзор результатов 19-ти работ, в которых проводилось измерение тепловизором при ОГКВ в установках с групповым ИУ и локальным криовоздействием. В работе было показано, что наблюдался недостаток информации по вопросу конечной температуры поверхности объекта охлаждения. Такая информация необходима для расчета и проектирования установок ОГКВ.

Matos, F. и соавт. [64], 2015 г., повторили обзор результатов работ, в которых проводилось измерение тепловизором при ОГКВ в установках с групповым ИУ и локальным воздействием. Основным выводом работы был следующий: термография является эффективным, надежным и безопасным методом для мониторинга температуры кожи во время ОГКВ взамен контактными методами, а также другим субъективными оценкам.

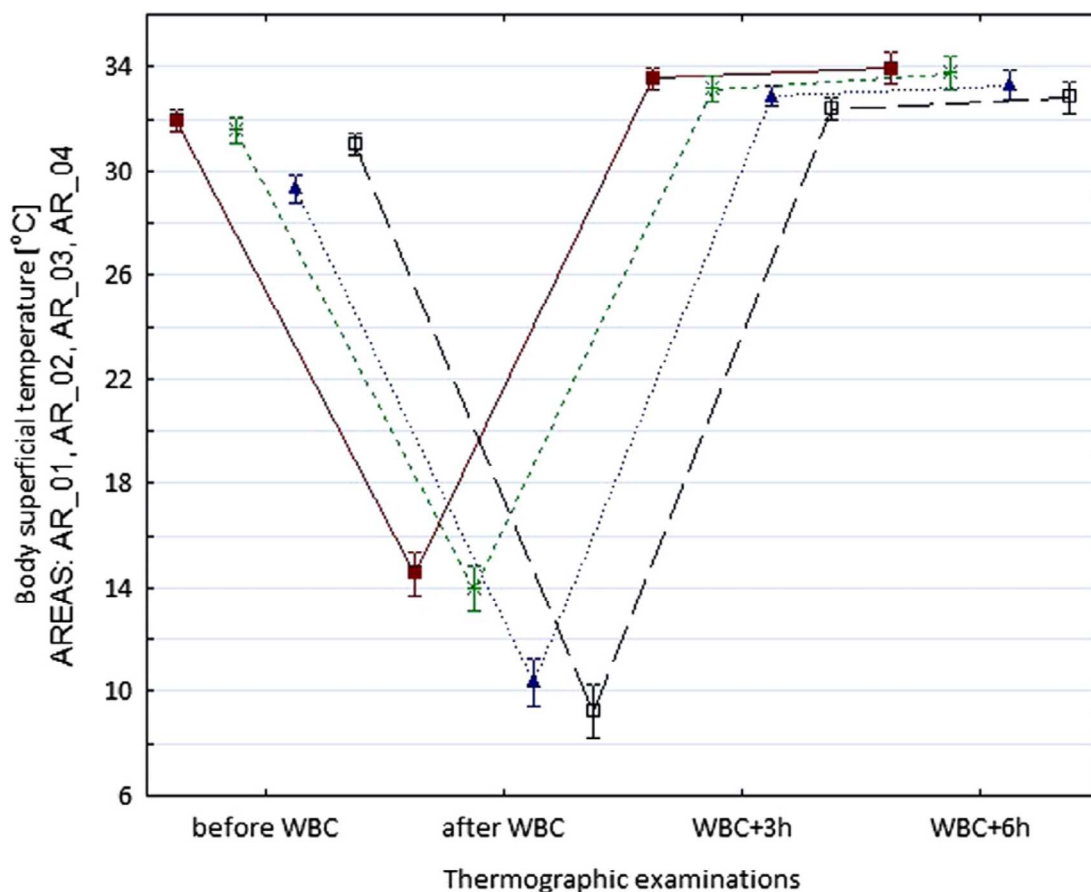


Рисунок 1.20. Поверхностная температура тела до, после, через 3 ч и через 6 ч (ИУ с закрытым верхом) [50]

В работе Zalewski P. и соавт. [50] (2012 г.) рассмотрен опыт проведения воздействия группе из 30 волонтеров в установке “Stan-Mar” (Познань,

Польша). В данной установке проводятся групповые воздействия, она имеет 2 шлюзовых камеры, температура около  $-120\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Температура поверхности кожи (Рисунок 1.20) регистрировалась тепловизором Flir P640 (такая же модель тепловизора используется в данной работе).

Debiec-Bak, A. и соавт. [66] (2013 г.) также, как и предыдущие авторы рассматривали польскую азотную установку с групповым ИУ и температурой до  $-140\text{ }^{\circ}\text{C}$ . На Рисунке 1.21 видны области наибольшего охлаждения в таких ИУ, однако абсолютные значения не зафиксированы, т.к. снимок сделан после 5-минутного отогрева (Рисунок 1.21).

Savic M. и соавт. [52] (2013 г.) рассматривали фактическую температуру газа в индивидуальном азотном ИУ. Цель этого исследования состояла в том, чтобы изучить ее в различных местах с использованием волонтеров и манекена. Показано, что фактическая температура в ИУ существенно отличается от той, о которой сообщает производитель (Space Cabin, Criomed, Ltd, Ukraine, Рисунок 1.22). Видно, что датчики температуры, прикрепленные к волонтеру (Рисунок 1.23) не показывают температуру поверхности кожи, большее влияние на них оказывает охлаждающий газ. Минимально зарегистрированная температура на тепловизионных снимках была  $16\text{ }^{\circ}\text{C}$ , что также, как и ранее вызвано анализом усреднённой температуры и проведением воздействия с фиксированным временем без регулирования его интенсивности.

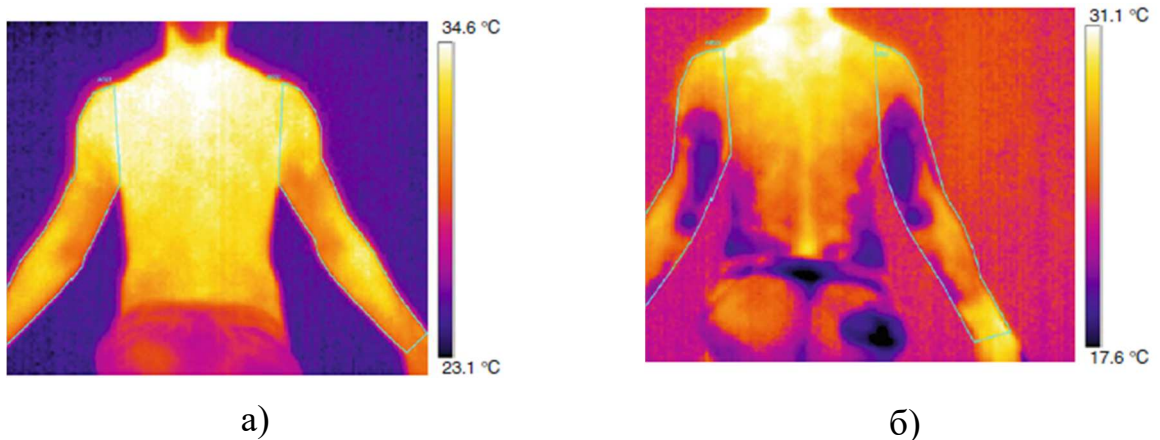


Рисунок 1.21. Термограммы дорсальной стороны верхней части тела, снятые до входа в ИУ (а) и через 5 мин после 3-минутного ОГКВ при  $-120\text{ }^{\circ}\text{C}$  (б) [66]

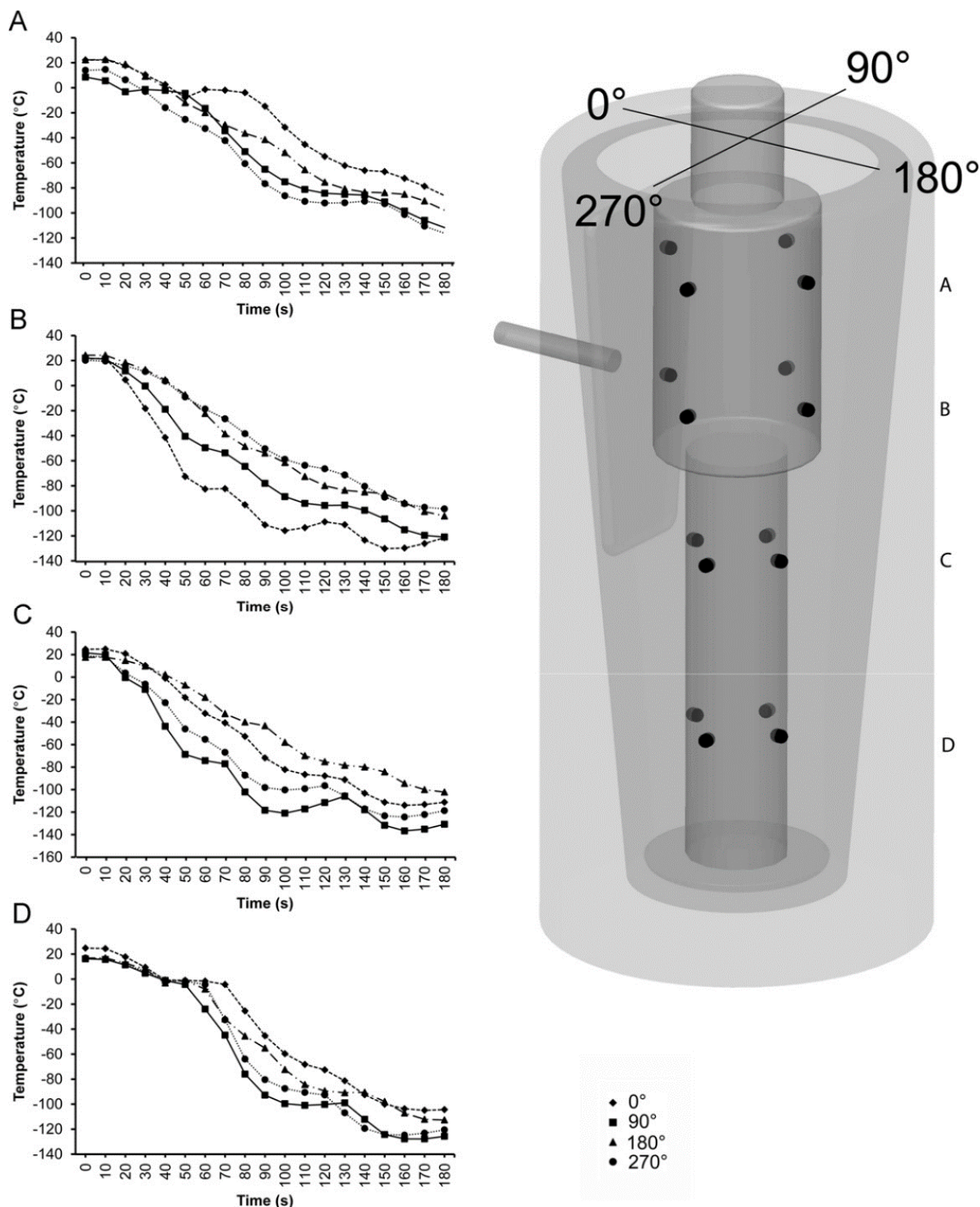


Рисунок 1.22. Графики температуры в эксперименте с манекеном [52]

Debiec-Bak, A. и соавт. [61] (2013 г.) рассматривали установку CR-2002/05/E (CREATOR, Wrocław, Poland). После воздействия температура поверхности тела была зарегистрирован на тепловизоре через 5 мин. Было рассмотрено влияние температуры газа (-140 °C, -120 °C, -100 °C), однако опять же сравнивалась средняя температура (Рисунок 1.24).

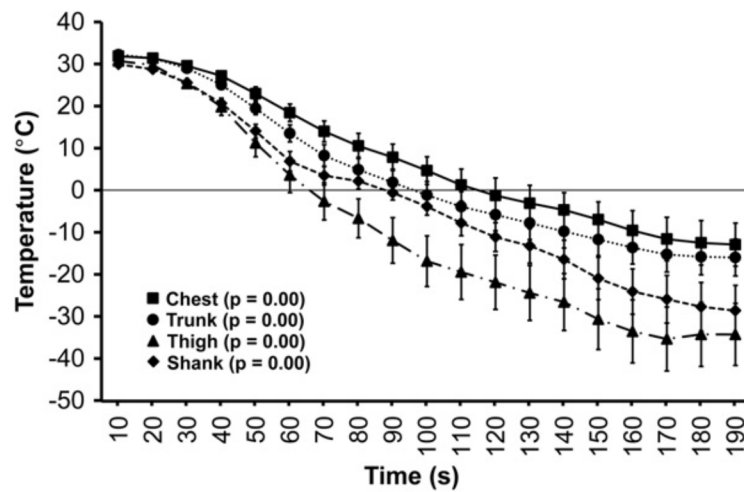


Рисунок 1.23. Температура у поверхности кожи [52]

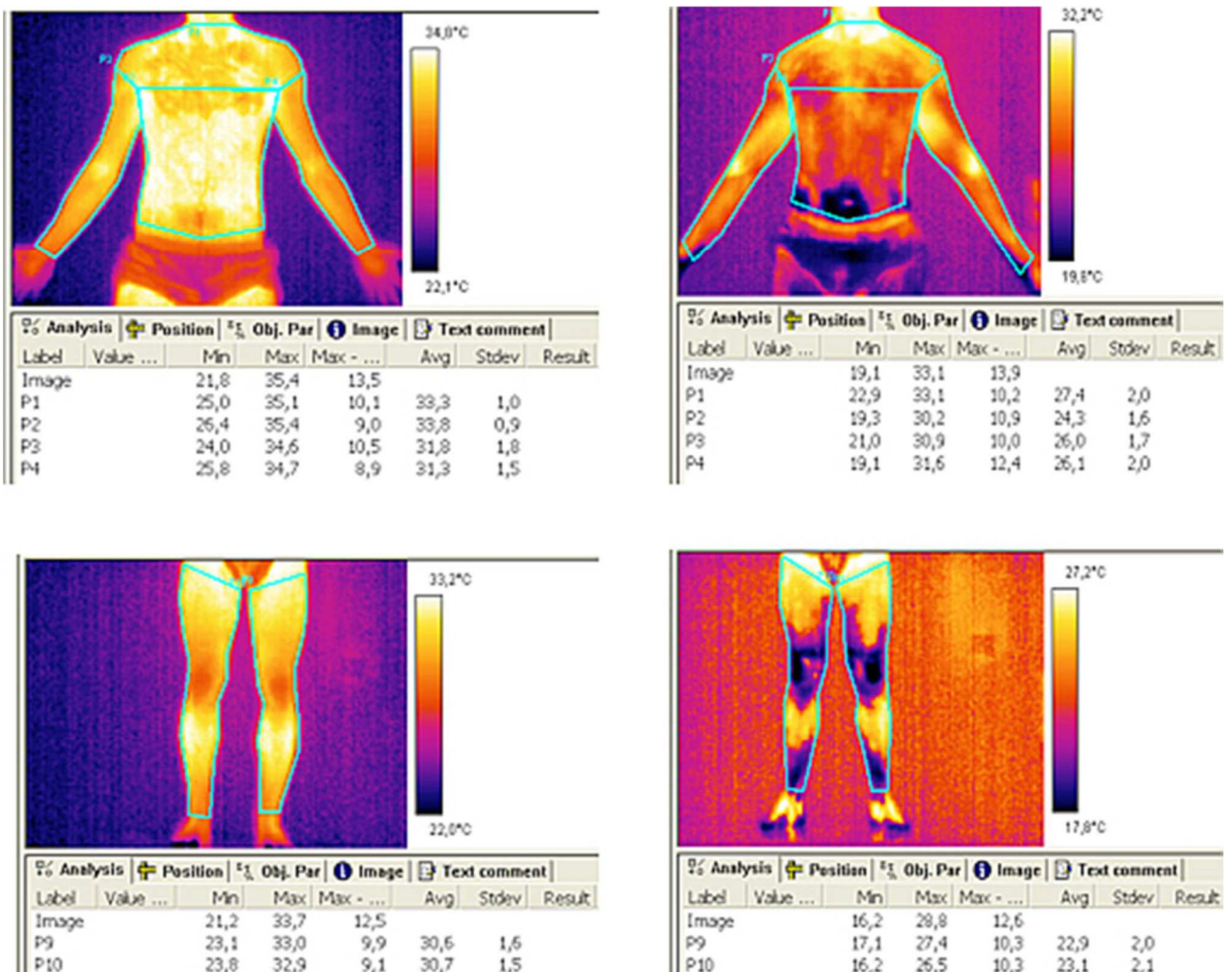


Рисунок 1.24. Примеры тепловых изображений, показывающих разницу температур до и после ОГКВ (-120 °С/ 3 мин) [61]

Bouzigon, R. и соавт. [54] (2017 г.) провели экспериментальную валидацию прототипа установки ОГКВ при интенсификации вынужденной конвекции (Рисунки 1.25-1.26). Постановка этой работы согласуется с

предложенной автором данной рукописи в 2012 г., однако выводы рассматриваемой работы французских коллег были получены независимо. Волонтеры подвергались воздействию 30 сек при  $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$  в первой камере, а затем 3 мин при  $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$  в основной камере. Скорость газа, измеренная внутри пустой основной камеры, составляла  $3,7\text{ мс}^{-1}$  перед верхним вентилятором,  $1,9\text{ мс}^{-1}$  перед средним вентилятором и  $1,5\text{ мс}^{-1}$  перед нижним вентилятором. Средние эффективные температуры испытуемых, измеренные внутри двух камер во время воздействия, составляли  $-13,4 \pm 2,1\text{ }^{\circ}\text{C}$  в первой камере и  $-34,5 \pm 3,0\text{ }^{\circ}\text{C}$  (WCET [55]) в основной камере. Среднее снижение температуры кожи было  $11\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

Этот вывод согласуется с данными предыдущих исследований с использованием других установок ОГКВ. Среднее снижение температуры было больше, чем в других рассмотренных экспериментах с зарегистрированными 3-минутными воздействиями от  $-140\text{ }^{\circ}\text{C}$  до  $-160\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Единственными рассмотренными исследованиями, в которых сообщалось о более значительном снижении средней температуры кожи всего тела при 3-минутном воздействии при  $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$  и  $-135\text{ }^{\circ}\text{C}$ , были исследования Hausswirth et al. и Selfe et al. [56, 57]. В литературе снижение средней температуры кожи при 3-минутном воздействии ОГКВ варьировалось от  $-7,6$  до  $-9,7\text{ }^{\circ}\text{C}$  [15; 56; 58] и изменялся от  $-4,9$  до  $-14,8\text{ }^{\circ}\text{C}$  при воздействии при полном погружении в течение 3 минут [62,56;57]. Вторым наблюдением исследования была небольшая разница в температуре между пустой камерой и камерой с волонтером. Более того, однородность температуры между верхом и низом ИУ была лучше, чем в других типах ИУ. Этот результат может объяснить большее снижение средней температуры кожи после воздействия. Использованный подход уменьшает присутствие пограничного слоя и увеличивает отвод теплоты от тела. Однородность радиационной температуры позволяет равномерно охлаждать все тело. Основным ограничением этого исследования было то, что измерение температуры кожи проводилось только на передней стороне тела. Чтобы сохранить качество тепловых измерений и избежать

дополнительной конвекции, участникам не разрешалось поворачивать свои тела. Таким образом, понижение температуры кожи, измеренное в этом исследовании, не отражает истинного снижения температуры всего тела. Вторым ограничением было отсутствие места в трейлере. Фактически, невозможно было запечатлеть все тело участников с помощью тепловизионной камеры. В основной камере эффективную температуру рассчитывали по уравнению Oscezevski et al. [55]:

$$WCET (\text{°C}) = 13,12 + 0,6215 \cdot T - 11,37 \cdot S^{0,16} + 0,3965 \cdot TS^{0,16}, \quad (1.1)$$

где  $T$  - температура ( $\text{°C}$ ), а  $S$  - скорость ветра ( $\text{км.ч}^{-1}$ ).

Результаты данной работы показывают перспективность работ, направленных на интенсификацию конвекции при ОГКВ.

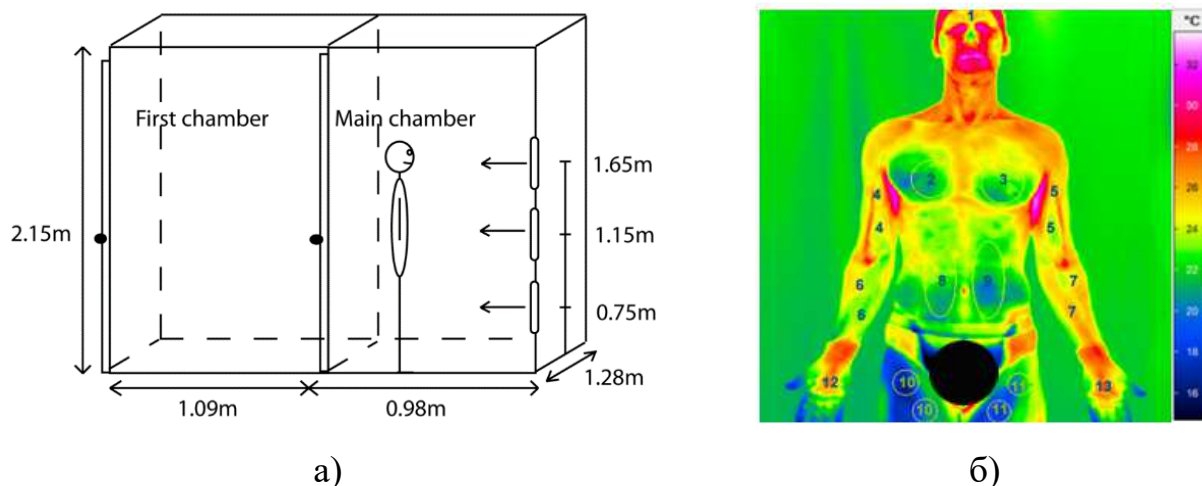


Рисунок 1.25. а) Схема эксперимента. Чертеж холодильной камеры, показывающий расположение трех вентиляторов в основной камере. Скорости ветра на высотах 1,65, 1,15, 0,75 метра были соответственно 3,7, 1,9, 1,5 м/с. б) Снимок тепловизора [54]

В работах Polidori, G. и соавт. [53,60] (2018 г.) рассмотрены различия между двумя основными типами ИУ (Рисунки 1.27-28). Воздействия проходили при одинаковой температуре ( $-140 \text{ °C}$ ), продолжительностью 3 мин (жидкий азот). Показано, что разность температур кожи варьируется в зависимости от вертикального расположения областей тела, все чаще от 15% на нижних участках тела (нет значительной разницы в температуре кожи для ног) до 53% для верхних отделов.

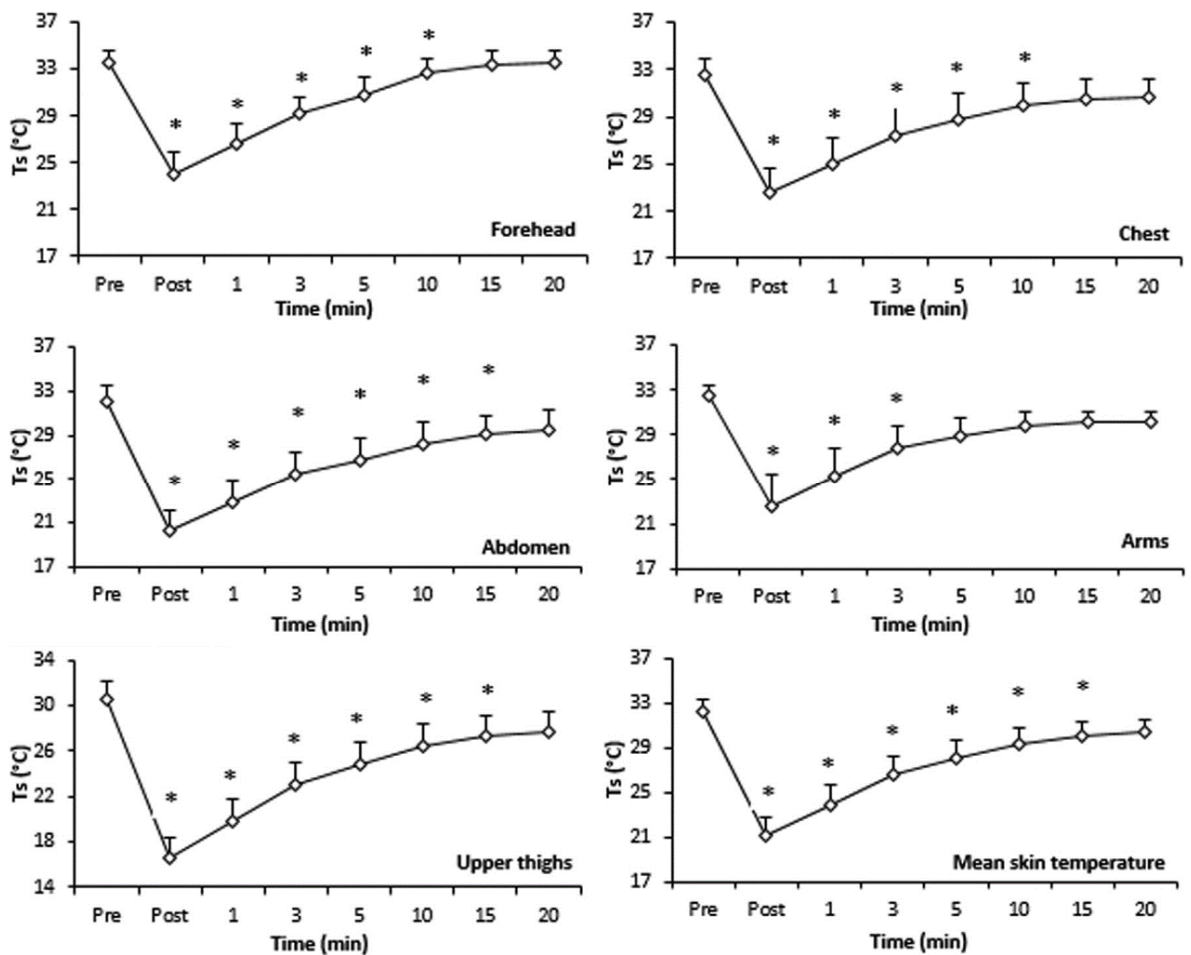


Рисунок 1.26. Температура кожи до, сразу после и в течение 20 мин после 3-минутного ОГКВ у 15 участников (\*: достоверное отличие от предыдущего измерения) [54]

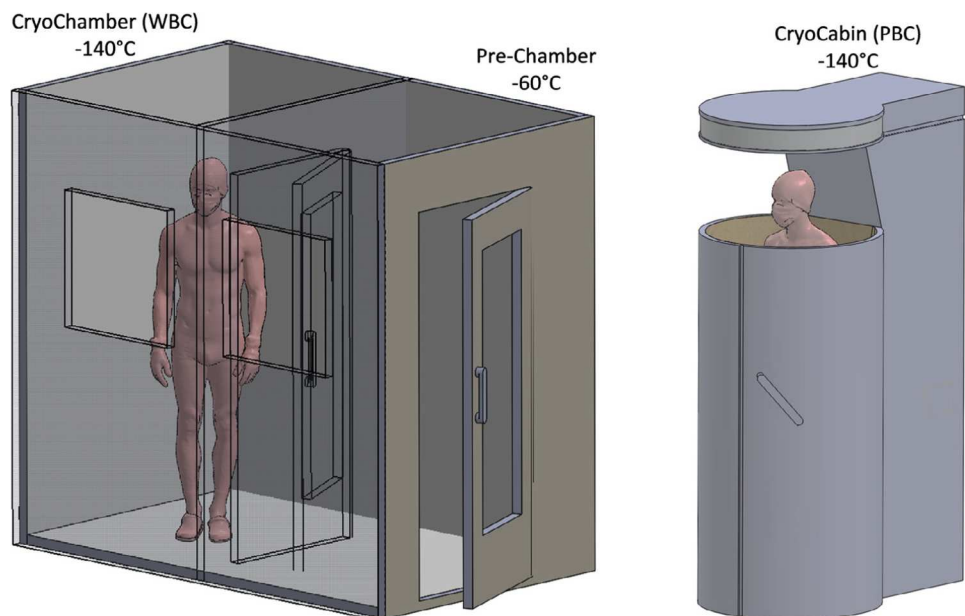


Рисунок 1.27. Рассмотренные в исследовании ИУ [53]



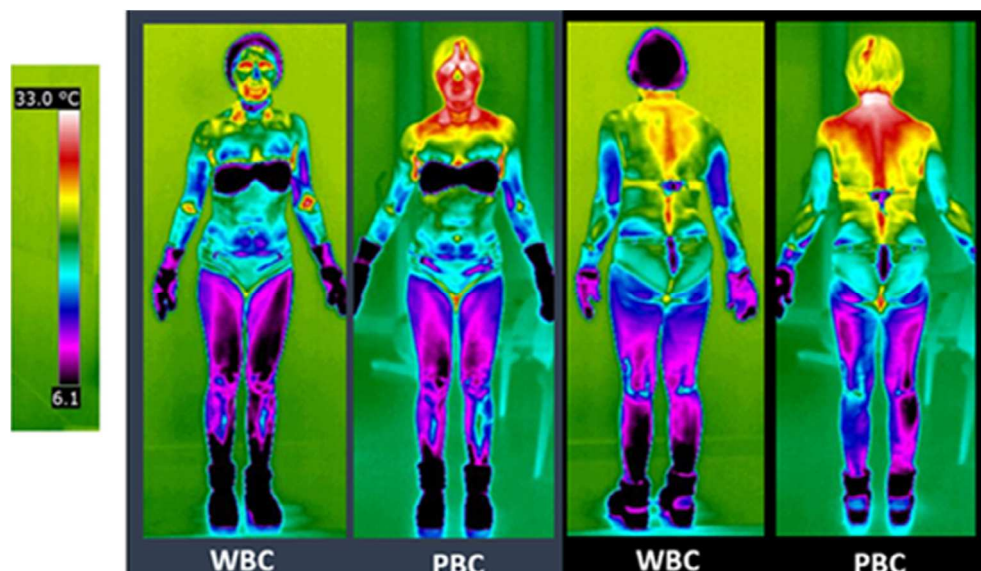


Рисунок 1.28. Примеры ИК-изображений женщин сразу после ОГКВ при частичном погружении (голова при нормальных условиях среды) и при полном погружении (при  $-140\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) [60]

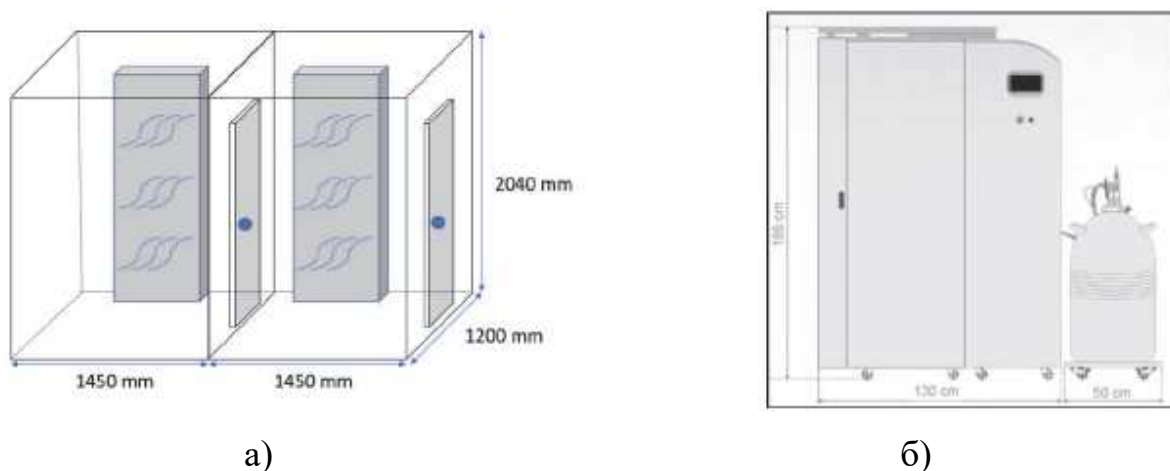


Рисунок 1.29. Слева: ИУ с закрытым верхом; Справа: ИУ с открытым верхом  
 Рассматриваемые в работе ИУ: а) ИУ с закрытым верхом на основе вынужденной конвекции (Cryowind, Aurore Concept, Франция); б) ИУ с открытым верхом (Cryonext, Cryoness, Польша) [65]

В работе R. Vouzigon и соавт. [65] (2019 г., конгресс МИХ) также рассмотрена разница между результатами воздействия в двух типах ИУ (Рисунок 1.29). На Рисунке 1.30 показано среднее по поверхности снижение температуры кожи. Основным выводом этого исследования является разница в снижении температуры кожи между подходами. После 3-минутного

воздействия средняя температура кожи всего тела, верхних и нижних конечностей в случае с интенсификацией вынужденной конвекции была больше, в типовом индивидуальном ИУ. Однако температура воздействия при обдуве (-48 °С) была выше. С другой стороны, камера с полным погружением в охлажденный воздух обеспечивает большую экспозицию тела и, лучшую однородность температуры воздействия.

Установлено, что отсутствие стандарта качества для оборудования ОГКВ приводит к тому, что разные установки обеспечивают разные и часто неизвестные температуру и скорость газа рядом с человеком [9]. Savic с соавт. [52] показал, что фактическая температура существенно отличается от той, о которой производитель сообщает в технической документации. Beaumont с соавт. [53] также показал, что температура во время ОГКВ может быть намного выше заявленной и необходимой. Поэтому ОГКВ часто имеет низкую корреляцию между желаемым и фактическим эффектами.

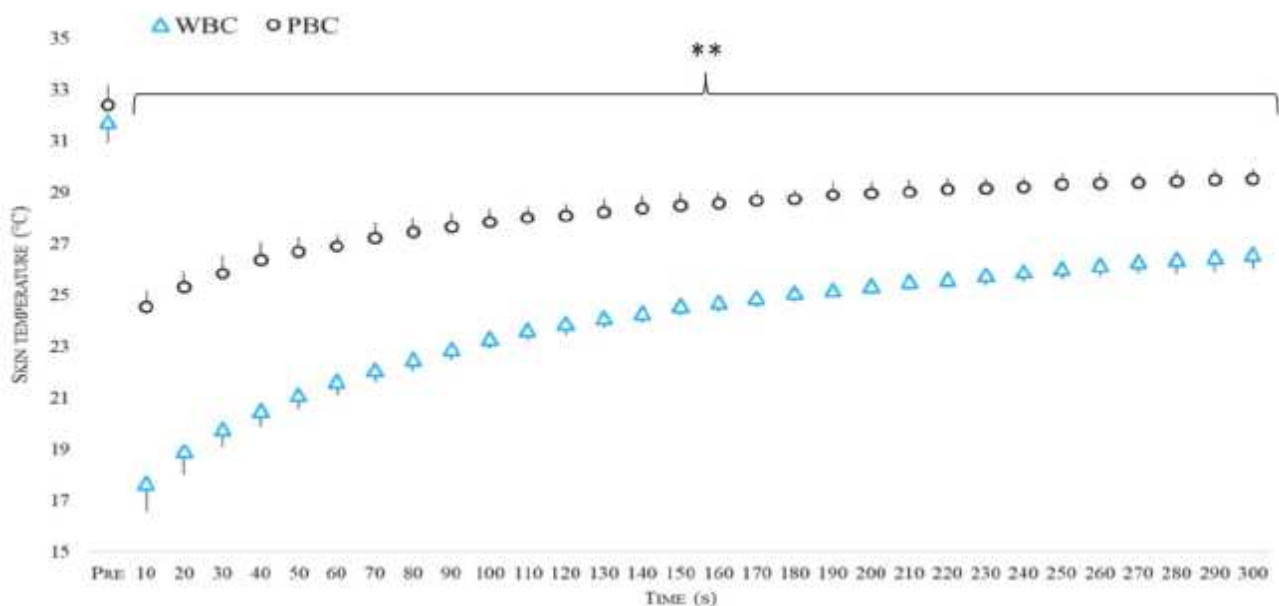


Рисунок 1.30. Изменение температуры верхних конечностей в соответствии с различными типами ИУ ОГКВ,  $p < 0,01$ ) [65]

Для повышения возможностей индивидуализации ОГКВ необходимы новые объективные данные о фактических скоростях газа, температурных полях в газе и биоткани при криовоздействии, а также об их корреляции

в различных вариантах проведения ОГКВ на основе применения различного оборудования [9]. Объективный теплофизический анализ и дальнейшее сравнение различных вариантов ОГКВ [60] может обеспечить основу для нахождения наиболее подходящих параметров ОГКВ, необходимых для достижения желаемых эффектов, и создания конструкций, способных осуществить их на практике и в будущем сформировать стандарт качества ОГКВ. В этом направлении Polidori [60] отметил, что необходимы новые экспериментальные подходы, чтобы заменить текущий эмпиризм протоколов ОГКВ. Чему мешает отсутствие достаточного количества исследований фактической температуры, которую биоткань и газ достигают во время криотерапии. Входная, минимальная температура газа может составлять от минус 190 до минус 30 °С [9, 54]. На пути к объекту охлаждения газ нагревается и имеет градиент температуры по высоте. Скорость газа тоже неоднородна. Неизвестно, какая температура и скорость газа являются фактическими в современных установках и оптимальными в целом с точки зрения медицинской эффективности и себестоимости ОГКВ [9, 54, 60]. При этом температура внутри биологической ткани не может быть измерена во время ОГКВ на практике. Сенсоры на поверхности кожи или тепловизионные камеры могут лишь частично получать информацию о температурных полях в биологической ткани [61, 166]. В таком случае сочетание эксперимента и теплофизического моделирования может дать объективные данные о температуре как внутри, так и снаружи биологической ткани. Beaumont [53, 78] показал, что метод CFD подходит для моделирования теплофизических процессов при ОГКВ (рассмотрено в разделе 1.3.2).

В 2020 г. Международным институтом холода (МИХ, Париж) было выпущено информационно письмо о текущем моменте и актуальности проведения исследований в области ОГКВ (39th Informatory Note on Refrigeration Technologies). Отмечено, что в системе Pubmed количество статей, касающихся ОГКВ, составляет около 700 (треть из них за 5 лет). Основной мотив данного документа: «Использование криостимуляции растёт

в геометрической прогрессии. Однако убедительные научные доказательства ее преимуществ еще предстоит предоставить». Указано, что «необходимо обосновать и понять преимущества криостимуляции, применения различных протоколов. Необходимо изучить несколько вопросов: температуру газа и ее воздействие на объект; дозовые эффекты лечения; вопросы безопасности. Также присутствуют другие проблемы, поскольку многие биологические факторы могут взаимодействовать с краткосрочными и долгосрочными физиологическими адаптациями, вызванными холодом. Среди прочего, размер тела, отношение площади поверхности тела к массе, полнота, физическая подготовка, пол, возраст, состояние адаптации к холоду, состояние здоровья оказались важными факторами, которые могут повлиять на результаты исследований. Указано, что частота воздействия является ключевым параметром, но количество сеансов для усиления положительного эффекта криотерапии еще предстоит установить, также как масштаб воздействия (время и температура)».

На основании рассмотренных работ можно сделать следующие выводы:

1) Вопросы экспериментальных исследований ИУ установок ОГКВ опубликовали специалисты МАИ, ИТМО и группы исследователей из Польши (упор в определение средней температуры в имеющихся в наличии ИУ) и Франции (упор в вопросы интенсификации теплообмена и исследовании разницы между различными ИУ). При этом наблюдается недостаток системного подхода, авторы концентрируются на эмпирических условиях, реализуемых в одном или двух типах ИУ. На данном этапе они ставят перед собой цель получить детальное понимание процессов при проведении типового эмпирического режима выполнения ОГКВ. Следовательно, необходимо экспериментально исследовать и другие режимы с целью нахождения более гибких и экономичных условий выполнения ОГКВ.

2) Объективных данных для создания подробных методических основ расчета тепломассообменного аппарата (ИУ) с возможностью прогнозирования режимов на данный момент не хватает. В том числе нет данных о влиянии

теплопритока через стенки, взаимосвязи влияния подачи хладоносителя и тепловых потоков в аппарате, влиянии смещения газа на результат воздействия. Опубликовано еще недостаточно экспериментальных данных, чтобы их возможно было использовать для отработки программ компьютерного моделирования ОГКВ, однако есть данные для проведения частичной перекрестной проверки адекватности эксперимента. Следовательно, востребованы новые данные для проверки адекватности программ моделирования ОГКВ.

3) Что касается применения тепловизора в работах [67, 68] указано, что снимки после окончания ОГКВ, не дают никакой объективной информации о результатах охлаждения. Однако, в большинстве работ тепловизионные снимки проводились с длительной паузой после окончания криовоздействия, что вносит значительное искажение в результат измерения. Следовательно, при строгом выполнении методики эксперимента с использованием тепловизионного оборудования возможно получить подходящие для сравнения между собой данные о распределении температуры поверхности объекта охлаждения (вне зависимости от разницы абсолютных показаний температуры при применении различных образцов тепловизоров).

4) В рассмотренных работах время воздействия было фиксированным и анализировались средние значения температуры охлаждения поверхности объекта, без внимания к наиболее охлажденным областям, которые могут ограничивать процесс ОГКВ.

5) Выявлена работа, показывающая перспективы интенсификации конвекции при ОГКВ.

### **1.3.2. Вычислительный эксперимент**

В работе д.т.н., проф. Баранова А.Ю. [106] указано, что «нестабильность температурных полей усложняет теплофизический анализ и оптимизацию процессов ОГКВ. Имеет место перенос теплоты через многослойную

биологическую ткань, содержащую внутренние источники теплоты. В начальный момент объект охлаждения имеет нелинейное распределение температур. Из-за большого числа переменных факторов аналитические методы решения тепловых задач не применимы. То, что основным источником тепловой нагрузки является поверхность человеческого тела, полностью исключает возможность постановки физических исследований в широком диапазоне основных технологических факторов. Физический эксперимент может быть использован только для проверки работы установок в условиях гарантированной безопасности объекта ОГКВ». Действительно, физический эксперимент при ОГКВ ограничен. Так как объект воздействия является человеком, то режимы, которые могут потенциально нанести ему вред должны быть исключены из планирования эксперимента. Также в эксперименте не представляется рациональным измерять подкожную температуру и тепловой поток от объекта. Поэтому в данном приложении приоритетную роль целесообразно отдать численному эксперименту на математических моделях объектов воздействия [17; 26]. Важное преимущество математического моделирования по сравнению с экспериментом в данном случае также заключается в том, что оно позволяет избежать увеличения количества экспериментов: моделирование можно легко распространить на различные группы населения, такие как женщины, малоподвижные люди и т.д. Следовательно, моделирование ОГКВ необходимо для оценки допустимых (безопасных) температурно-временных экспозиций, а также для разработки методик проведения воздействия, учитывающих особенности объекта охлаждения. Но должна проводиться строгая оценка адекватности постановки расчета.

В рамках данной работы стоит задача создания методики расчета основного теплообменного аппарата – ИУ установки ОГКВ, так, чтобы он выполнял требования регулируемого воздействия. Для разработки такого подхода необходимо установить: что в данном направлении уже исследовано; какие имеются подходы к моделированию ОГКВ. Анализ основных уравнений,

которые применяются в задачах охлаждения биообъектов с использованием текучих сред и анализ физических моделей рассмотрены в Главе 3. В данном разделе рассмотрены основные сторонние подходы к постановке вычислительного эксперимента для данного типа задач.

Исполнительное устройство (непосредственно стенки, ограничивающие движение газа) в данном рассмотрении является общим целым (единой системой) с охлаждающим газом и объектом охлаждения. Так как все эти три части рассматриваемой системы значительно влияют друг на друга, если их рассматривать по отдельности, то у результатов вычислительного эксперимента будет недостаточная точность. Следовательно, эту систему нельзя разделить на две отдельные части. Значит данная система более сложная, чем классический теплообменный аппарат, в котором можно разделить попарно элементы: «теплопередающая стенка-газ» и «газ-объект охлаждения», потому что в данном случае между газом и объектом нет теплопередающей стенки, а стенки исполнительного устройства ограничивают лишь его движение в стороне от объекта.

Наиболее ранние рассмотренные работы, включающие задачи моделирования охлаждения человека (или подобные им) связаны с вопросами кондиционирования воздуха, либо охлаждения в условиях погружения в холодную воду. Так в работе [70] представлено CFD моделирование задачи радиационного теплообмена и естественной конвекции при нахождении человека в помещении. Использован пакет программ STAR-CD. В работе [72] рассмотрено CFD моделирование задачи индивидуальной вытяжной вентиляции. В работе [73] рассмотрены вопросы физической дистанции для обеспечения исключения вдыхания одним человеком воздуха, который выдохнул другой. В работе [161] рассмотрено моделирование нахождения в ледяной воде. В модели используется нестационарное уравнение теплопроводности с внутренними источниками тепла. С помощью этой модели стало возможным объяснить значительную часть результатов, полученных в результате нахождения пловцов («моржей») в ледяной воде в течение 15

минут, а также показать роль различных параметров пловцов и условий обогрева в сауне. Представлено аналитическое решение задачи стационарной теплопроводности, позволяющее оценить параметры теплообмена. Показано, что при погружении пловца в холодную воду организм начинает выделять в 2-3 раза больше теплоты. В работе [74] рассмотрено 3D-моделирование тепловых процессов в системе «человек – окружающая среда» с целью обеспечения тепловой защиты человека в экстремальных условиях окружающей среды. В работе [71] с использованием программного комплекса ANSYS Fluent рассмотрена задача кондиционирования и вентиляции в кабине транспортного средства. Описанные работы лишь частично затрагивают рассматриваемое направление, однако могут быть примерами по подходу к вычислительному эксперименту при исследовании данного класса задач.

Вопросами моделирования именно ОГКВ занимались три научные группы. Первая – сотрудники ИТМО (г. Санкт-Петербург) под руководством профессора, д.т.н. Баранова А.Ю., вторая – белорусские специалисты, руководитель физико-технической части к.т.н. Левин М.Л. (ИТМО, г. Минск), третья – французы под руководством профессора G. Polidori (Университет г. Реймс).

В рукописи диссертации профессора, д.т.н. А.Ю. Баранова [106] подробно описаны основные методы моделирования переноса теплоты в органах и тканях человеческого тела. Особенно, необходимо выделить вычислительный анализ интенсификации конвекции при ОГКВ (исследование процесса охлаждения объекта ОГКВ в условиях вынужденной конвекции теплоносителя, таблицы 2 и 3). Рассмотрена температура до минус 90 °С. Сделан вывод о том, что в условиях вынужденной конвекции воздуха со скоростью до 1 м/с диапазон температур, обеспечивающих криотерапевтический эффект, расширяется до уровня 160 К (-113°С). Данные результаты получены на упрощенной неантропометрической модели без учета локальных особенностей теплообмена (например, не учитывалось течение газа, который можно подавать разными способами, что может еще повысить температуру



охлаждающего газа), следовательно, вызывает интерес экспериментальная оценка интенсификации теплообмена в ИУ с целью повышения температуры газа, а также дальнейшее развитие способов моделирования ОГКВ.

Таблица 2.

Финишные значения температуры поверхности объекта охлаждения в момент прерывания эксперимента [106]

Температура газа, К	Скорость движения теплоносителя, м/с									
	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
90	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
100	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
110	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
120	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
130	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
140	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
150	-1,6	-1,8	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
160	2,2	1,9	1,7	1,6	1,4	1,3	-2,0	-2,0	-2,0	-2,0
170	5,7	5,4	5,2	5,0	4,9	4,8	1,0	0,4	-0,1	-0,6
180	8,8	8,6	8,4	8,2	8,1	8,0	4,5	4,0	3,5	3,0

Таблица 3.

Максимальная продолжительность охлаждения при различных сочетаниях варьируемых параметров численного эксперимента [106]

Температура газа, К	Скорость движения теплоносителя, м/с									
	0,1	0,2	0,3	0,4	0,5	0,6	0,7	0,8	0,9	1
90	42	42	42	36	35	33	32	31	30	30
100	56	55	55	47	45	44	42	41	40	39
110	72	72	71	70	59	57	55	53	51	50
120	93	92	91	90	75	72	70	68	66	64
130	120	118	117	115	115	92	89	86	83	81
140	153	151	149	147	146	117	112	109	105	102
150	192	192	191	189	187	148	143	138	133	129
160	199	199	198	198	198	197	182	175	169	163
170	206	206	205	205	205	204	196	195	194	193
180	214	214	213	213	212	212	203	202	201	200

Далее, в работах научной группы профессора, д.т.н. А.Ю. Баранова, вышедших после 2015 г., наблюдается постепенный переход от использованной ранее базовой постановки физической и математической моделей [106, 88]

к использованию пакетов численного моделирования (применен COMSOL Multiphysics). Используемая авторами модель постепенно дополнялась и уточнялась. Опубликован ряд промежуточных результатов [89-105]. В том числе рассмотрено моделирование пустого ИУ (Рисунок 1.31-32) [90]. Авторами сделан вывод о том, что более ровный поток азота может улучшить комфорт терапии и позволить провести увеличение длительности воздействия. Указано, что полученные результаты, зависят от температуры газа, скорости на входе, размеров на входе и выходе и других параметров, которые могут стать объектом дальнейших исследований. Применённая сетка конечных элементов состояла из 44200 доменных элементов треугольной формы и 6979 граничных элементов. Влияние стенок в данной работе в явной форме не рассмотрено. Фокус других работ коллектива выставлен на вопросы влияния толщины кожи (и ее подслоев), защитной экипировки, добавления слоев одежды (площадь и толщина). Сделаны выводы о том, что на основании результатов проведенного анализа, выявлено, что площадь защищаемой поверхности тела должна быть сведена к минимуму и что возникает необходимость модернизации геометрии ИУ, для равномерного распределения расхода криогенного газа в ИУ. А также что, следует продолжить исследования, направленные на снижение затрат энергии. Однако, в работах использовалась физическая модель объекта и ИУ упрощенной формы (Рисунок 1.33), без учета влияния лучевого теплообмена, на сетках относительно небольшого размера (до 0,7 млн. элементов). Такой подход не решает задач индивидуализации воздействия для диапазона размеров и особенностей объектов охлаждения (такие задачи авторы не ставили). Указано, что в будущем планируется улучшить модель, чтобы приблизить ее к более реалистичным условиям, чтобы получить более точные результаты. Следовательно, результаты этих работ можно рассматривать как предварительные.

Сотрудники института тепло- и массообмена имени А.В. Лыкова НАН Беларуси, руководитель физико-технической части к.т.н. Левин М.Л., начали заниматься вопросами ОГКВ с 2007 года, когда к ним обратились специалисты

Республиканского центра спортивной медицины [83-87]. В работе [82] рассмотрены критические коэффициенты теплообмена для безопасного проведения общей газовой криотерапии. Был сделан вывод о том, «величина характерного критического коэффициента теплоотдачи от уровня этой температуры зависит линейно, уменьшаясь при выборе большего ее значения». Рассмотрены температуры  $-110^{\circ}\text{C}$  и  $-160^{\circ}\text{C}$  (Рисунок 1.34).

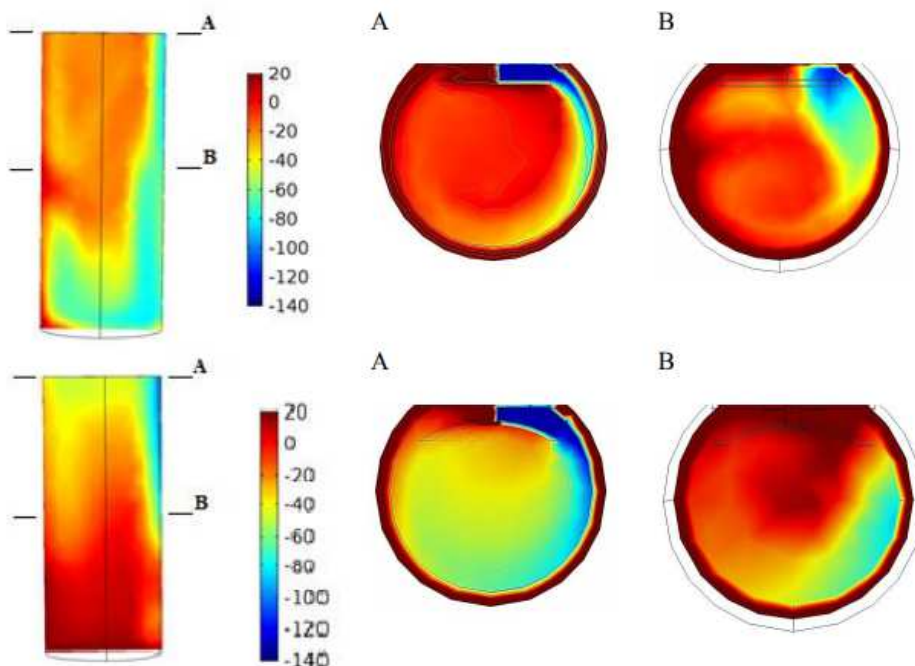


Рисунок 1.31. Результаты моделирования пустого ИУ [90]

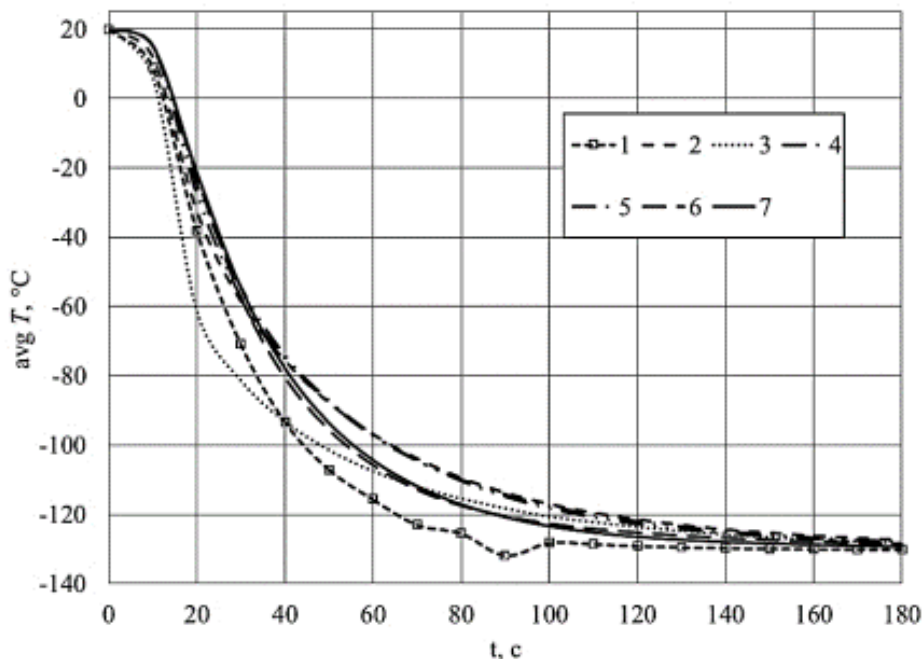


Рисунок 1.33. Результаты моделирования ИУ без объекта [90]

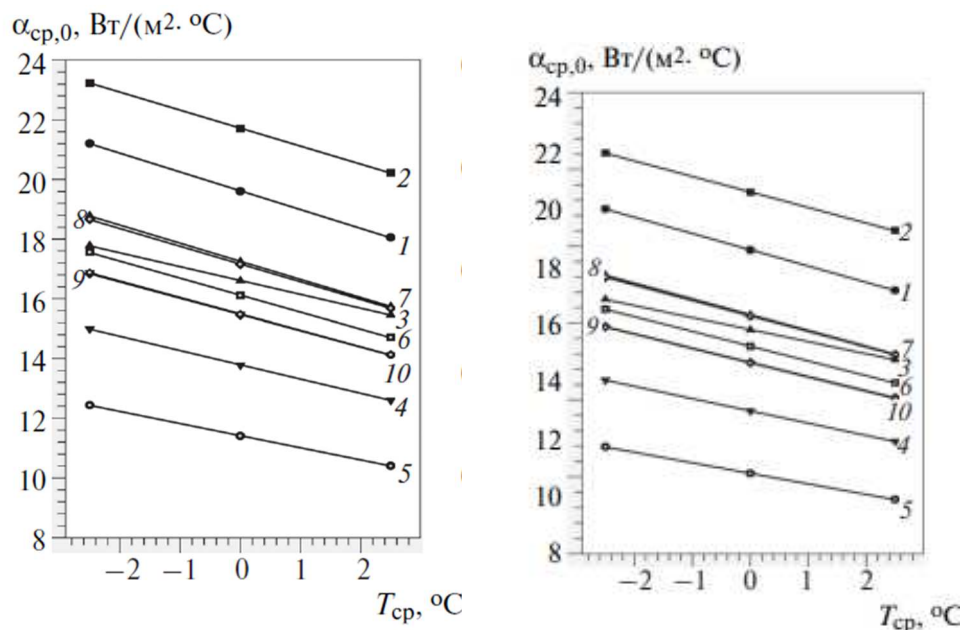


Рисунок 1.34. Коэффициенты теплоотдачи при  $-160^\circ C$  и  $-110^\circ C$ , нумерация линий соответствует вариантам, представленным в таблице в источнике [82], рисунок показывает общий разброс данного параметра

В работе [80] рассмотрены теплофизические аспекты общей газовой криотерапии. Цель данной работы – представление оригинальной компартментной модели объекта охлаждения (представлена в Главе 3), моделирование теплового состояния объектов охлаждения разной комплектации на всех этапах проведения ОГКВ, оценка на основе этой модели роли кожного кровотока и влияния погрешности определения коэффициентов теплоотдачи, а также граничных условий на минимальную и среднюю температуры кожи, величину сердечного выброса и другие показатели. Рассмотрено ИУ группового типа. Указывается, «что физико-математическая модель общей газовой криотерапии подобна модели общей гипотермии человека. Можно лишь отметить очень большую величину температурного (и теплового) напора между кожей и окружающей его средой (газообразным хладагентом) и то обстоятельство, что существенный вклад в теплотери вносит радиационный теплообмен между объектом и стенками ИУ, в которой происходит процесс охлаждения низкотемпературным газовым хладагентом. Хотя коэффициенты теплообмена между поверхностью тела и неподвижной внешней газовой средой

сравнительно невелики, однако при различии температур кожи и окружающей среды более 130 °С человек очень быстро теряет тепло. Упрощает моделирование теплообмена человека при ОГКВ отсутствие испарительного охлаждения поверхности тела. Положение тела в ИУ всегда вертикальное, а движение (ходьба, взмахи рук) весьма ограничено. Кисти, ступни и ушные раковины обычно имеют тепловую защиту».

С точки зрения математического аппарата в работе применен классический подход. Конвективный теплообмен в работе рассматривался следующим образом. Интенсивность конвективного теплообмена описывается в соответствии с гипотезой Ньютона выражением:

$$Q_{conv} = \alpha_{conv} \cdot (T_{skin} - T_{env}), \quad (1.2)$$

где  $T_{skin}$  — температура поверхности,  $T_{env}$  — температура окружающей среды,  $\alpha_{conv}$  — коэффициент конвективного теплообмена.

В общем случае коэффициент теплоотдачи зависит от теплофизических свойств окружающей среды (плотности, теплопроводности, вязкости и др.), формы поверхности, скорости движения и ее ориентации относительно движущегося потока жидкости или газа. Сделан вывод о том, что данные разных авторов по этому важнейшему параметру теплообмена иногда довольно значительно отличаются.

Среднюю для каждого компартмента теплоотдачу при естественной конвекции авторы рассчитывали из соотношения:

$$Nu = c \cdot (Gr \cdot Pr)^n \cdot \varepsilon. \quad (1.3)$$

Радиационный теплообмен между телом человека и окружающей средой описывался авторами выражением:

$$Q_{rad} = \varepsilon \cdot \sigma \cdot \kappa \cdot (T^{*4} - T_{env}^{*4}), \quad (1.4)$$

где  $\sigma = 5,67 \cdot 10^{-8}$  Вт/(м<sup>2</sup>·град<sup>4</sup>) — постоянная Стефана-Больцмана,  $\varepsilon$  — степень черноты («серого») тела,  $\kappa$  — угловой коэффициент (или форм-фактор), учитывающий форму и ориентацию излучающей поверхности, \* — обозначает абсолютные температуры (в К).

Это выражение было представлено авторами в форме с коэффициентом

радиационной теплопередачи:

$$\alpha_{rad} = \varepsilon \cdot \sigma \cdot \kappa \cdot (T^* - T_{env}^*) \cdot (T^{*2} - T_{env}^{*2}), \quad (1.5)$$

При  $\varepsilon = 1$  и  $\kappa = 1$  имеем  $\alpha_{rad} \approx 5,52 \text{ Вт}/(\text{м}^2 \cdot ^\circ\text{С})$ , т. е. сопоставлено по величине с коэффициентом теплоотдачи при естественной конвекции на воздухе. Реально величина  $\alpha_{rad}$  несколько ниже, так как угловой коэффициент обычно меньше 1 (особенно если человек находится в лежащем положении).

При охлаждении человека на воздухе  $\alpha_{rad}$  авторы учитывали в эффективном коэффициенте теплообмена  $\alpha = \alpha_{conv} + \alpha_{rad}$ .

Теплоперенос биоткани авторы описывали уравнением Пенна:

$$(\rho C)_t \frac{\partial T}{\partial t} = r^{-n} \cdot \frac{\partial}{\partial r} \left( \lambda r^n \frac{\partial T}{\partial r} \right) + (\rho C)_b \cdot W (T_b - T) + q_{met,bas} \cdot p^{\frac{T-T_{bas}}{T_{ref}}}, \quad (1.6)$$

С учётом непрерывности температуры и теплового потока на границах соседних слоёв:

$$T|_{r=R_{j,k-0}} = T|_{r=R_{j,k+0}}; \left( \lambda \frac{\partial T}{\partial r} \right) \Big|_{r=R_{j,k-0}} = \left( \lambda \frac{\partial T}{\partial r} \right) \Big|_{r=R_{j,k+0}}, k = 1, 2, 3. \quad (1.7)$$

Указано, что «рассмотренная модель общей гипотермии человека применительно к ОГКВ показывает адекватные результаты по величинам температур кожи. Модифицированная антропометрическая модель позволяет вполне реалистично описывать ряд интегральных характеристик человека, таких как площадь поверхности тела, уровень основного обмена, функция выброса сердца, интенсивность кожного кровотока, температура мозга, крови, ядра тела и кожи. Начальные условия для задачи ОГКВ являются существенными и пренебрежение ими или не обоснованное их задание может быть причиной значительных изменений оцениваемых тепловых параметров». Указано, что «учет кожного кровотока на этапе холодовой адаптации в предкамере и этапе криовоздействия не является абсолютно необходимым ввиду его малости. Самым критичным и влиятельным параметром, погрешность определения которого наиболее сильно отражается на результатах

теплового расчета, является коэффициент теплоотдачи между поверхностью кожных покровов пациента и окружающей средой». Следовательно, используя современные средства математического моделирования данный подход можно совершенствовать, отказавшись от использования коэффициента теплоотдачи.

В работе [79] рассмотрено сравнение физико-математических моделей ОГКВ с сосредоточенными и распределенными параметрами. Отмечено, что «известны два способа описания поля температур в теле человека: осреднение температур и других параметров в пределах кожного покрова и других слоев биоткани (костной, мышечной, жировой) – модели с сосредоточенными параметрами и разбиение этих слоев на малые подобласти для более детального описания изменения свойств тканей, кровотока в них и поля температур. Модель с сосредоточенными параметрами позволяет получать лишь средние значения температур в слоях. Для кожи такое осреднение означает одновременно и менее точное описание конвективного теплообмена с внешней средой, так как при этом используется заведомо завышенное значение температуры. Более того, средняя температура фактически не может быть измерена. Термометрия кожи дает температуру поверхности кожных покровов». С этой точки зрения сделан вывод о том, что более предпочтительным представляется количественное описание теплопереноса и поля температур в объекте охлаждения при ОГКВ, основанное на модели с распределенными параметрами.

В работе [81] рассмотрена сопряженная тепловая и газодинамическая задача для условий ОГКВ (Рисунки 1.35-1.36). Сделан вывод о том, что оценки значимости вынужденной конвекции показали, что «при перемещениях туловища и конечностей во время ОГКВ со скоростью до 10 см/с основной режим теплообмена – теплообмен при естественной конвекции». Численное моделирование теплообмена людей различных комплекций во время ОГКВ показало, что коэффициенты теплоотдачи тем больше, чем выше температура кожи. Однако в реальности температура кожи уменьшается в ходе воздействия, т.е. суммарный эффект первоначального различия в температуре кожи будет

нивелироваться и вариации коэффициентов теплоотдачи должны быть менее выражены, нежели отмеченные выше. Что комплекция при рассмотренном граничном условии первого рода на коэффициентах теплоотдачи туловища сказывается незначительно. У людей ростом 190 см и массой 90 кг коэффициент теплоотдачи оказывается выше, чем у человека с комплекцией 170x70 менее чем на 3%. На рисунках показаны рассматриваемые в данной работе поля температур и скоростей, а также распределение плотности теплового потока.

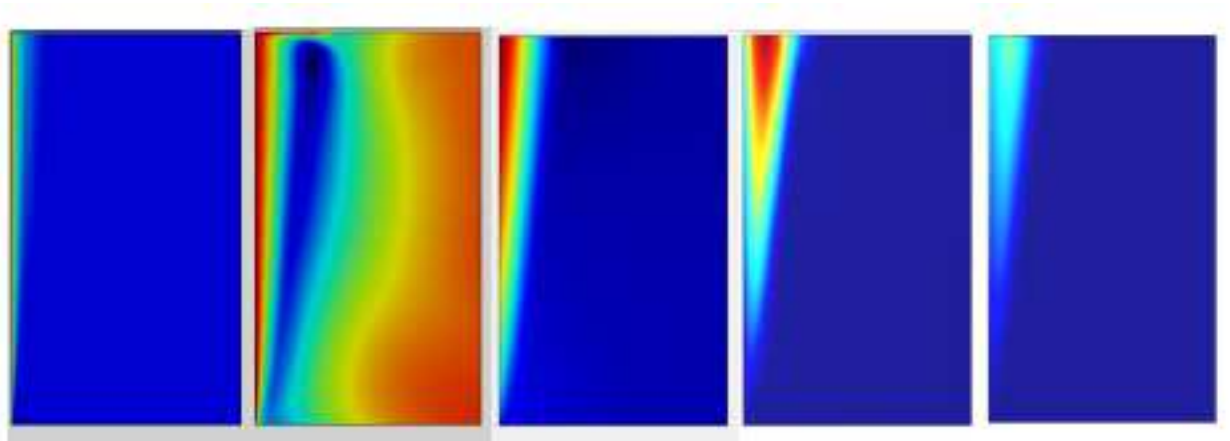


Рисунок 1.35. Поля температур слева направо: нормальной скорости воздуха, тангенциальной скорости воздуха, турбулентной кинетической энергии и скорости диссипации «турбулентной энергии» [81]

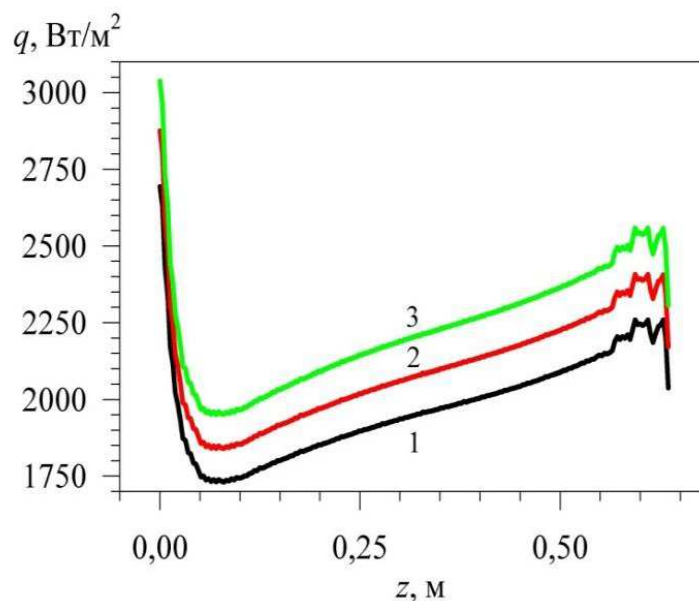


Рисунок 1.36. Распределение плотности теплового потока по поверхности компартмента «торс» при уровнях температур поверхности 5 °С



(1), 10 °C (2) и 15 °C (3) [81]

В работе [85] представлен сравнительный анализ охлаждения тела человека в холодной воде и при общей газовой криотерапии. На Рисунке 1.37 показаны результирующие температуры поверхности кожи и удельный тепловой поток при ОГКВ.

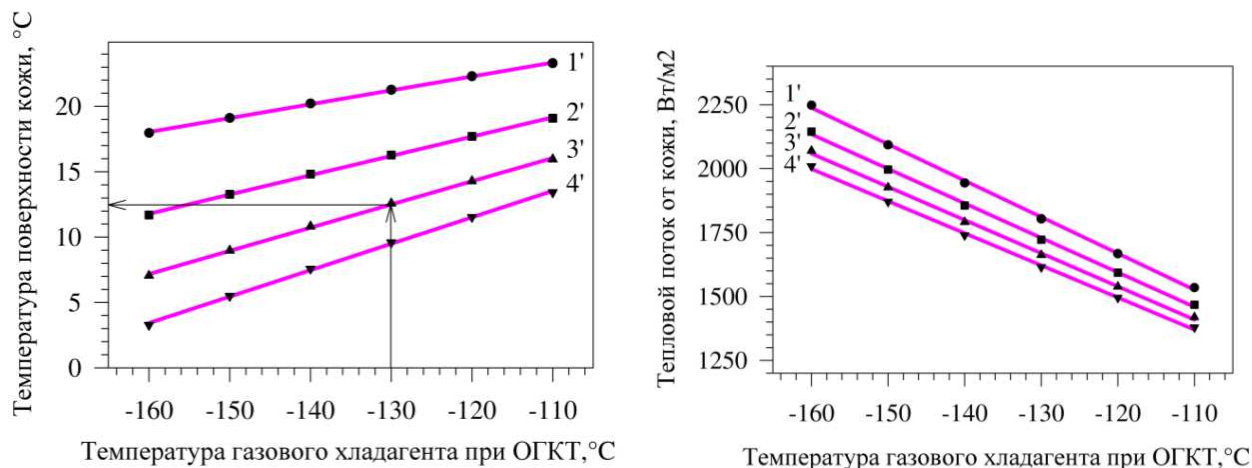


Рисунок 1.37. Результаты работы [85]

В 2016 г. французские коллеги опубликовали работу, сфокусированную на численном моделировании зависящих от времени температуры кожи и тепловых потерь при ОГКВ [77]. Авторы указали, что на западе исследования в этой области практически отсутствуют, и основной целью их работы является улучшение понимания тепловых реакций объекта на резкие изменения температуры окружающей среды, для прогнозирования результатов воздействия при разработке протоколов ОГКВ. В публикациях этой научной группы рассмотрены установки с групповым ИУ. На Рисунке 1.38 представлен полученный ими результат расчета мощности охлаждения объекта.

В работе [75] данная математическая модель была реализована в программном комплексе ANSYS Fluent 17.2 (Рисунок 1.39). Однако, хотя было проведено сканирование реального тела человека с использованием 3Д-сканера, моделированию был подвергнут только локальный участок (всего в расчетной области было 15 млн. элементов). Также следует отметить, что усложнение поверхностной геометрии модели человеческого тела приводит

к значительному усложнению задачи получения внутренних слоев. Температура газа в данном исследовании была  $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Хотя в публикации описана хорошая сходимость результатов моделирования и эксперимента, результаты данного расчета имеют ограниченную значимость, т.к. воздух в данном случае рассматривался неподвижным. В работе [76] исследование проводилось в шлюзовой камере криотерапии при  $-60\text{ }^{\circ}\text{C}$ , продолжительностью 3 минуты, что не характеризует результат типичного ОГКВ. Данная работа была нацелена на проверку адекватности разработанной ими математической модели.

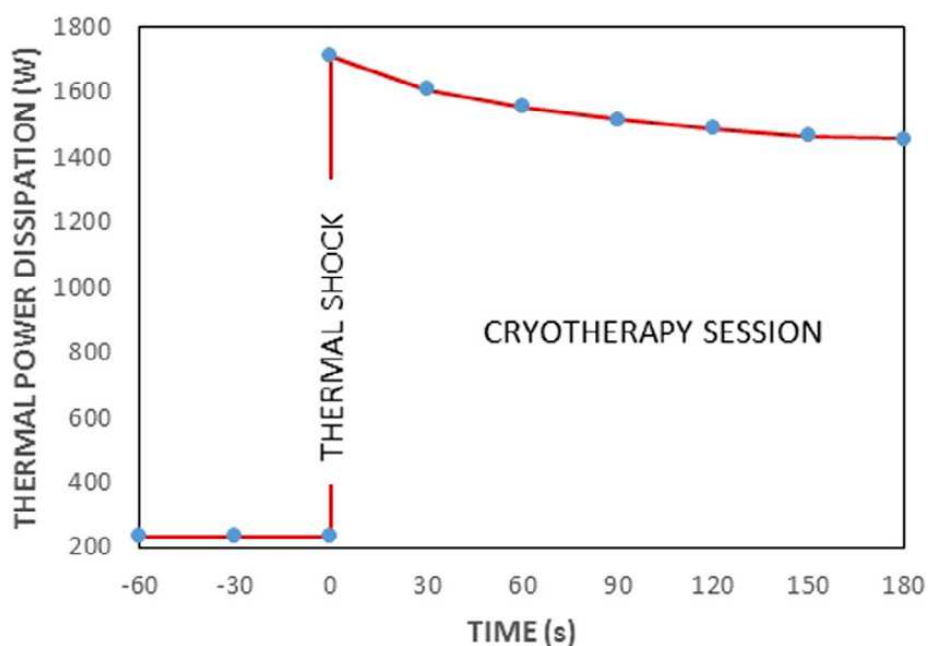


Рисунок 1.38. Результат расчета мощности охлаждения объекта [77]

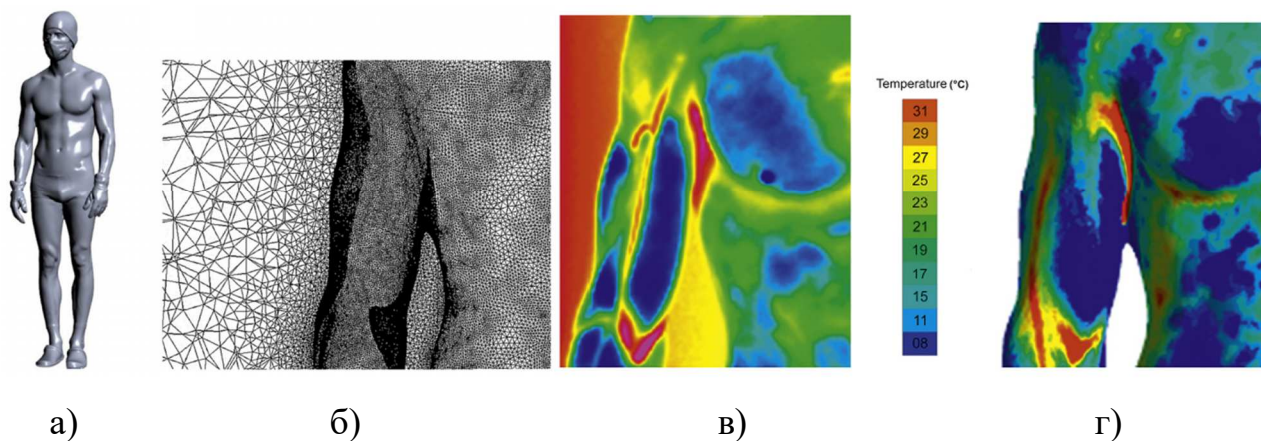


Рисунок 1.39. Примененная физическая модель объекта охлаждения и ее сравнение с результатами снимка тепловизора [75]

В работе [78] основное внимание было уделено разработке модели теплопередачи от человеческого тела для имитации реакции температуры кожи в стандартных условиях окружающей среды. Для достижения этой цели была использована трехмерная неизотермическая модель, учитывающая процессы теплообмена между телом человека и окружающей его средой. Модель была применена в условиях комнатной температуры. Тепловая мощность, рассеиваемая человеческим телом, была рассчитана и применена в качестве граничного условия для вычислительной модели. Первые численные результаты были удовлетворительными в отношении разработанного метода, который был способен правильно моделировать процессы теплообмена между человеческим телом и окружающей его средой.

Тем не менее, отмечено, что точные прогнозы изменения температуры кожи остаются трудными из-за неоднородности реакции температуры кожи, что подтверждается экспериментом. Сделан вывод, что необходимы дальнейшие исследования для уточнения и проверки тепловых граничных условий.

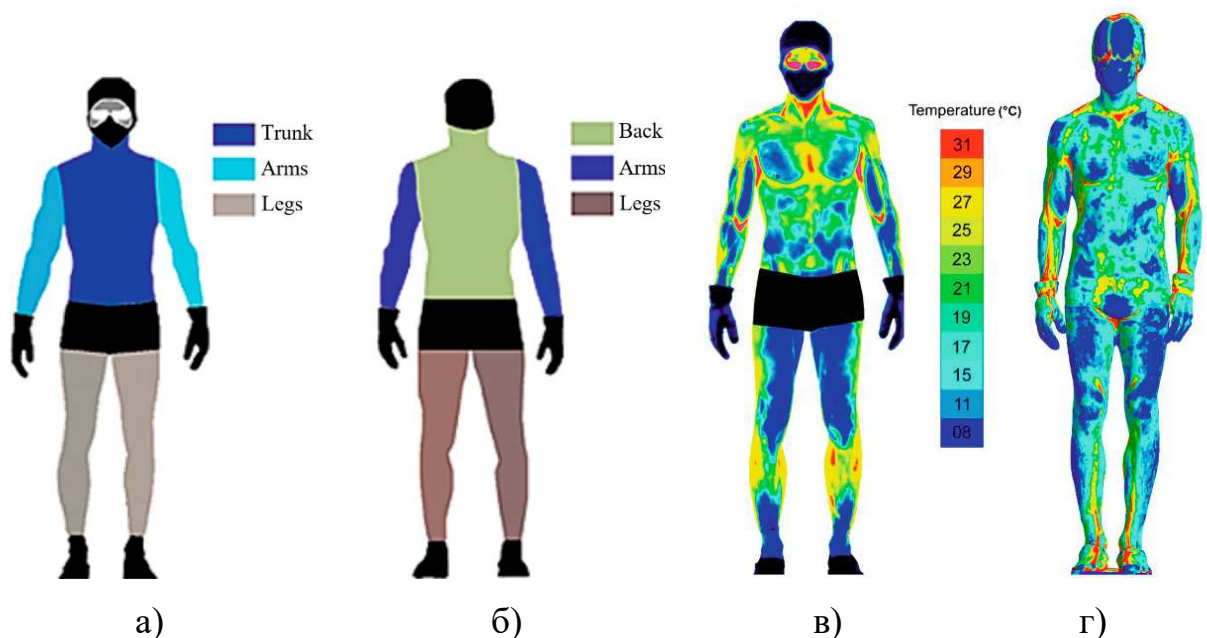


Рисунок 1.40. Сравнение термограмм и результатов расчета  $t=90$  сек [69]

В работе [69] указано, что во время ОГКВ необходимы точные знания о теплообмене, происходящем на поверхности объекта воздействия.

Экспериментальное исследование, представленное в этой статье (Рисунок 1.40), выполнено для получения недостающих данных для примененной модели. Полученные граничные условия применены к соответствующей численной задаче, которая решена с использованием средств вычислительной гидродинамики (CFD). В целом в данной публикации представлен описанный ранее подход, однако к нему было добавлено граничное условие первого рода.

Исходя из описанного выше можно сделать следующие выводы:

1) Результаты вычислительного эксперимента опубликовано немного. В основном авторы описывают типовые процессы, происходящие в ИУ для более полного их понимания на практике, а также отрабатывают разработанные ими математические модели. Вопросы повышения энергетической эффективности в них прямо не затрагивались.

2) Вопросы интенсификации теплообмена в данном аппарате затрагивались на упрощенных физико-математических моделях, следовательно, результаты этих вычислений имеют предварительный характер.

3) Вопросы повышения гибкости, индивидуализации ОГКВ не рассматривались.

4) Не выявлено подходов, рассматривающих ИУ в единой системе из трех составляющих, а также направленных на разработку перспективных установок для ОГКВ.

5) Развитие вычислительных средств привело к возможности решения неосесимметричных трехмерных моделей теплообмена при ОГКВ с применением метода конечных объемов (в отличие от ранее широко используемых одномерных и двухмерных, а также применения конечно-разностного метода). В том числе это может позволить сделать переход от применения граничного условия 3 рода (Задача Робена) к рассмотрению ИУ в единой системе, использующей современные численные методы.

Также произошел значительный сдвиг в проведении экспериментов с привлечением волонтеров, что потенциально может позволить уточнить выводы данных работ, основываясь на новых экспериментальных данных.

### 1.3.3. Технические диссертации по тематике ОГКВ

Первые работы в рассматриваемой области в части технических наук были преимущественно сконцентрированы на задаче локального поверхностного охлаждения [108, 114], вытекающей из задач криохирургии. В работе Козлова Э.В. (1993 г.) рассмотрено локальное воздействие на отдельный орган. Применена нестационарная модель процесса конвективного охлаждения ткани как трехслойной структуры с источником тепла, причем учитываются суммарные тепловыделения в биоткани за счет кровотока и метаболизма. Впервые было получено решение задач стационарного и нестационарного теплообмена между криогенной газовой струей и биологической тканью, рассматриваемой в виде сложной структуры с источниками тепла за счет кровотока и процессов метаболизма. В работе Жолобова Н.И. (1993 г.) отдельная глава была выделена для рассмотрения струйного локального поверхностного охлаждения биологической ткани. Было предложено импульсное воздействие, рассмотрены вопросы прогнозирования и выбора режимов охлаждения, а также базовые характеристики криогенной импактной струи с приведением эмпирических формул. Вопросы локального воздействия также были рассмотрены в работе Кондратенко Р.О. [107] (2012 г., МГТУ им. Н.Э. Баумана). В работе рассмотрен опытный образец охлаждающего баллона (бутан, пропан, R123), апробирован подход В.В. Будрика к локальному криовоздействию (достижение температуры  $12 \pm 2$  °С на глубине 3 мм от охлаждаемой поверхности органа). Проведено исследование температурного поля на кожном покрове при распылении охлаждающей газожидкостной струи. Вопросы ОГКВ, а также прямые его аналоги в данных работах не рассматривались.

Вопросы технического обеспечения ОГКВ рассмотрены в ряде работ научной школы профессора, д.т.н. Баранова А.Ю. (ИТМО, г. Санкт-Петербург), защитившего в 1991 году диссертацию на соискание степени кандидата технических наук на тему: «Разработка аппаратуры воздухоподготовки для

систем общего криотерапевтического воздействия», а в 2014 году на соискание степени доктора технических наук на тему: «Научные основы разработки аппаратуры для общего криотерапевтического воздействия» [105, 106]. Автор является разработчиком установки КАЭКТ-01 (НПП Крион, г. Санкт-Петербург). Работы данной группы сосредоточены на трех направлениях: разработка и оптимизация технологии криотерапевтического воздействия; разработка и обоснование конструкции исполнительных устройств криотерапевтического комплекса; разработка и оптимизация систем криостатирования ИУ.

Среди учеников данной научной школы защищены следующие диссертации на соискание степени кандидата технических наук.

Бессонов С.А. (2002 г.) [111]: «Повышение эффективности работы блока подготовки теплоносителя в установке для аэрокриотерапии». В работе проведены экспериментальные и теоретические исследования насадки для регенератора. Рассмотрен принцип избыточного оросительного охлаждения, короткоциклового контактный теплообменник и импульсный режим работы. Данная конструкция не получила практического применения в установках ОГКВ.

Трубников С.Н. (2003 г.) [110]: «Повышение энергетической эффективности индивидуальных криотерапевтических систем». В работе рассмотрено теоретическое и экспериментальное исследование нестационарного теплообмена и испытание действующего макета ИУ криотерапевтического комплекса «КАЭКТ-01М». При проведении численных экспериментов на одномерной конечно-разностной обобщенной математической модели были изучены динамические процессы нестационарного теплопереноса в ИУ, а также было описано распределение температурных полей на поверхности кожи объекта (представлен усеченным конусом), в слое теплоносителя и на внутренней поверхности теплового ограждения ИУ.

В работе отмечено, что «использование вынужденной конвекции в ИУ

представляется направлением интенсивного развития технологии, в противовес экстенсивному направлению – разработке и производству ИУ с квазистационарным режимом движения теплоносителя». Результаты исследований внедрены при проектировании и изготовлении криотерапевтического комплекса «КАЭКТ-01М». Указано, что «использование рекомендаций позволило сократить удельные затраты криоагента на 45%». Однако, на практике предложенные способы подачи охлаждающего газа широко применены не были. Также за прошедшее с выхода данной работы время многие аспекты ОГКВ были уточнены и на основании накопленного опыта, более совершенных методов математического моделирования, возможно сделать следующий шаг в развитии установок ОГКВ.

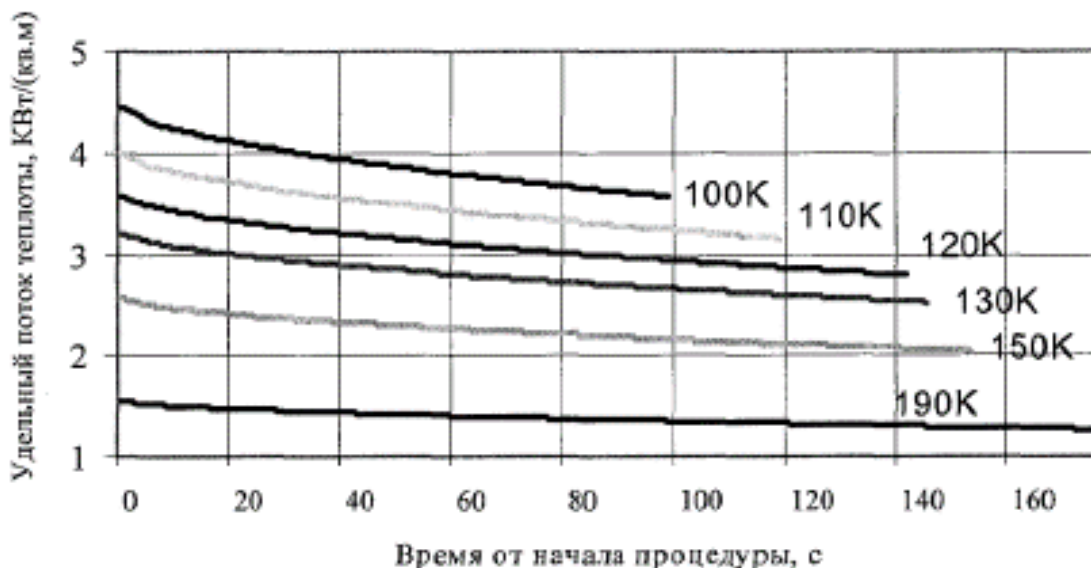


Рисунок 1.41. График изменения удельного теплового потока в ходе ОГКВ с естественно конвективным теплообменом [110]

Мальшева Т.А. (2007 г.) [109]: «Выбор и обоснование параметров технологического процесса криотерапевтического воздействия». Проведено теоретическое исследование процесса охлаждения установках ОГКВ в условиях естественной и вынужденной конвекции теплоносителя. Показано, что «охлаждение в условиях естественной конвекции эффективно в пределах температурного диапазона от 120 К до 140 К при обязательном учете временных ограничений. Минимальное время охлаждения составляет 90 с,

максимальное 180 с. В условиях вынужденной конвекции газа процесс становится эффективней на 10%». Поэтому сделан вывод о том, что наиболее перспективно производство индивидуальных систем, т.к. в этом случае проще учесть субъективные отличия, а интенсификация теплоотдачи позволяет синхронизировать охлаждение различных участков поверхности. Однако применялась математическая модель с рядом допущений (например, рассмотрение модели полуограниченной пластины). Модель реализована в среде TurboPascal. Теплообмен излучением не рассматривается. Следовательно, результаты данной работы возможно дополнить, применяя более современные трехмерные модели теплообмена при ОГКВ.

Савельева А.В. (2013 г.) [112]: «Энергоэффективная система криостатирования исполнительного устройства криотерапевтического комплекса» (продолжение работ Малышевой Т.А.). В данной работе проведено исследование тепловых процессов в исполнительном устройстве криотерапевтического комплекса, выбор и обоснование рефрижераторного цикла для криостатирования исполнительного устройства. В том числе рассмотрено теоретическое исследование работы криотерапевтического комплекса с рефрижератором на базе воздушного турбохолодильного агрегата. Показано, что использование турбодетандерного рефрижератора снижает удельный расход энергии до  $0,83 \text{ кВт/м}^3$ , т.е. обеспечивает высокую энергоэффективность установки.

Филатова О.А. (2019 г.) [113]: «Обоснование технологических параметров аппаратов для общего криотерапевтического воздействия». Научная новизна диссертационного исследования состоит в том, что в работе описан алгоритм изменения температуры (прогнозируемая температурная история) криогенного теплоносителя в многоместных и одноместных установках ОГКВ. В рамках вычислительного эксперимента показана зависимость величины расчетной эффективности ОГКВ от алгоритма изменения температуры криогенного теплоносителя. Показано наличие эффективных сочетаний технологических параметров для многоместных



установок. Предложен способ увеличения эффективности ОГКВ за счет организации регулирования температуры криогенного газа в завершающей фазе процесса охлаждения. Обоснованы рекомендации по выбору температурно-временного режима процесса ОГКВ для одноместных и многоместных установок. Однако, автор ограничился анализом процессов, протекающих в многоместных установках, состоящих из двух низкотемпературных камер, в то время как групповые воздействия осуществляются как в однокамерных устройствах с температурой до минус 85 °С, так и в трехкамерных системах, где температура теплоносителя составляет до минус 110 °С. Следовало проанализировать все существующие на практике варианты реализации многоместной ОГКВ, а также уделить внимание потенциальным возможностям интенсификации криовоздействия в данных конструкциях с точки зрения возможных ограничений в безопасности и потенциала повышения эффективности таких установок.

Ережеп Д. (2020 г.) [115]: «Исследование переноса теплоты в устройстве для общего криотерапевтического воздействия». Рассматривалась задача совершенствования конструкции и методов использования установки КАЭКТ-01 «Крион». Целью работы являлся анализ и оптимизация процесса переноса теплоты в покровных слоях объекта общего криотерапевтического воздействия в условиях естественного и вынужденного конвективного теплообмена, выбор метода управления интенсивностью локального отвода теплоты, применяя численный эксперимент без получения дополнительных экспериментальных данных, подробного учета радиационного теплообмена, подробного выделения критерия оптимизации и подробного обзора зарубежных источников. Основная, примененная физическая модель человека представляет собой многослойный усеченный конус, овальный цилиндр. В работе представлена антропометрическая модель, однако основной анализ был проведен на упрощенных моделях. Следовательно, результаты данной работы имеют предварительный характер первого приближения.

Наибольший интерес вызывает работа профессора, д.т.н. Баранова А.Ю.

(2014 г.) [106] на соискание степени доктора технических наук на тему: «Научные основы разработки аппаратуры для общего криотерапевтического воздействия». Это основополагающая работа в области ОГКВ. Упор в анализе в ней сделан на физическую теорию ОГКВ с применением гиперболической интерпретации закона Стивенсона (в данной рукописи он не рассматривается, т.к. данная зависимость уже теплофизически описана и дальнейшее ее исследование может рассматриваться как работы по исследованию биологических процессов при низких температурах). Рукопись описывает концепцию автора, использованную при создании азотных установок с индивидуальным ИУ. В работе рассмотрена теория разработки и совершенствования установок ОГКВ на основе жидкого азота с индивидуальным ИУ. Особенно, необходимо выделить выводы автора о теоретической перспективности применения ВХМ в данном приложении. Результаты работы основываются на опыте более чем 30 лет работы в данной области низкотемпературной техники. Однако, основываясь на результатах данной работы ее возможно дополнить. Развитие вычислительных средств привело к возможности применения неосесимметричных трехмерных моделей теплообмена при ОГКВ с применением метода конечных объемов (в отличие от широко используемых одномерных и двухмерных, а также применения конечно-разностного метода). Также в период после подготовки данной рукописи произошел значительный сдвиг в проведении экспериментов с привлечением волонтеров, что потенциально может позволить уточнить выводы данной работы в направлении регулируемого выполнения ОГКВ.

Исходя из анализа выше приведенных работ были сделаны выводы о необходимых направлениях исследований. Необходимо исследовать различные режимы ОГКВ (скорость, температура, время), уделять отдельное внимание локальным неоднородностям изменения температуры объекта охлаждения (что возможно проводить лишь в физическом эксперименте), проводить поиск возможностей индивидуализации воздействия.

#### 1.4. Постановка целей и задач исследования

Ранее в разделе 1.2 дана характеристика рассматриваемому типу низкотемпературной техники, описаны современные образцы, а также предложены основные технические требования к перспективным образцам. Далее в разделе 1.3 были описаны результаты проведенных ранее исследований. На основе всей этой информации предлагается описать предлагаемый путь совершенствования данного типа низкотемпературной техники.

Регулируемое ОГКВ должно стремиться обеспечивать однородное охлаждение для различных по форме и размерам объектов (в рамках разрешенной медицинскими работниками погрешности). Почему сегодня нет такого ОГКВ? На это имеется ряд причин. С практической точки зрения широкого применения метода высокая стоимость воздействия ограничивает масштаб его применения. С точки зрения технического обеспечения не исследован весь диапазон температур, скоростей газа, времени воздействия (в условиях возможного повреждения объекта). Также БО, БУ, ИУ конструктивно не поддерживают регулирование процесса охлаждения. Нет теплофизического разграничения объектов, и, следовательно, нет методов предварительного расчета индивидуальных режимов (физико-математические модели не позволяют детализировать области наибольшей скорости охлаждения, не учитывают взаимное влияние элементов установки в переходных процессах). Нет методов регулирования (в какой последовательности изменять параметры подачи газа для обеспечения точности воздействия). Нет методов контроля в режиме реального времени. Следовательно, методы расчета воздействия, не конкретизированы для выполнения потребностей индивидуализации (нужны автоматически контролируемые критерии завершенности воздействия, учет неравномерности охлаждения по площади, средства прогнозирования, последовательность обеспечения регулируемого воздействия [116]).

Первая ключевая задача – повышение гибкости (точности) выполнения ОГКВ. В технических требованиях к перспективному образцу было указано, что кроме повышения энергетической эффективности перспективные установки должны иметь возможность плавно регулировать отводимый от объекта охлаждения тепловой поток (например, в диапазоне от 1,5 до 2,5 кВт) согласно задаваемой оператором программе охлаждения. Современные установки ОГКВ не способны проводить такое регулирование. Основной причиной этого является одна из основ проектирования ИУ – концепция погружения объекта в пассивную охлаждающую среду (с нерегулируемыми температурой и расходом на входе в аппарат, по типу «нахождение в малоподвижной текучей среде», аналогу проруби или купели). В таком случае, условия охлаждения объекта часто близки к условиям естественной конвекции. Различается лишь площадь контакта объекта с газом (частичное или полное погружение).

Например, в наиболее распространенной установке КАЭКТ-01 «КРИОН» кипящий азот смешивается с воздухом из помещения в контактном теплообменном аппарате, в результате чего в ИУ поступает газ, перемешиваясь с находящимся в камере нагревается до температуры около минус 130 °С [118], охлаждая рабочую область с человеком. БО подаёт холодный газ в ИУ через канал, расположенный в левой части узла распределения (экрана), и отбирает на регенерацию более тёплый поток, который собирается в верхней части ИУ через канал в правой части экрана (Рисунок 1.42). Человек находится в центре, поток движется по внешней спирали. Размещение каналов ввода и вывода газа в верхнем сечении ИУ позволяет снизить перепад температуры газа по высоте ИУ. Аналогично и для других типов ИУ.

Преимуществом данного подхода являлась простота, которая в условиях недостаточной исследованности ОГКВ позволила снизить количество рассматриваемых степеней свободы организации процесса теплообмена в ИУ. При таком подходе температура и скорость движения газа должны быть

невысокими (что в частном случае может обеспечивать относительно равномерный по поверхности объекта тепловый поток). Частично регулировать результат такого охлаждения возможно изменением его длительности (однако его удлинение на практике вступает в противоречие с интересами владельца оборудования из-за снижения рентабельности предоставляемой услуги). Также длительность воздействия ограничивают локальные минимумы температуры поверхности объекта охлаждения.

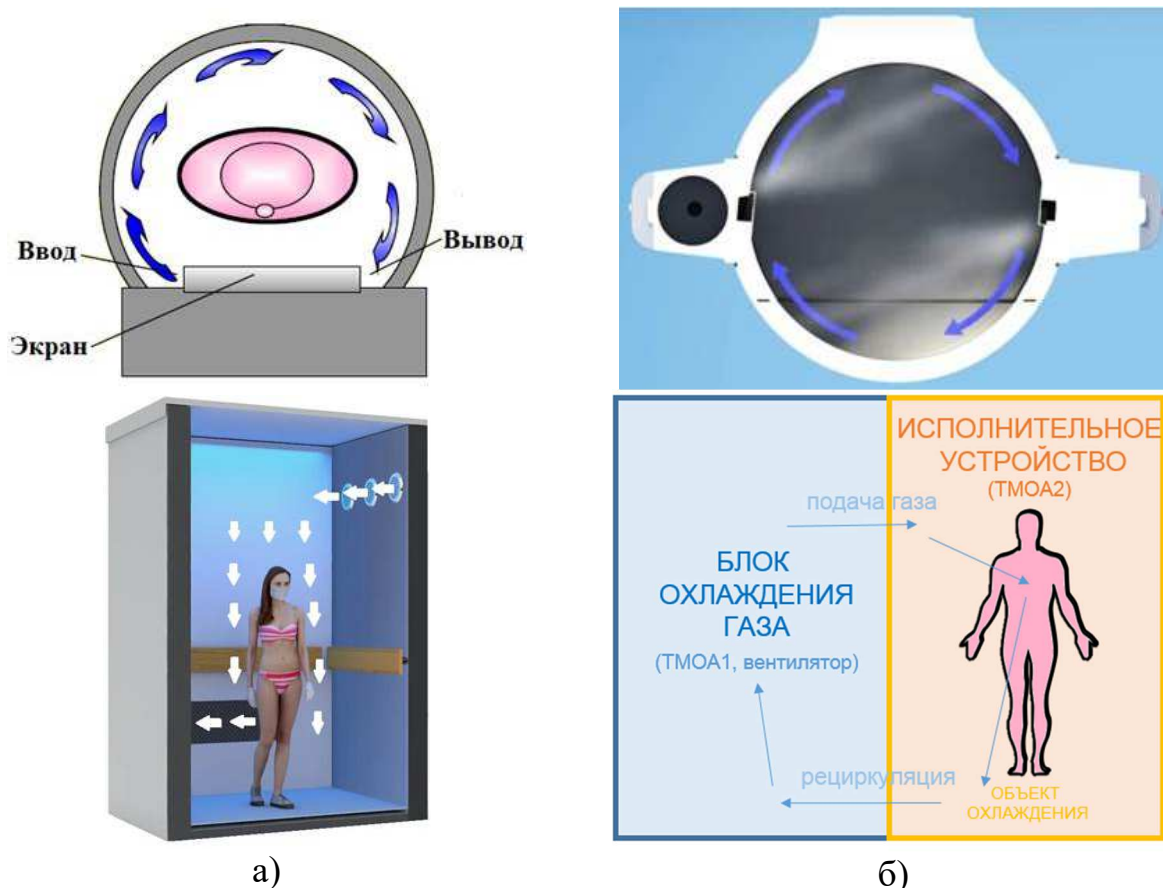


Рисунок 1.42. Схема движения газа: а) установка КАЭКТ-01 «КРИОН» [118], б) установка Icequeen [37], в) установка «CrioMirtCabin -120°C» [46], г) предлагаемый вариант

Следовательно, на практике для охарактеризования ОГКВ используют – «температуру газа» и общее время воздействия (регулирование только времени воздействия для конкретного оборудования). Отмечается, что для необходимого снижения температуры на поверхности тела человека важен индивидуальный подбор времени нахождения в основной камере, например, от 3,5 до 5 мин [117]. При этом для регулирования одного параметра –

длительности может быть недостаточно. Так, например, в условиях слишком большого теплового потока (например, для конкретного объекта в этих условиях) ввиду неоднородности строения человеческого организма локально температура поверхности объекта может достигнуть предельных разрешенных значений, а в других же местах и на глубине он охладиться должным образом не успеет. В таком случае, необходимо переходить к более общему случаю регулирования процесса теплообмена в данном аппарате. Так как такая постановка организации процесса исключает его индивидуализацию.

Итак, все существующие на данный момент ИУ формируют условия теплообмена между охлаждающим газом и человеком, приближенные к естественной конвекции. Заведомо задаваясь низкой температурой охлаждающей среды, разработчики выбрали ограничение скорости газового потока у поверхности тела на уровне 0,5 м/сек [29]. Однако эффективность воздействия зависит не от температуры среды, а от интенсивности теплоотвода по частям тела. Проектирование установок с ПКХМ в условиях естественной конвекции заранее ограничивает уровень теплоотдачи, который можно получить в установке. Такая тенденция прослеживается в установках Cryo Space Cabin (заявленная температура среды минус 110 °С), CRIONOME (минус 85 °С). Однако степень охлаждения кожи человека в таких установках существенно ниже, а это снижает длительность полезного эффекта криотерапии [27, 106]. Принцип основан на зависимости коэффициента теплоотдачи «стенки», т.е. объекта охлаждения, к потоку холодного воздуха от скорости потока. Коэффициент теплоотдачи  $\alpha$ , Вт/(м<sup>2</sup>·К), находится по критериальным уравнениям:

$$\alpha = \frac{Nu \cdot \lambda_B}{l}, \quad (1.8)$$

$$Nu = f(Re, Pr, Gr), \quad (1.9)$$

где  $Nu$  – критерий Нуссельта,  $\lambda_B$  – коэффициент теплопроводности воздуха;  $l$  – характерный размер вдоль направления обтекания;

$$\text{Re} = \frac{w_B \cdot l \cdot \rho_B}{\mu_B} - \text{критерий Рейнольдса}, \quad (1.10)$$

$$\text{Pr} = \frac{c_p \cdot \mu_B}{\lambda_B} - \text{критерий Прандтля}, \quad (1.11)$$

$$\text{Gr} = \frac{g \cdot l^3 \cdot \rho_B^2}{\mu_B^2} \cdot \beta \cdot \Delta T - \text{критерий Грасгофа}, \quad (1.12)$$

где  $w_B$  – скорость воздуха;  $\rho_B$ ,  $c_p$ ,  $\mu_B$  – плотность, теплоемкость и динамическая вязкость воздуха,  $\beta$  – коэффициент температурного расширения воздуха,  $\Delta T$  – разность температур тела и воздуха.

Из выражений (1.11) и (1.12) видна прямая зависимость  $\alpha$  от  $w_B$  и  $\Delta T$ . Так по данным авторов увеличение скорости воздуха с 0 до 3 м/с вызывает повышение  $\alpha$  при теплоотдаче от тела в окружающую среду в 4 или 5 раз. Однако повышение температуры хладагента напротив способствует уменьшению  $\alpha$ . Таким образом, для сохранения теплоотвода на нужном уровне необходимо подобрать соотношение скорости и температуры среды.

Первичный эффект ОГКВ – достигнутое температурное поле внутри объекта охлаждения. Оно получается за счет отвода конвективного и радиационного тепловых потоков. Следовательно, «доза» (то, что формирует это результирующее температурное поле) – нарастающее количество теплоты во времени воздействия, отводимое переменным во времени тепловым потоком. Косвенно этот суммарный тепловой поток вызывают составляющие конвективного и радиационного тепловых потоков: температурный напор, условия обтекания потоком охлаждающего газа [54], а также теплофизические и оптические характеристики окружающих стенок [132] в течение определенного промежутка времени. Теплофизические и оптические характеристики окружающих стенок регулировать не представляется возможным, однако их нужно учитывать при расчете воздействия в определенном ИУ. Значит, гипотетически, ключом к более точному и гибкому дозированию ОГКВ является использование большего количества из имеющихся параметров, которые возможно регулировать («степеней свободы

ОГКВ») при надлежащем рассмотрении таких влияющих факторов, которые нельзя изменить. Среди степеней свободы – температура, скорость газа рядом с объектом и алгоритм его подачи (частный случай которого – общее время воздействия). Среди основных влияющих факторов – индивидуальные особенности как объекта охлаждения, так и оборудования, а также цель специфической терапии. Для достижения этого необходимо провести переход в понимании методики проведения ОГКВ от погружения объекта в термостатируемый хладоноситель к управляемой его подаче к объекту, и, следовательно, обеспечить развитие блоков охлаждения и алгоритмов управления в данном ключе.

Вопросы повышения скорости охлаждающего газа (интенсификации процесса конвекции) при ОГКВ были рассмотрены в работах [54, 106, 110], что описано в разделе 1.3. Причем необходимо отметить, что эффект от интенсификации конвективного теплообмена в данном случае аналогичен подходам эффективной температуры воздуха («wind chill temperature») и радиационно-эффективной температуры, так как соотношение между величиной тепловых потерь телом человека путем излучения и конвекции зависит от многих внешних условий. На тепловое ощущение главное влияние оказывает совокупное воздействие температуры воздуха и температуры окружающих предметов. Для создания определенных тепловых воздействий и ощущений данной интенсивности имеется множество комбинаций температуры воздуха и окружающих предметов. Еще в работе [151], было указано, что «может быть и не стоит гнаться за слишком низкой температурой, а просто грамотно организовать теплообмен и режимы воздействия».

Необходим диапазон изменения каждой степени свободы. Например, температура от минус 150 до минус 100 °С, скорость от 0,1 до 1,0 м/с, а также произвольная длительность с возможными перерывами. Следовательно, техническое обеспечение ОГКВ должно иметь возможность регулировать данные параметры воздействия согласно программе охлаждения и учитывать влияющие факторы (например, температуру окружающей среды),



а, следовательно, иметь более развитые алгоритмы блока управления. Но, какие именно значения из возможных температур, скоростей, длительностей должны быть в этом диапазоне – сегодня неизвестно. Практика использования таких установок в дальнейшем должна определить, какие из режимов необходимы, сегодня же оборудование должно поддерживать максимально рациональную их ширину.

Ранее, в работе [133] в общем виде были представлены проблема точности дозирования обеспечения криовоздействий и имеющиеся подходы к обеспечению точности. На основе этого представлены следующие выводы.

Необходим алгоритм выбора индивидуальной дозы воздействия. С точки зрения термодинамики, ключевые особенности для индивидуализации ОГКВ следующие: (а) он не достигает термодинамического равновесия, а должен прерываться в неизвестный заранее момент времени при достижении целевой температуры поверхности кожи, (б) теплофизически его цель заключается в формировании поля температур заданной формы (градиент температуры около 30 °С внутри биоткани на глубине нескольких миллиметров) в теле человека с особенным, своим собственным телосложением. Индивидуальная доза может иметь следующий вид. Иванов И.И. (индекс массы тела 25, цель – профилактика, оборудование – индивидуальная азотная установка): «-140 °С, 0,4 м/с, в течение 100 секунд, далее -120 °С, 0,4 м/с, всего 480 секунд». Следовательно, для назначения индивидуализированной дозы необходимы специализированные средства ее расчета (расчета температурных полей в биологической ткани) и определения какие именно параметры охлаждения создадут такое температурное поле (граница биологическая ткань – хладоноситель). При этом, гипотетически, возможно разделить всю общность объектов охлаждения на систему подтипов, что может значительно упростить методики индивидуализации дозирования. Однако, это лежит вне рамок данного исследования.

Необходим учет неоднородности внутренней структуры объекта охлаждения. Для этого нужно формировать поток охлаждающего газа в ИУ,

для чего необходимо рационально располагать каналы подачи и рециркуляции охлаждающего газа.

Необходим контроль выполнения криовоздействия. Так как средства расчета несовершенны, то необходимо контролировать температуру поверхности объекта в ключевых точках.

Исходя из описанного выше, гибкость ОГКВ повысить возможно путем варьирования параметров воздействия. Однако, сегодня неизвестны пределы диапазона регулирования и наиболее предпочтительные его области. Для этого необходима эксплуатация опытных образцов перспективных установок. Сегодня ни техническое обеспечение, ни практикующие специалисты не готовы осуществлять ОГКВ с применением большего числа степеней свободы воздействия. Следовательно, сначала необходимо создать опытное оборудование (подходящий для практиков инструмент исследования) и передать его на проведение медицинских исследований. В итоге этого процесса, вся номенклатура установок ОГКВ придёт к единому исполнению ИУ, поддерживающему стандарт качества воздействия. На сегодняшний день экспериментальные основы, позволяющие перенести ОГКВ на новый уровень еще не сформированы. Отсутствуют методики расчета с достаточной точностью для индивидуализации ОГКВ.

Вторая ключевая задача – повышение доступности ОГКВ. С инженерной точки зрения, для этого температура и скорость газа должны быть более высокими, чем в современных образцах. Следовательно, с точки зрения энергосбережения, из всей области диапазона параметров ОГКВ наиболее предпочтительна область с наивысшими температурами, скоростями и длительностью. Учитывая идею управляемой подачи охлаждающего газа, возможно дополнить рассмотрение данной задачи из области криогенных технологий в область кондиционирования и вентиляции (распределение воздуха в помещении). Например, использовать элементы проточной части систем вентиляции, рассматривать исполнительное устройство как подтип теплообменных аппаратов. В таком ключе установки ОГКВ можно

рассматривать как частный случай систем кондиционирования (хотя у них цели – противоположные). При таком подходе, наиболее близкий аналог такого оборудования – прецизионный (высокоточный) кондиционер [119]. Общее с прецизионным кондиционером (Рисунок 1.43): высокие требования к точности подачи газа к объекту охлаждения и рециркуляции газа («приточка» и «вытяжка») и, следовательно, к системе автоматики. Отличия: (1) прецизионные кондиционеры длительно термостатируют оборудование с мощными источниками теплоты путем точного поддержания параметров подаваемого газа. Установки ОГКВ кратковременно захолаживают высокотеплоемкие объекты различных размеров (человек) со строгими ограничениями процесса охлаждения. Для этого требуется точное поддержание динамики изменения температуры объекта (расхождение требуемой и фактической температуры не более 3 °С), а не только параметров газа; (2) установка периодического действия (пуск-режим-ожидание). В таких экстремальных условиях человек может безопасно находиться характерное время от 3 до 7 минут; (3) значительно более низкий уровень температур (от минус 140°С до минус 70°С, больше температурный напор, сухой газ, повышенное влияние теплопритоков).



Рисунок 1.43. Типовая конструкция прецизионного кондиционера (теплообменник, блок вентилятора, шкаф управления, парогенератор) [47]

Следовательно, доступность ОГКВ возможно повысить путем

рационализации параметров воздействия. Однако, сегодня неизвестны их значения для такой рационализации. Для этого необходимы экспериментальные исследования теплообмена, направленные на получение температурных полей, эквивалентных получаемым в частном случае в современных установках, но при другом соотношении параметров ОГКВ.

Итак, сегодня для осуществления регулируемой подачи хладоносителя к объекту охлаждения информации о медицинских, теплофизических и технических особенностях ОГКВ еще недостаточно. Следовательно, для осуществления такого подхода, необходимо раскрыть ключевые неопределенности, лежащие в нескольких взаимодополняющих друг друга направлениях. Среди них теоретические и практические пределы:

- (1) индивидуализации ОГКВ (диапазон параметров и последовательность их изменения для различных объектов),
- (2) рационализации температуры, скорости охлаждающего газа,
- (3) повышения энергетической эффективности используемого оборудования.

Для раскрытия данных неопределенностей на основе физического эксперимента необходимо провести вычислительный эксперимент. Необходимо описать концепцию перехода к регулируемому выполнению ОГКВ. Для его обеспечения, также необходимо изменять БО, которые должны формировать поток охлаждающего газа (изменением частоты вращения вентилятора, расхода хладагента и т.п.). Они накладывают свои ограничения на процесс теплообмена в ИУ. В итоге, после разработки и испытания соответствующего оборудования, его возможно передать для проведения медико-биологических исследований по рационализации выполнения ОГКВ.

Подводя итоги, возможно сделать следующие выводы. Несмотря на более чем сорокалетний опыт практического использования метода ОГКВ в клинической практике, принцип достижения криотерапевтического эффекта остается предметом дискуссии, так как данный вопрос носит междисциплинарный характер и затрагивает, в том числе, понимание и

исследование теплофизических процессов. Работы, направленные на формирование обоснованных и визуализированных материалов, описывающих процесс охлаждения объекта охлаждения, в области технологии ОГКВ, создают научную базу для проектирования и производства криотерапевтических систем.

Установки ОГКВ – специфический тип низкотемпературной техники, нацеленный на создание краткосрочных экстремальных условий окружающей среды для человека. Развитие ОГКВ актуально. Основные ограничения сегодня – недостаточная гибкость воздействий и их высокая стоимость. Исходя из анализа современного оборудования предложены технические требования к перспективным образцам. Обзор физических и вычислительных экспериментов показал необходимость проведения дополнительных исследований для обеспечения требований к перспективным образцам. Для выполнения данных требований предлагается изменить подход к проектированию аппарата ИУ в сторону управляемой подачи охлаждающего газа к объекту, для чего необходимо провести исследования теплообмена в данном аппарате.

Для уточнения теплообмена в аппарате ИУ необходимо разработать более подробную физико-математическую его модель, дополнив выявляемые «белые пятна» результатами натурального физического эксперимента, выполненного в типовом частном случае выбора параметров воздействия. При этом в работе рационально рассматривать только индивидуальные ИУ. Для группового проведения воздействий возможно применять массив таких аппаратов. Далее необходимо провести серию вычислительных экспериментов по поиску как всего диапазона рациональных параметров, так и наиболее энергетически эффективной его части. В ходе работы предлагается провести переход от частного случая к общему случаю выбора параметров охлаждения, чтобы определить всю общность (типы объектов, температур и скоростей газа и т.п.). В результате возможно найти наиболее рациональные режимы работы данного типа низкотемпературных установок. На основе таких исследований необходимо разработать и испытать образец установки нового типа и разработать комплекс оборудования для исследования и выполнения

регулируемого криовоздействия.

Задачи работы:

1) Провести исследование процесса теплообмена в исполнительном устройстве установки ОГКВ типа «криобассейн» при нерегулируемом криовоздействии длительностью от 3 до 7 минут, для получения исходных данных, необходимых для обоснованного создания физико-математической модели.

2) Разработать трехмерные физико-математические модели объекта и оборудования, учитывающие взаимное влияние элементов конструкции и выявленные в эксперименте особенности охлаждения объектов. Разработать компьютерную программу моделирования тепломассообмена, верифицированную на основе проведенного эксперимента.

3) В рамках численного исследования с использованием разработанной модели получить данные о распределении температур и скоростей газа, о динамике изменения теплового потока от объектов охлаждения, имеющих различные характеристики, в нерегулируемом режиме подачи газа при ОГКВ.

4) Разработать и провести исследования элементов оборудования, обеспечивающих возможность реализации процесса регулируемого криовоздействия. Разработать концепцию выполнения регулируемого ОГКВ.

5) Разработать компьютерную программу, обеспечивающую прогнозирование результата регулируемого ОГКВ, и определить диапазон рациональных режимов подачи газа в исполнительное устройство установки.

6) Разработать техническое средство, обеспечивающее выполнение регулируемого ОГКВ, включающее в себя установку и алгоритмы выполнения регулируемых режимов.

7) Выработать рекомендации к медико-биологическим исследованиям, выполнению ОГКВ на практике и проектированию оборудования.

## **ГЛАВА 2. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛОМАССОБМЕНА В ИСПОЛНИТЕЛЬНОМ УСТРОЙСТВЕ ТИПА «КРИОБАССЕЙН» В НЕРЕГУЛИРУЕМОМ РЕЖИМЕ ОГКВ**

### **2.1. Постановка экспериментального исследования**

В рамках данной главы описаны подготовка и результаты серии натуральных теплофизических экспериментов, на основе которых установлены необходимые для разработки перспективного оборудования особенности теплообмена при ОГКВ и получены данные для обоснованного создания и обеспечения адекватности разработанной физико-математической модели, которая расширяет перечень анализируемых величин и позволяет прогнозировать ОГКВ. Получены данные о температурах газа в ИУ и на поверхности объектов охлаждения при одинаковых нерегулируемых условиях подачи охлаждающего газа в данный аппарат (зафиксированы параметры ОГКВ), но при варьировании объектов охлаждения, находящихся в нем. Первым этапом исследования (подготовительным) были испытания типового оборудования. На втором этапе был разработан стенд и было проведено экспериментальное исследование тепломассообмена в исполнительном устройстве типа «криобассейн» в нерегулируемом режиме ОГКВ длительностью от 3 до 7 минут.

### **2.2. Испытания типового оборудования**

В 2013-2016 гг. был получен опыт проведения криовоздействий и были проведены пробные измерения температуры газа в установке КАЭКТ-01 «Крион». Далее в рамках первого этапа было исследовано распределение температуры охлаждающего газа в типовом индивидуальном ИУ (тип 2 «криобассейн») аналогичной КАЭКТ-01 «Крион» азотной установки ОГКВ. Для исследования был выбран типовой режим работы, когда

воздействие проходит после захлаживания ИУ и БО (до температуры на входе  $-150\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). В данном режиме наблюдается стабильность температуры подаваемого газа в течение воздействия. Было проведено измерение температур в восьми точках на разном расстоянии от дна ИУ по вертикальной оси в течение 120 секунд с шагом в 15 секунд (Рисунок 2.2). Для определения полной разности температур по вертикальной оси в ИУ, были взяты точки в основании ИУ и на верхней кромке. В эксперименте в качестве объекта охлаждения принимал участие мужчина (рост – 175 см, вес – 75 кг). Эксперимент повторялся 3 раза. Итоговые данные выбирались по среднему арифметическому значению, отклонения между результатами не превышали  $3\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Измерение температур осуществлялось с помощью термисторов DS18B20, работающих по 1-wire шине, подсоединенных к БУ установки «КРИОМАГ» (Рисунок 2.1, аналог КАЭКТ-01). Возможность измерения температур ниже номинальных  $-55\text{ }^{\circ}\text{C}$  для датчиков была добавлена на уровне программного кода. Погрешность измерений, заявленная разработчиками системы управления, составляет не более  $3\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Рисунок 2.3 показывает изменение максимальной разности температур в ИУ в зависимости от времени и градиент температур по вертикальной оси ИУ.



Рисунок 2.1. Внешний вид установки «КРИОМАГ»



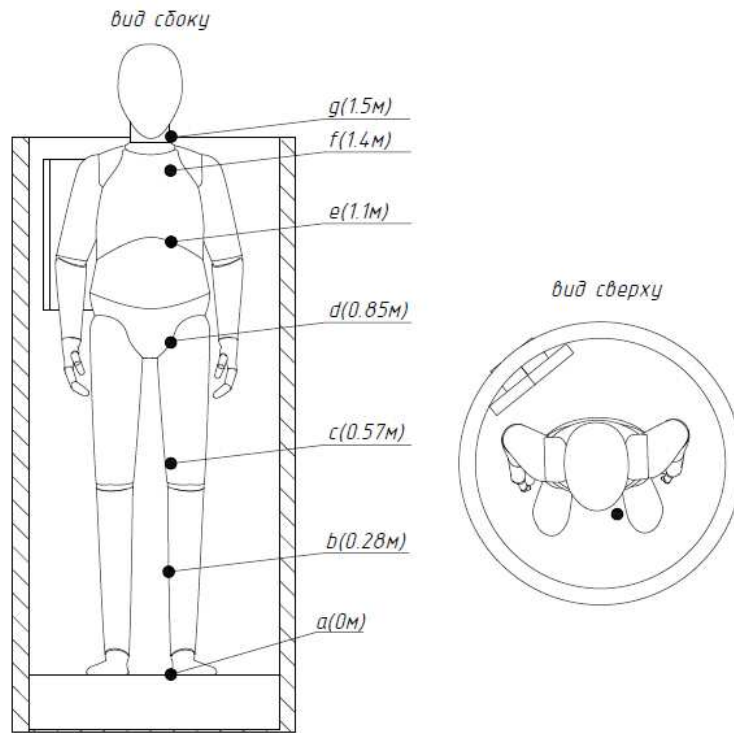


Рисунок 2.2. Схема расположения датчиков температуры

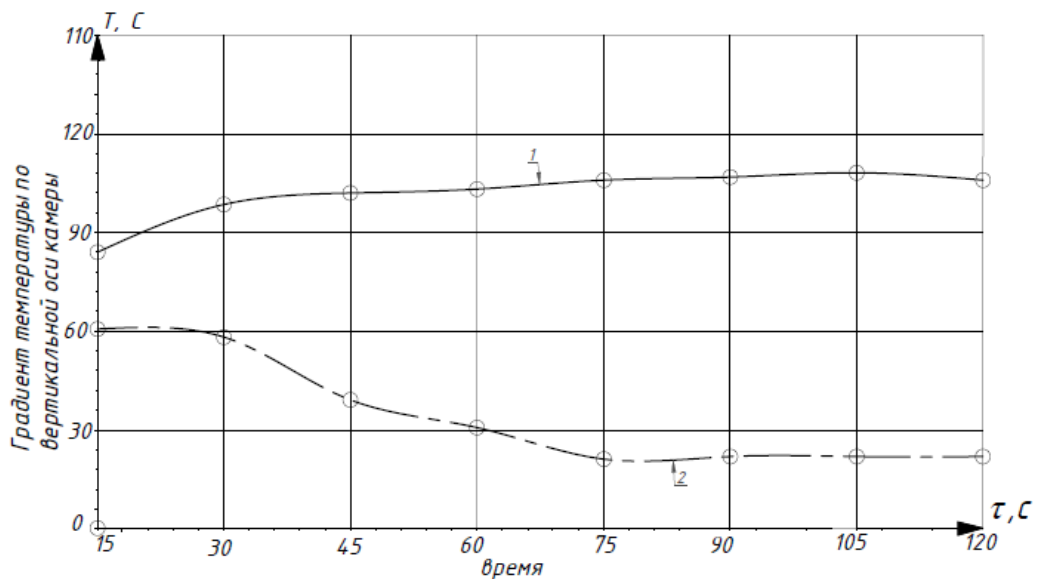


Рисунок 2.3. Зависимость максимальной разности температур в ИУ от времени (1 - полная разность температур, 2 - эффективный градиент температуры по вертикальной оси (разность температур между точками b и f))

В результате был сделан вывод о том, что максимальный перепад составляет 110 К. Часто этой величиной оперируют в целях указания недостатков таких ИУ. Но данную величину нельзя рассматривать отдельно

от характера изменения температуры по всей высоте ИУ, поскольку большая часть кожного покрова находится в существенно меньшем перепаде температур.

Также построена зависимость температуры в ИУ на разной высоте от времени (Рисунок 2.4). Данный график отражает характер изменения температурного поля в ИУ в течение воздействия. Заметна стабилизация градиента температур после первой минуты. В большей части ИУ температура выравнивается и реальный градиент составляет приблизительно 20 К. Дальнейшее сравнение с ИУ разработанного экспериментального стенда показало незначительное влияние увеличения внутреннего объема ИУ на температуру охлаждающего газа.

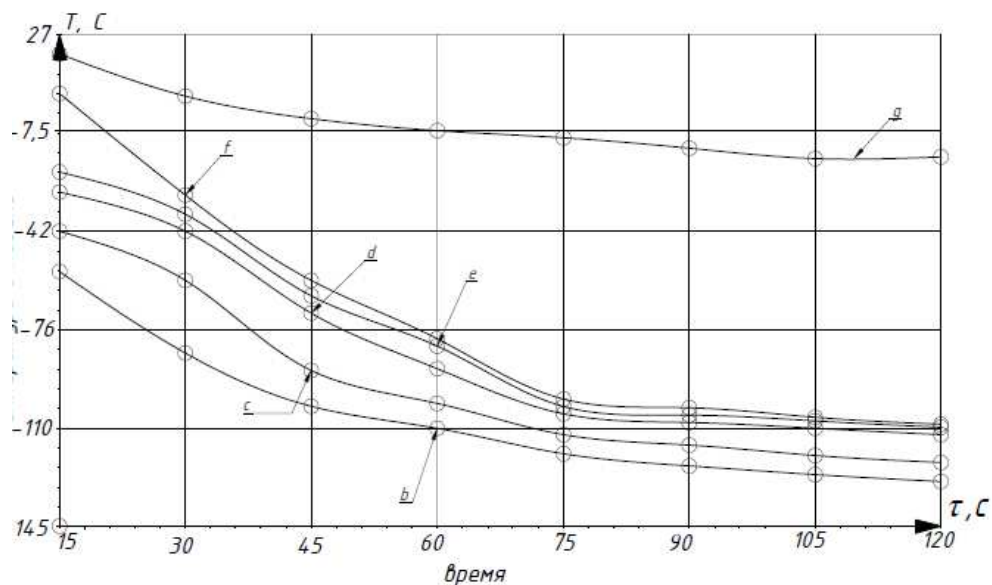


Рисунок 2.4. Зависимость температуры газа в ИУ от времени

Во втором и третьем наблюдениях использовалось следующее оборудование (Рисунок 2.5): контроллер ОВЕН МВ110-8А; 8 датчиков температуры Pt100 (термометры сопротивления RTD PT100A, Heraeus Sensor Technology); автоматический преобразователь интерфейсов ОВЕН АС4 (USB-RS-485); ноутбук. Показания датчиков поступали в контроллер, подключенный к ноутбуку через преобразователь интерфейсов АС4. Информация о температуре датчиков обрабатывалась в программе MasterSCADA. Перед началом экспериментов была проведена градуировка термометров

сопротивления по температурам кипящей воды и льда с использованием ртутного термометра.



Рисунок 2.5. Оборудование, использованное в эксперименте

Второе наблюдение было направлено на измерение температур газа без предварительного захлаживания установки. Для определения средней температуры при проведении ОГКВ без объекта охлаждения использовалось 8 датчиков температуры, закрепленные попарно по высоте ИУ. Парные датчики дублировали друг друга на случай возможного выхода из строя некоторых датчиков. Схема закрепления датчиков приведена на Рисунке 2.6. Датчики 8 и 9 при этом находятся на уровне предполагаемого расположения шеи, 1 и 2 расположены у пола камеры. Эксперимент проводился в течение 2 минут. Температура входящего газа за первые 30 секунд достигла  $-120\text{ }^{\circ}\text{C}$ , а затем за оставшиеся 90 секунд линейно опускалась до  $-190\text{ }^{\circ}\text{C}$ . График температуры внутри камеры (Рисунок 2.7), показывает, что температура внутри ИУ доходит до  $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$  ко второй минуте.

Третье наблюдение было направлено на проведение измерения температуры поверхности кожи с использованием контактных датчиков температуры. Было проведено 2 эксперимента по измерению температуры кожи в течение ОГКВ на описанном выше режиме охлаждения. Схема закрепления датчиков и полученный график в эксперименте 1 представлены на Рисунках 2.8 и 2.9 соответственно. Аналогичные данные для эксперимента 2 приведены

на Рисунке 2.10. При этом разница в показаниях датчиков температур разных областей кожи объясняется близостью определенного участка к входу охлаждающего газа, а также наличием разности температур по высоте. Из полученных данных можно сделать вывод о том, что показания термометров сопротивления значительно отстают от температуры непокрытых участков кожи и применять их результаты для анализа ОГКВ возможно только разработав методику пересчета их показаний. Такая методика в том числе должна учитывать чувствительность показаний к скорости омываемого пластырь газа.

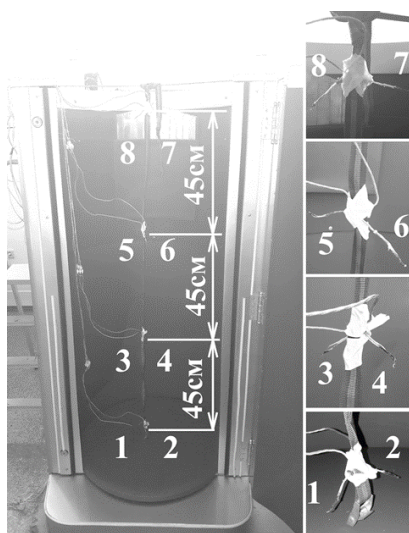


Рисунок 2.6. Схема расположения датчиков температуры при проведении эксперимента без объекта охлаждения

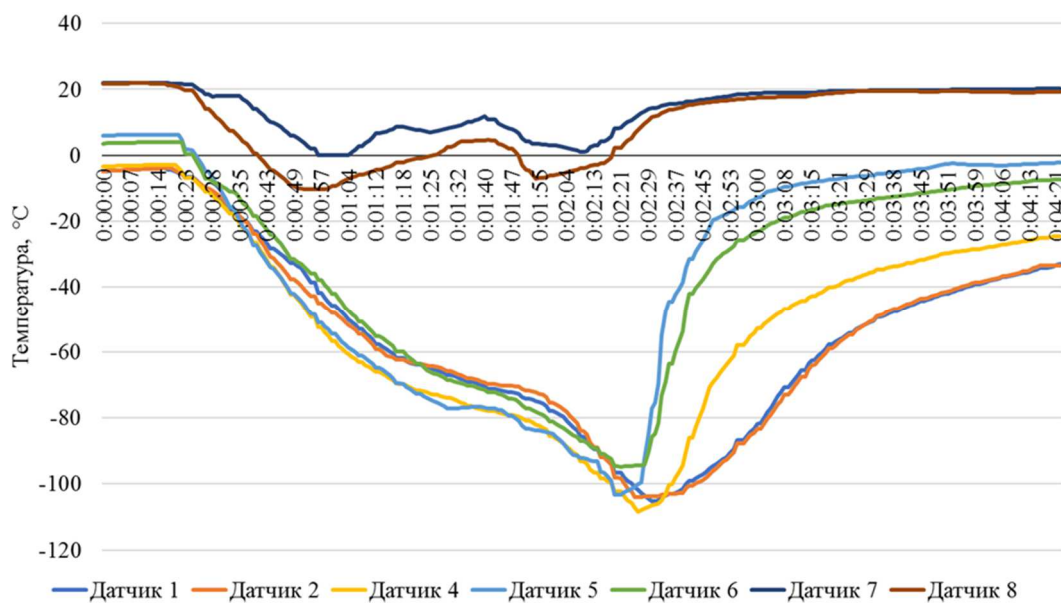


Рисунок 2.7. График изменения температуры в ИУ

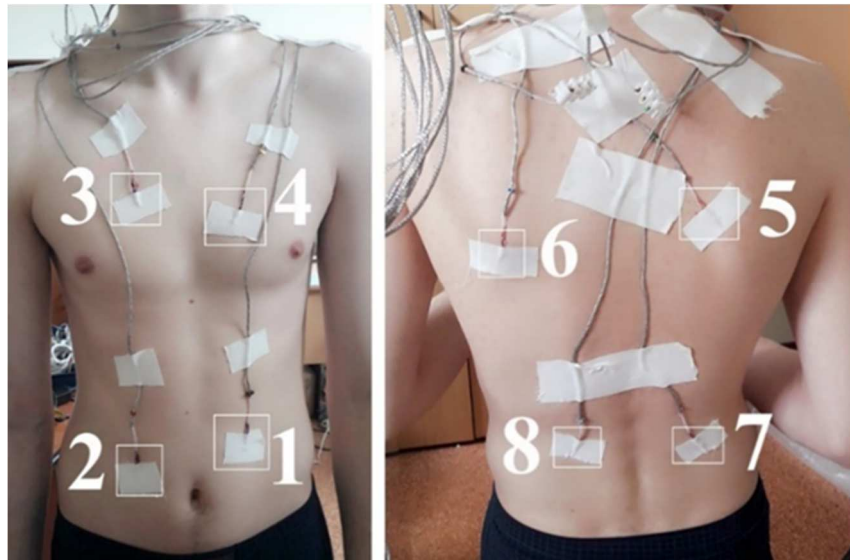


Рисунок 2.8. Схема закрепления датчиков

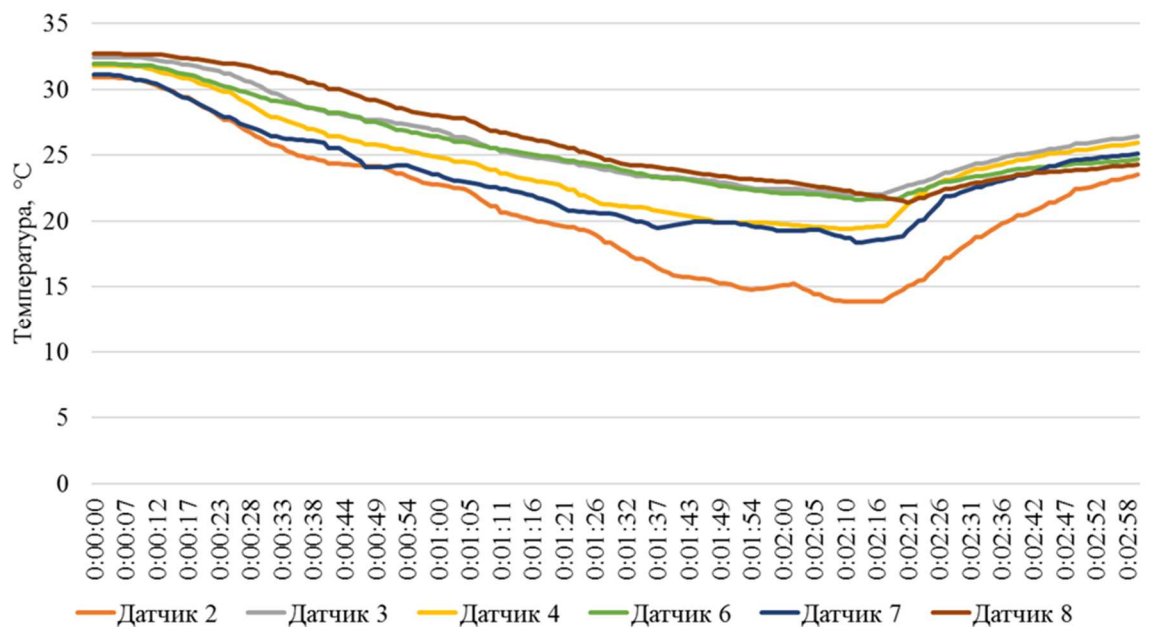


Рисунок 2.9. Зависимость температуры кожи от времени в эксперименте

С точки зрения применения контактных датчиков температуры при измерении в ИУ необходимо отметить следующее. В работе [89] рассмотрен вопрос о точности применения датчиков для измерения температуры охлаждающего газа (Рисунок 2.11). Отмечается, что в ИУ типовая скорость движения газа-теплоносителя в современных установках ОГКВ не должна превышать 1 м/с, а датчики температуры перед началом воздействия омываются атмосферным воздухом, следовательно, наиболее важным влияющим фактором является инерционность показаний датчика. В работе,

основываясь на результатах моделирования (рассмотрены датчики в цилиндрическом корпусе), сделаны выводы о том, что точный мониторинг температуры в нестационарном процессе ОГКВ посредством таких датчиков, размещенных в ИУ, невозможен.

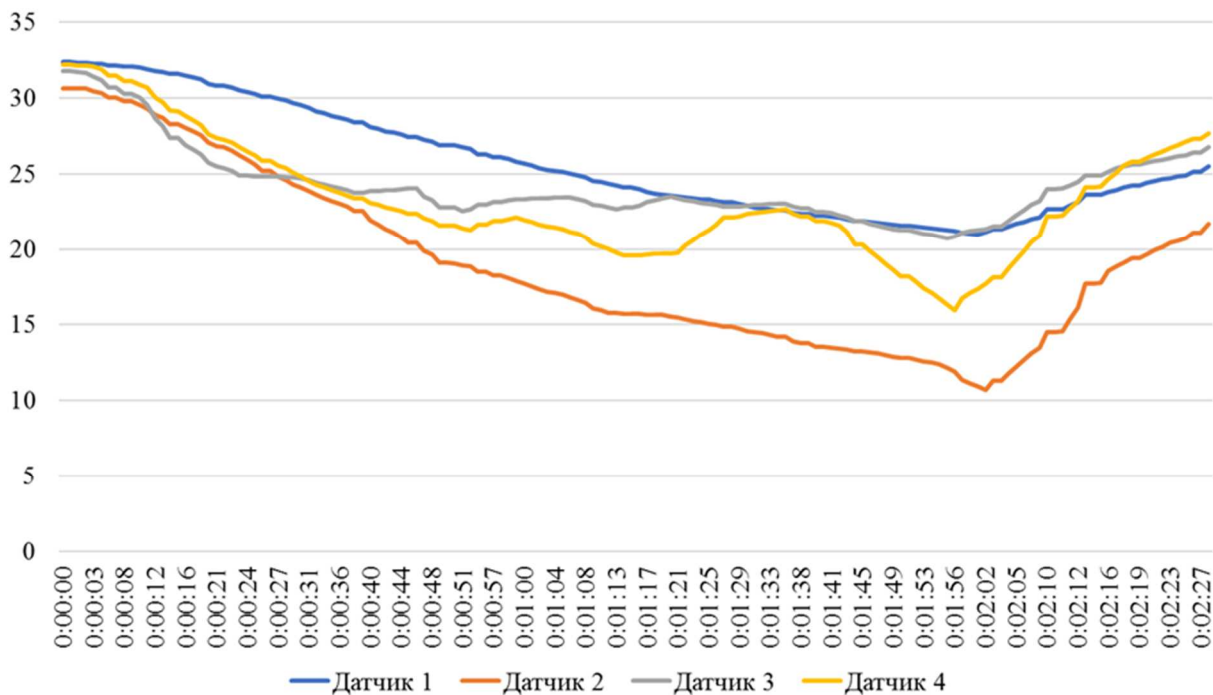


Рисунок 2.10. Зависимость температуры кожи от времени в эксперименте

Однако, практика показала, что для таких задач подходят современные малогабаритные пленочные термометры сопротивления в керамическом корпусе. Например, термопреобразователь сопротивления RTD PT100A (Heraeus Sensor Technology), внешний вид и размеры которого представлены на Рисунке 2.12, в низкотемпературной реализации он имеет следующие характеристики: электрическое сопротивление 100 Ом, материал – платина, температурный коэффициент электрического сопротивления  $0.00385 \text{ } ^\circ\text{C}^{-1}$ , диапазон измерений от  $-196$  до  $150 \text{ } ^\circ\text{C}$ , класс допуска А, погрешность по ГОСТ 6651-2009 ( $t$  – температура в  $^\circ\text{C}$ ), тип – тонкопленочный. Для более низких температур рекомендуется использовать платиновые чувствительные элементы с индивидуальной характеристикой сопротивления, что значительно повышает их стоимость. Ввиду отсутствия защитного корпуса датчик малоинерционен. Он может быть оборудован кабельным выводом по трехпроводной схеме

(ГОСТ 6651-2009).

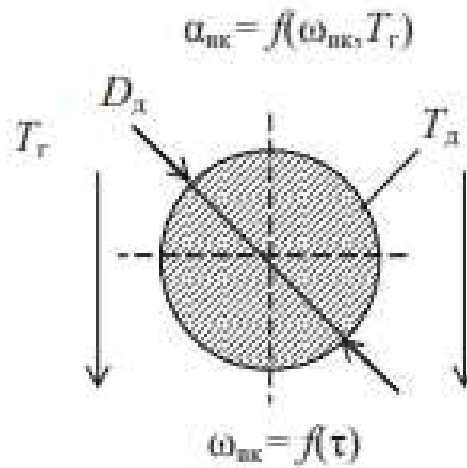


Рисунок 2.11. Физическая модель резистивного датчика температуры [89]

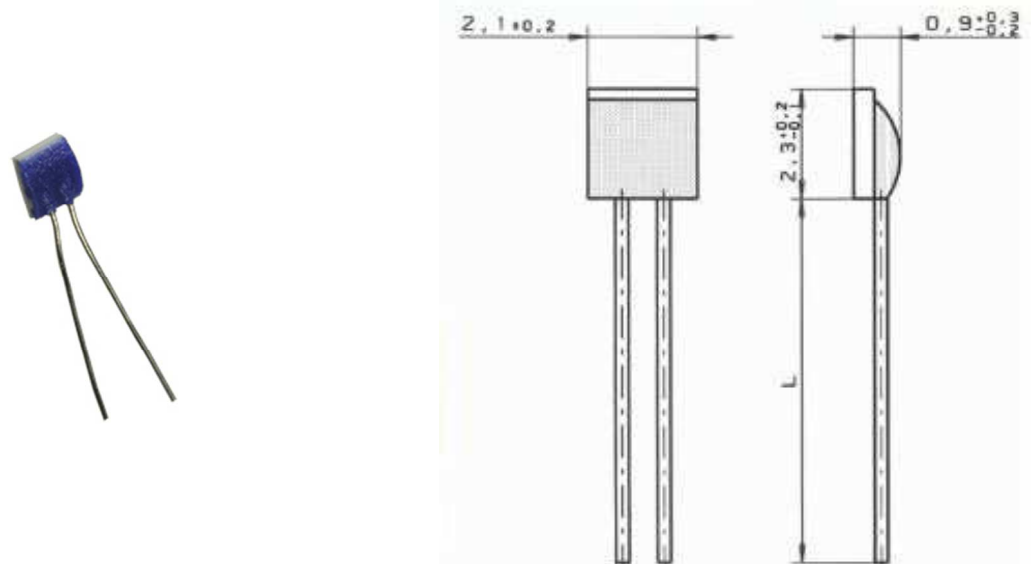


Рисунок 2.12. Чувствительный элемент PT100A, внешний вид, размеры [48]

В работах [123, 124] также рассмотрен вопрос измерения температуры поверхности кожи с использованием термометров сопротивления, термопар, тепловизора. Рассмотрены медь-константановая термопара, покрытая пластырем (коэффициент теплопроводности  $\lambda$  применяемых в медицинской практике пластырей варьируется от 0,3 до 1,2 Вт/(м·К). Сделан вывод о том, что «просто катастрофически изменяется ситуация с ошибкой измерения температуры поверхности кожи при возникновении воздушного зазора между термодатчиком и кожей. Ошибка измерений температуры поверхности кожи может составлять несколько градусов, а при отслоении термодатчика от кожи

она может превышать 10 °С. Безусловно, наиболее предпочтительным является использование термодатчика плоской формы. Однако наличие волосяного покрова и естественная неровность поверхности кожи всегда создают риск возникновения контактного теплового сопротивления, приводящего к занижению реального значения поверхностной температуры. При проведении таких измерений следует принимать во внимание вероятность получения температурных данных, совершенно неадекватных действительному тепловому состоянию объекта». Также, указано, что «опыт контактных измерений поверхностных температур свидетельствует о необходимости обязательного применения плоских и как можно более тонких и малоинерционных термодатчиков, устанавливаемых на уровне поверхности кожных покровов. В технических устройствах (в случае небологических объектов) обычно возможна соответствующая установка термодатчика (заделка «заподлицо»). При измерениях же на коже без повреждения ее покрова датчик всегда будет в какой-то степени выступать над поверхностью кожи. Попадание части термодатчика за пределы поверхности, температура которой должна быть измерена, а также наличие контактного сопротивления между термодатчиком и поверхностью неизбежно влияют на точность температурных измерений». Вопрос о точности контактных измерений температуры поверхности кожи не является новым. До широкого применения инфракрасной термографии термометры сопротивления и термопары были основными устройствами для измерения температуры кожи, и ряд исследований был посвящен вопросу адекватности этих измерений реальной температуре поверхности кожи. Так, например, ранее рассматривалось влияние формы датчика температуры и прилагаемого к нему фиксирующего усилия на измеряемую температуру кожи. Температуры, полученные контактным способом, сравнивались с результатами инфракрасной термометрии. В итоге авторы работы предложили методику коррекции данных контактной термометрии. Однако результаты данной работы (в отношении величин ошибок контактных температурных измерений) относятся к случаю сравнительно небольших перепадов температур между



кожей и окружающим ее воздухом. Также параллельно с результатами данной работы, собственные измерения показали, что значительное влияние имеет теплоизоляция датчика со стороны холодного газа, ввиду низкой теплопроводности биологической ткани и большого температурного напора. Однако, достаточно теплоизолированный датчик (диаметр области теплоизоляции не менее 1 см) показывает искаженную температуру поверхности кожи, следовательно, такие измерения имеют косвенный характер.

Также в работах [123, 124] указано, что «наиболее полную и точную информацию о распределении поверхностной температуры могла бы дать инфракрасная термометрия, но ее проведение во время (и в условиях) ОГКВ затруднено чисто технически». Однако собственные проведенные измерения с использованием тепловизора Flir P640 показали, что частичные снимки поверхности кожи объекта охлаждения возможно проводить и во время воздействия (взвесь инея возможно учесть поправкой), а снимок также возможно делать сразу после открытия двери. Измерения рекомендуется проводить с учетом информации из [120-122, 128-129].

В результате серии предварительных наблюдений были получены следующие основные результаты:

1) Получены данные для анализа соответствия динамики изменения температуры газа в ИУ типовой формы и дальнейших измерений в ИУ экспериментального стенда.

2) Установлено, что температуру охлаждающего газа возможно адекватно измерять с применением малогабаритных термометров сопротивления.

3) Установлено, что для измерения температуры кожи рекомендуется преимущественно применять средства бесконтактной термометрии. Тепловизор позволяет сравнивать результаты воздействий: вне зависимости от размера абсолютной ошибки измерения, т.к. неопределенность измерений в данном случае незначительна (разница между измерениями).

## 2.3. Разработка экспериментального стенда и методики проведения эксперимента

### 2.3.1. Экспериментальный стенд

Экспериментальный стенд состоит из трех частей: БО, ИУ и системы сбора данных. БО использован от широко распространенного типа установок с жидким азотом «КАЭКТ-01 Крион». В данном случае подача охлаждающего газа регулируется по двухпозиционному закону. Когда температура на входе в ИУ достигает  $-190\text{ }^{\circ}\text{C}$ , расход смеси составляет  $0,03\text{ кг/с}$ . Температура газа на входе постепенно увеличивается. При нагреве газа до  $-160\text{ }^{\circ}\text{C}$  расход газа увеличивается до  $0,06\text{ кг/с}$ . При базовом расходе ( $0,03\text{ кг/с}$ ) скорость газа на входе составляет около  $2,7\text{ м/с}$  ( $45\text{ см}^2$ ), скорость на выходе –  $2,5\text{ м/с}$  ( $48\text{ см}^2$ ). Этот способ подачи вызван конструктивными особенностями БО, который содержит парогенератор с периодическим заполнением жидким азотом.

ИУ сконструировано специально для данного эксперимента (Рисунки 2.13-2.14). Это шестигранник с внешней стороной  $560\text{ мм}$  и высотой  $1600\text{ мм}$ . Диаметр круга сверху –  $600\text{ мм}$ . Вход и выход газа расположены на стандартном уровне каналов подачи БО установок типа «Каэкт-01». Во время воздействия холодная азотно-воздушная смесь до плеч окружает человека. Внутренний объем заполнен охлаждающим газом и составляет  $1,15\text{ м}^3$ . Каркас ИУ выполнен из ламинированной фанеры с высокой влагостойкостью, покрытой фенольной пленкой, толщиной  $9\text{ мм}$ . Затем идет воздушная прослойка в  $4\text{ мм}$ . Далее находится теплоизоляция (пенополистирол) толщиной  $30\text{ мм}$ . ИУ имеет замкнутый контур, трещины проклеены.

Система сбора данных оснащена контроллерами ICP CON I-87k9. Для измерения температуры газа были установлены датчики двух типов. Первый – термометр сопротивления RTD Pt100A (Heraeus Sensor Technology): электрическое сопротивление  $100\text{ Ом}$ , материал – платина, температурный коэффициент электрического сопротивления  $0,00385\text{ }^{\circ}\text{C}^{-1}$ , диапазон измерения

от -196 до 150 °С, класс А, тип – тонкопленочный. Из-за отсутствия защитного корпуса этот датчик обладает низкой инерцией. Вторая – игольчатая термопара (1,5 мм). Материалы: термопары – медь-константан, корпус – нержавеющая сталь, внутри находится наконечник из бронзы. Каждая точка измерения температуры газа содержала оба типа датчиков. Это сделано для уменьшения влияния погрешности измерения. Данные, полученные от термопар, имеют отклонение от них не более чем на 3°С и большую температурную инерцию. Они используются для проверки адекватности измерений и уменьшения влияния случайных ошибок. Датчики были установлены (1) в каналах ввода и вывода газа, (2) во внутреннем пространстве ИУ на расстоянии 12 см от стены (в разных местах) и (3) прикреплены к животу медицинским пластырем на расстоянии  $1 \pm 0,3$  см к кожному покрову.

Данные от датчиков сопротивления передаются на вторичные преобразователи, которые преобразуют их в сигнал по сети Modbus RS-485. Преобразователь интерфейсов Овен АС4 передает сигнал на порт USB ноутбука. Далее данные обрабатываются на OPC-сервере MasterOPC и поступают в SCADA-программу MasterSCADA, где происходит сбор данных и перевод их в формат csv. Данный формат позволяет сохранять табличные данные и автоматически строить графики по всем каналам измерения.

Вторичный преобразователь – модуль ввода аналоговых сигналов имеет восемь универсальных измерительных каналов аналогового ввода (предел основной приведенной погрешности при измерении термоэлектрическими преобразователями  $\pm 0,5$  %, термометрами сопротивления, а также унифицированными сигналами постоянного напряжения и тока  $\pm 0,25$  %).

RS-485 – стандарт связи (между вторичными преобразователями и преобразователем интерфейса), на котором в данном случае используется протокол обмена данных (между вторичными преобразователями и персональным компьютером) Modbus RTU. Параметры подключения по RS-485: 9600 бит в секунду, длина слова 8, четность отсутствует, 1 стоп бит, длина адреса 8, ответ 45 мс, таймаут 600 мс.

Автоматический преобразователь интерфейсов USB/RS-485 ОВЕН АС4 предназначен для взаимного преобразования сигналов интерфейсов USB и RS-485. Он позволяет подключать к промышленной информационной сети RS-485 персональный компьютер, имеющий USB-порт.

Для преобразования данных в ПК используется Master OPC server 32 – бесплатный OPC-сервер Modbus RTU/ASCII/TCP на одно рабочее место на 32 тега. OPC сервер – это программный шлюз, который реализует связь между протоколом обмена нижнего уровня (контроллер, приборы) и верхним уровнем - SCADA. Почти все известные SCADA-продукты являются OPC-клиентами.

SCADA-программы предназначены для автоматизации рабочего места оператора. Интерфейс пользователя сформирован в SCADA программе MasterSCADA. Используется бесплатная исполнительная система на 32 точки без ограничений по времени. С его помощью можно эффективно управлять ходом эксперимента, изменять параметры опыта, обрабатывать в ходе эксперимента получаемую информацию на ЭВМ. Данная программа позволяет сохранять данные о значениях температуры во времени с точностью до 1 секунды в цифровом виде. После эксперимента данные сохраняются в удобный для обработки табличный формат csv. Далее их возможно обрабатывать в программах типа MS Excel.

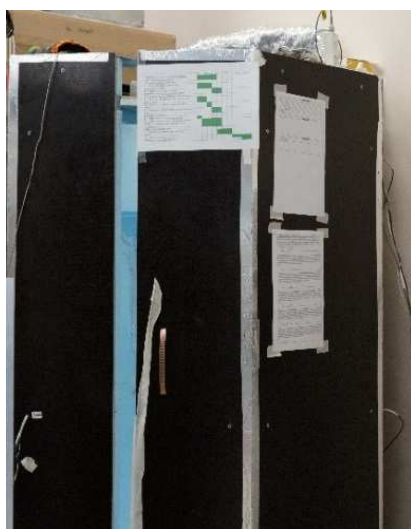
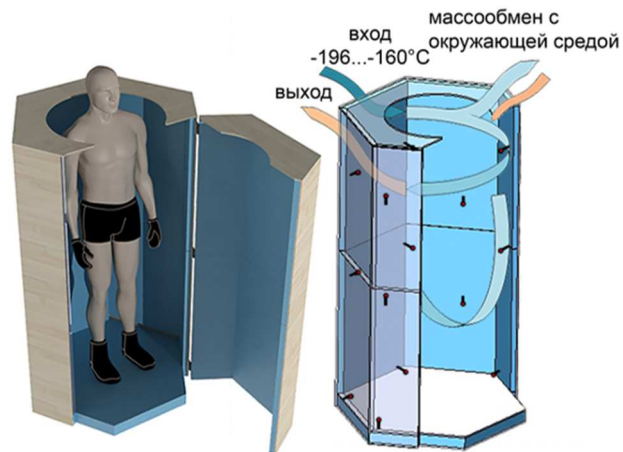


Рисунок 2.13. Исполнительное устройство экспериментального стенда:  
а) внешний вид, б) размеры стенок

Рисунок 2.14 показывает анализируемые области: ноги и туловище (спина и живот, которые можно разделить на две части – нижнюю и верхнюю). Учитывались следующие параметры: 1) локальная температура, 2) неравномерность поля температуры кожи, 3) средняя температура кожи и скорость охлаждения.

#### Исполнительное устройство стенда:



#### Обработка ИК-снимков:

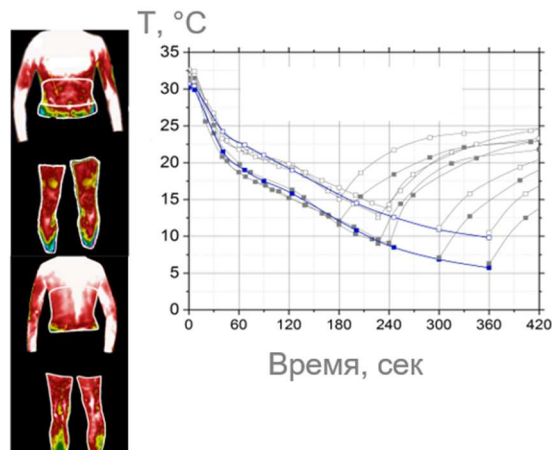


Рисунок 2.14. Описание эксперимента. Показано положение человека, расположение датчиков температуры во внутреннем пространстве ИУ (каждый термометр сопротивления (показан точкой) находится на кончике иглы термопары (показан линией) на расстоянии 12 см от стены, 4 шт. на трех уровнях над дном: 10, 100, 160 см) и направление потока охлаждающего газа. Ниже – анализируемые участки кожи и пример повторяемости результата измерения для 1 объекта (для проверки адекватности обработки тепловизионных изображений)



### 2.3.2. Методика проведения эксперимента

Принцип действия стенда следующий: волонтер находится в ИУ, в течение времени воздействия в него подается охлаждающий газ (часть его выходит через открытый верх ИУ, часть возвращается на рециркуляцию). Температура газа и теплоизоляции регистрируются непрерывно. Температура поверхности кожи регистрируется периодически.

Проведено 2 типа экспериментов. Первый – при отсутствии человека в ИУ (температура газа и стенок ИУ, длительность охлаждения до 9 минут). Второй – показывает результаты измерений температуры газа, теплоизоляции, а также тепловизионные снимки поверхности тела волонтеров, помещенных в ИУ.

Условия на входе охлаждающего газа (средняя температура газа на входе составляла  $-178 \pm 2$  °С, массовый расход был по умолчанию) были типичными для ОГКВ. Время экспозиции варьировалось (от 180 до 420 секунд). Человек рассматривался только теплофизически. Влияющие факторы телосложения пациента рассматривались в первую очередь как ИМТ (от 18,1 до 32,7 кг/м<sup>2</sup>) с учетом роста. Основными ограничениями эксперимента являлись относительно небольшая группа волонтеров и только один тип криооборудования с режимом подачи охлаждающего газа по умолчанию.

17 волонтеров участвовали в воздействиях продолжительностью до 240 секунд (Таблица 4). Два волонтера принимали участие в воздействиях до появления первых признаков холодового ожога (420 секунд).

Было проведено 78 процедур. Алгоритм опыта следующий. Перед проведением каждого воздействия Оператор установки захлаживает установку, проверяет систему сбора данных. Оператор тепловизора подготавливает тепловизор.

Ассистент волонтера: проводит инструктаж, заполняет с волонтером информированное согласие и шаблон отчета об эксперименте, обеспечивает переодевание волонтера и его акклиматизацию при комнатной температуре.

Таблица 4.

## Массогабаритные показатели волонтеров

ИМТ кг/м <sup>2</sup> ±0.25		Рост, см±0,5	Вес, кг ±0,25	Пол	Возраст
менее 20 кг/м <sup>2</sup>	18.2	178	57.3	м	29
	19.1	165	52	ж	23
	19.6	182	65	м	22
	19.8	159	50	ж	19
	19.9	175	61	ж	19
20-25 кг/м <sup>2</sup>	20.7	180	67	м	27
	21.3	185	73	м	26
	22.8	177	71	м	33
	22.9	176	71	м	31
	24.1	188	85	м	29
	24.2	167	67	м	24
	24.5	185	84	м	31
более 25 кг/м <sup>2</sup>	26.2	182	87	м	30
	26.3	190	95	м	35
	26.6	190	96	м	36
	27.8	175	85	м	22
	32.7	179	105	м	26

Протокол следующий. Волонтер акклиматизируется к условиям комнатной температуры не менее 5 минут. После этого оператор тепловизора фиксирует температуру кожи волонтера. Волонтер заходит в ИУ, дверь



закрывается. Начинается подача газа. Волонтер находится в ИУ в течение комфортного для него времени. Оператор установки следит, чтобы режим воздействия соблюдался. Опционально во время криовоздействия каждые 20, 30 секунд снимаются термограммы брюшной полости. Далее были сделаны термограммы после отключения подачи газа (через 0-20 секунд). Волонтеры могли двигать руками и вытаскивать их из ИУ. Увеличение продолжительности воздействия было последовательным с интервалом не менее 3 дней.

Условия эксперимента были типичными для ОГКВ [9]. Условия, сильно отличающиеся от типичных, не применялись из-за риска причинения вреда здоровью.

Разрешение местного комитета по этике получено не было, поскольку в соответствии с российским законодательством такое разрешение требуется только для биомедицинских/клинических исследований. Однако волонтеры давали письменное информированное согласие, и протокол исследования был спланирован в соответствии с принципами Хельсинкской декларации.

### **2.3.3. Расчет погрешностей эксперимента**

Точность показаний термометров сопротивления в связке с вторичными преобразователями обеспечена калибровкой с использованием метрологического оборудования, а именно вторичного преобразователя Термометр цифровой эталонный ТЦЭ 005/М2 КИ ТЦЭ/1500. Основная погрешность измерения сопротивления  $\pm 0,0003$  Ом; основная погрешность измерения температуры  $\pm 0,002$  К; предназначение – измерение температуры и сопротивления термометров сопротивления платиновых (ТСП) по ГОСТ Р 8.625-2006 (ГОСТ 6651-94) и МЭК 751-85, термометров сопротивления платиновых вибропрочных (ПТСВ-2) по ТУ 4211-041-13282997-2002, а также ТСП с индивидуальными статическими характеристиками (ИСХ). А также датчика Термометр сопротивления платиновый вибропрочный эталонный ПТСВ 2/3/65 мм (номинальное сопротивление термометра при температуре «тройной точки воды» – 100 Ом, точность исполнения – 3 разряд, диапазон

измерения температуры от -200 до 200 °С, время реакции – не более 10 с, предназначение – поверка средств измерений температуры в соответствии с Государственной поверочной схемой (ГОСТ 8.558-2009), использования в качестве средства измерения температуры повышенной точности в различных отраслях промышленности, при проведении научных исследований и аттестации камер тепла и холода, автоклавов, климатических камер). Использование метрологического оборудования позволяет рассматривать погрешность измерения термометров сопротивления в рамках основной погрешности их класса точности.

Погрешность эксперимента появляется в результате неточности измерения температуры, неточности установки термометров сопротивления, неточности измерения расхода газа, искажения температурного поля в результате внесения в модельную среду инородного тела – держателя для датчиков и т.д.

Погрешность результата измерения – число, указывающее возможные границы неопределенности полученного значения измеряемой величины [126]. Погрешность прибора (средства измерения, СИ) – определенное свойство, для описания которого приходится использовать соответствующие правила. Данные понятия не идентичны.

Предельная приведенная погрешность использованных вторичных преобразователей термометрами сопротивления и унифицированными сигналами постоянного напряжения и тока  $\gamma = \pm 0,25 \%$ , что гарантируется полученной поправкой при использовании метрологического оборудования Термометр цифровой эталонный ТЦЭ 005/М2 КИ ТЦЭ/1500, Термометр сопротивления платиновый вибропрочный эталонный ПТСВ-2. Абсолютная погрешность сама по себе не служит показателем точности, однако является индикатором разброса показаний. По относительной погрешности сложно нормировать точность приборов. Поэтому применяется приведенная погрешность – отношение абсолютной погрешности к протяженности диапазона.

Абсолютная погрешность определения температуры для вторичного преобразователя в диапазоне измерения температуры  $\Delta T_{\partial} = 25$  °С:

$$\Delta T = \pm \Delta T_{\partial} \frac{\gamma}{100} = \pm 0,063^{\circ}\text{C}. \quad (2.1)$$

Термометры сопротивления по классу допуска А имеют абсолютную погрешность  $\Delta T = \pm (0,15 + 0,002 | t |)$ , что для данного диапазона соответствует абсолютной погрешности:

$$\Delta T = \pm (0,15 + 0,002 \cdot \Delta T_{\partial}) = \pm 0,2^{\circ}\text{C}, \quad (2.2)$$

что соответствует относительной погрешности:

$$\delta = \pm \frac{\Delta T}{T_{\partial}} \cdot 100\% = \pm 0,8\%. \quad (2.3)$$

Методическая погрешность эксперимента появляется в результате теплопроводности по проводам, в результате неточности установки термометров сопротивления. Теплопритоком к датчику возможно пренебречь, так как в эксперименте гарантируется плотный контакт проводов с средой, диаметр проводов сравнительно мал, а длина погруженной в ИУ части сравнительно велика. Ошибка позиционирования датчиков предупреждена в самой схеме измерений, их положение отмечается уже после установки относительно полученной с помощью макета углубления в модельном веществе.

Исходя из этого, предельная абсолютная погрешность термометров сопротивления, расположенных в пространстве ИУ определяется по формуле:

$$\delta = \pm \sqrt{\delta^2 + \delta^2} = \pm 0,84\%, \quad (2.4)$$

чему соответствует абсолютная погрешность определения температуры:

$$\Delta T = \pm \Delta T_{\partial} \frac{\delta}{100} = \pm 0,21^{\circ}\text{C}, \quad (2.5)$$

Погрешность инструментальных измерений при температурах от окружающей среды (не более  $\pm 0,2^{\circ}\text{C}$ ) до температуры кипения жидкого азота (не более  $\pm 1,3^{\circ}\text{C}$ ) определена путем сравнения с датчиком более высокой точности (платиновым термометром-эталоном ПТСВ-2/3/65 и цифровым эталонным термометром ТЦЕ005 в соответствии с государственной поверочной схемой ГОСТ 8.558-2009). На практике базовая последовательность калибровки

следующая:

1) Подготовить оборудование: калибруемый измерительный канал с известной, заранее рассчитанной погрешностью (датчик, подсоединенный к вторичному прибору) и эталонный измерительный канал (эталон).

2) Утвердить приоритетный для калибруемого измерительного канала диапазон температур и выбрать подходящие реперные точки. Например, диапазон температур от  $-196$  до  $100$  °С, реперные точки – кипение дистиллированной воды, кипение жидкого азота.

3) Обеспечить температуру первого рабочего тела (среды, в которую будут помещены датчики). Например, нагреть воду в термостате до кипения или разместить жидкий азот в сосуде Дьюара. Проверить эталоном.

4) Расположить калибруемый датчик в рабочем теле максимально близко к эталону (не у стенки), обеспечить активное перемешивание рабочего тела (если нет кипения).

5) Одновременно регистрировать результаты измерений эталонным и калибруемым датчиком. Рекомендуется вести запись графика температур, т.к. это способствует отделению погрешности в динамике и статике.

6) Также провести измерения в остальных выбранных реперных точках.

7) Рассчитать поправку (сдвиг и наклон характеристики).

8) Внести поправку во вторичный измерительный прибор.

9) Проверить адекватность показаний калиброванного датчика на контрольной реперной точке. Оценить снижение погрешности измерительного канала.

Дополнительные измерения с использованием ИК-камеры InfraTec VarioCam HD показали, что разница в перепаде температур между двумя камерами составила  $\pm 0,2$  °С, в то время как абсолютная температура изображений VarioCam была на  $1,2 \pm 0,2$  °С выше, чем у Flir P620. Общая неопределенность при определении среднего перепада температуры частей тела в условиях ледяного тумана оценивается в  $\pm 0,6$ °С, без ледяного тумана - в  $\pm 0,3$ °С. Следует отметить, что кожа, эпидермис и верхняя часть дермы не

имеют одинаковой температуры в конце воздействия. Это может локально повлиять на показания температуры.

## **2.4. Результаты экспериментального исследования**

### **2.4.1. Температура газа**

Сравнение температуры газа в экспериментах с нагрузкой и без показано на Рисунке 2.16. Показаны только измерения датчиков RTD PT100A. Данные, полученные от термопар имеют отклонение от них не более 5 °С (в динамике переходного процесса при охлаждении корпуса) и большую температурную инерцию. Они использованы для проверки адекватности проведенных измерений и снижения влияния случайной ошибки. Температура газа на входе в обоих экспериментах одинакова. Цикл нагрева входящего охлаждающего газа от -196 до -160 °С и последующего охлаждения обратно до -196°С в эксперименте с человеком на 18% короче. Это связано с тем, что больше тепловая нагрузка и, следовательно, газ быстрее нагревается. В эксперименте без человека газ внутри ИУ разделился на 2 части: выше и ниже уровня входа и выхода охлаждающего газа. В установившемся режиме в нижней части температура газа от -126 до -131 °С. Датчик с показаниями температуры около -140 °С расположен вблизи входа охлаждающего газа. Датчики сверху ИУ имели температуру выше и тренд ее повышения до -110 °С. Это из-за того, что без объекта в ИУ количество газа избыточно для ее охлаждения и циркуляция газа от входа к выходу засасывает воздух из помещения. Холодный газ замедляется ниже уровня входа и выхода, а у выхода газ имеет еще более выраженный тренд повышения температуры по мере снижения интенсивности тепловой нагрузки (до -30 °С). На Рисунке 2.16 также показан отогрев газа в ИУ после выключения подачи. В эксперименте с человеком, в конце криовоздействия (на 180 секунде), температура газа от 92 до -124 °С. Она выше, чем в тот же момент без тепловой нагрузки, однако не существенно, т.к. общий

расход охлаждающего газа больше. Из-за тепловой нагрузки от человека, охлаждение газа в ИУ происходит медленнее, а отопев газа быстрее. Но общие тренды одинаковы. Так как эксперимент был начат в ИУ комнатной температуры, то чтобы сравнивать результаты охлаждения человека с экспериментом с предварительным ее охлаждением возможно аналитически корректировать его длительность. При необходимости охлаждения стенок ИУ, общее время охлаждения человека необходимо больше. Однако, и в таком случае для стабилизации газа в ИУ потребуется не менее 300 секунд. Для ИУ других размеров время стабилизации температуры газа под тепловой нагрузкой и ее неравномерность по высоте могут отличаться. В обоих случаях финальная разница температуры газа в ИУ и на входе охлаждающего потока около 50 °С. Рассматриваемое ИУ имеет большую площадь стенок, чем обычно. Из-за этого суммарный тепловой поток через стенки ИУ может быть выше, однако существенных различий с [52, 125] не выявлено.

Полученные данные о фактической температуре газа для рассматриваемого типичного режима подачи газа являются основой для улучшения теплопередачи во время ОГКВ и после для разработки нового поколения протоколов и оборудования для ОГКВ. Фактическая температура газа без тепловой нагрузки на человека представлена на Рисунке 2.16, а вместе с ней более подробно на Рисунке 2.17б. Средняя температура газа на входе составила  $-178 \pm 2$  °С (после охлаждения ИУ при среднем массовом расходе на входе  $0,045 \pm 0,03$  кг/с). Входной поток охлаждающего газа смешивается с газом в ИУ, и его температура резко повышается от -120 до -130 °С. Поскольку выходной газовый канал расположен на одном уровне с входным и из-за потока теплоты поток газа в ИУ разделен на 2 части. При эксперименте с объектом нижняя часть находится примерно на уровне живота. В нем газ более холодный (до  $-110$ °С). Когда он нагревается, он поднимается в верхнюю часть, которая в основном циркулирует от входного к выходному каналу, взаимодействуя с окружающей средой. Температура газа на выходе составляла до  $-40$ °С. Эти данные согласуются и дополняют данные из [52]. Кроме того, на Рисунке 2.17

показано влияние телосложения на температуру охлаждающего газа. Наблюдалось отставание по фазе температуры входного газа из-за различной тепловой нагрузки от людей разного телосложения. Показана разница в нагреве газа для двух групп ИМТ. Одним цветом показан диапазон результатов в зависимости от телосложения при экспозиции 180 и 240 секунд.

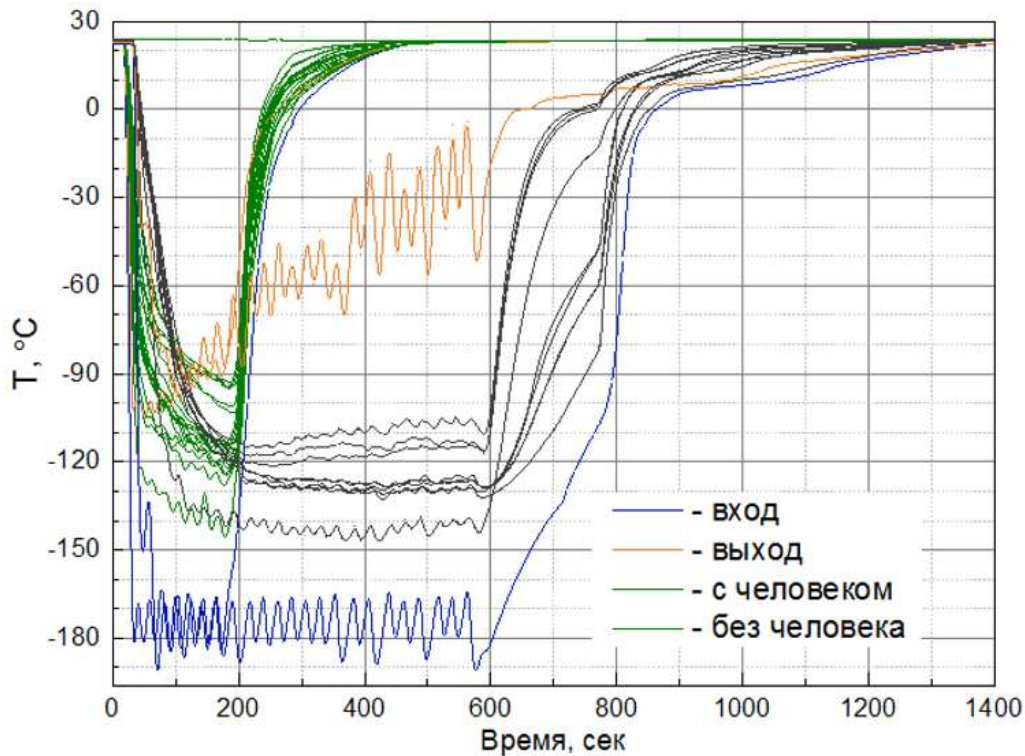


Рисунок 2.16. Температура охлаждающего газа

#### 2.4.2. Температура стенок

На Рисунке 2.18 показана температура внутри изоляции ИУ от начала ее охлаждения, до момента полного отогрева после завершения подачи охлаждающего газа (без открытия двери ИУ). Точки 1-4 расположены вблизи области выхода охлаждающего газа на рециркуляцию. Скорость газа у стенки там невысокая. Они показывают средние температуры теплоизоляции во время криовоздействия, проведенного без предварительного охлаждения ИУ, которое обычно проводится. При проведении предварительного охлаждения, начальная точка температуры тепловой изоляции сдвинется вправо.

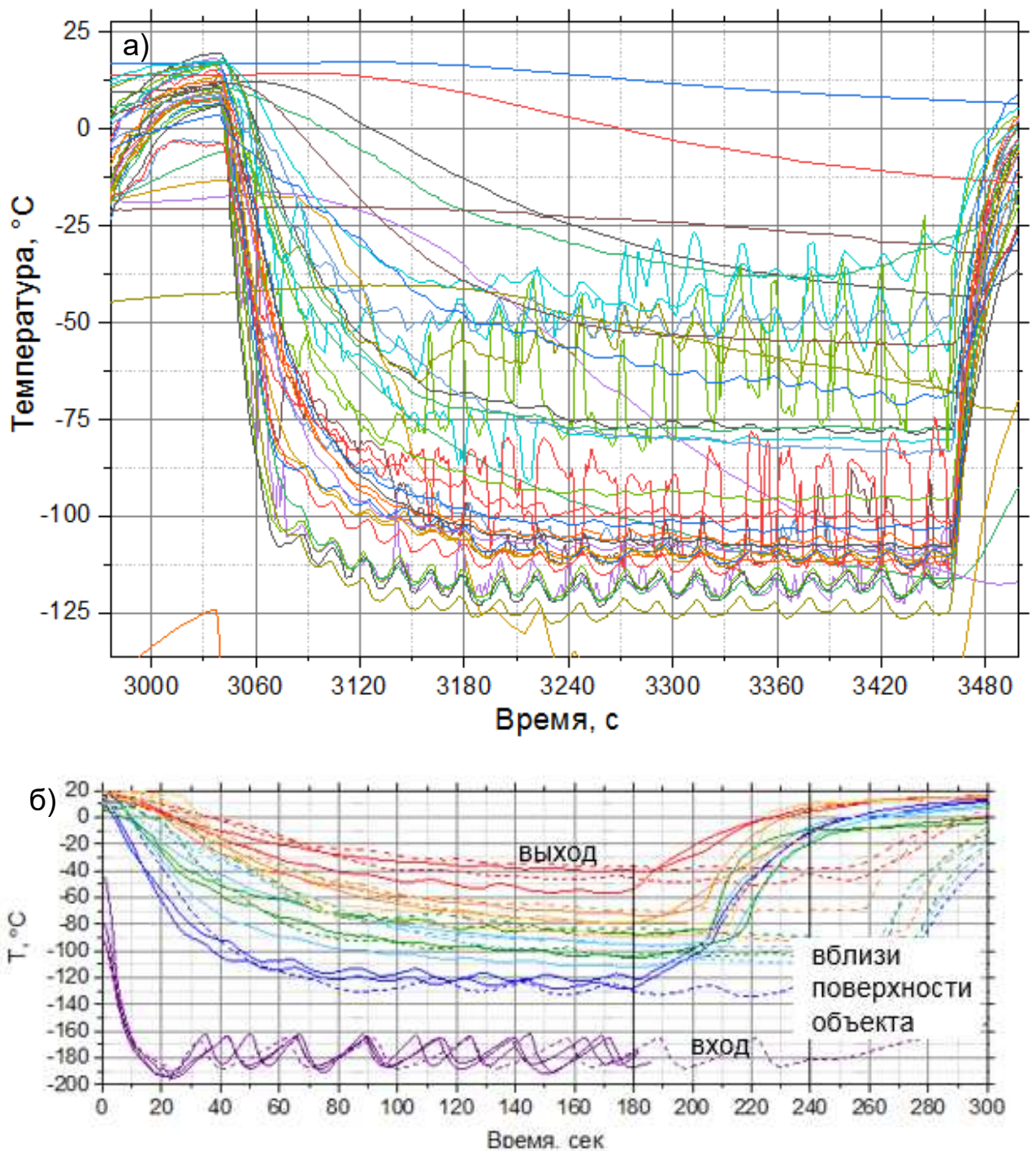


Рисунок 2.17. Температура газа в ИУ

Сделаны следующие выводы. Первый – для завершения процесса охлаждения ИУ необходимо не менее 10 минут подавать охлаждающий газ в ИУ, что значительно повышает энергопотребление установки. При меньшем времени охлаждения в начале криовоздействия теплоизоляция значительно повышает температуру охлаждающего газа внутри ИУ, и тем самым изменяет условия дозирования криовоздействия. Второй – при паузе между



предварительным охлаждением ИУ и началом воздействия равной времени охлаждения ИУ, эффект от ее предварительного охлаждения исчезает. Это должно учитываться при планировании ОГКВ, а также для повышения энергетической эффективности ОГКВ.

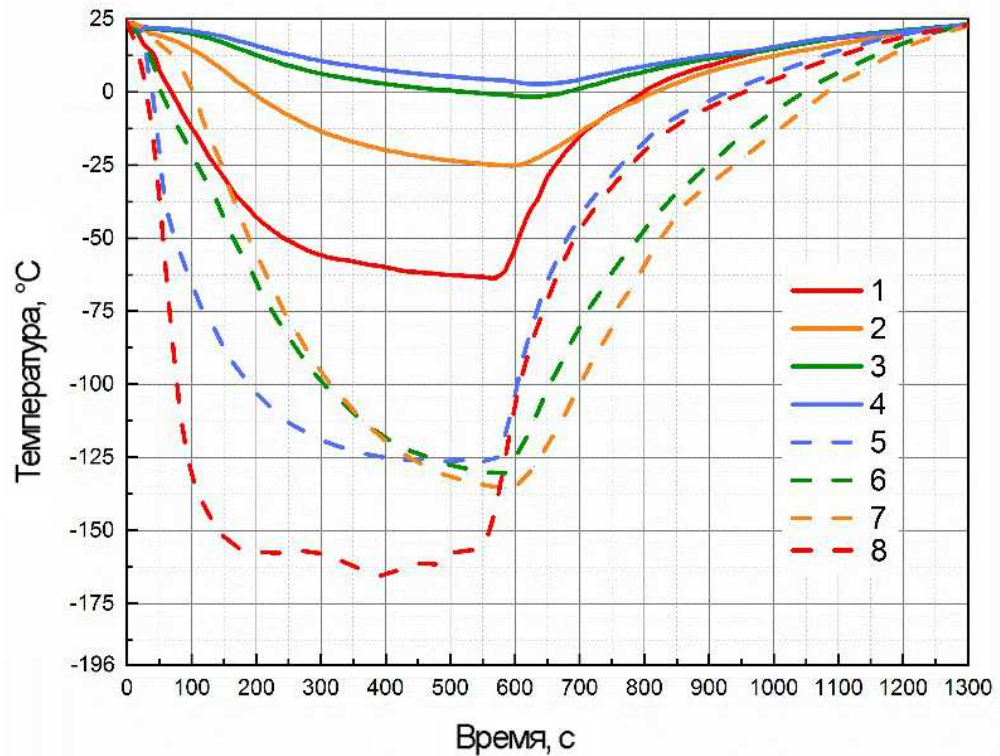


Рисунок 2.18. Температура внутри изоляции ИУ

Также необходимо учитывать, что при нахождении человека в ИУ он греет теплоизоляцию излучением изнутри ИУ (так как температура человека значительно выше, температуры стенок). Далее эта теплота переходит охлаждающему газу. В эксперименте с человеком по сравнению с охлаждением пустого ИУ температура после 180 секунд охлаждения в точке 1 была  $-32\text{ }^{\circ}\text{C}$  (без человека  $-39\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), в точке 2 была  $2,0\text{ }^{\circ}\text{C}$  (без человека  $1,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). Следовательно, это влияние распространяется только на внутреннюю половину теплоизоляции. Точки 5-8 расположены вблизи области входа охлаждающего газа, который там интенсивно обтекает поверхность теплоизоляции. Это минимальные значения температуры теплоизоляции. Чтобы избежать лишнего охлаждения стенок ИУ, необходимо избежать направления входящего потока к стенкам ИУ.

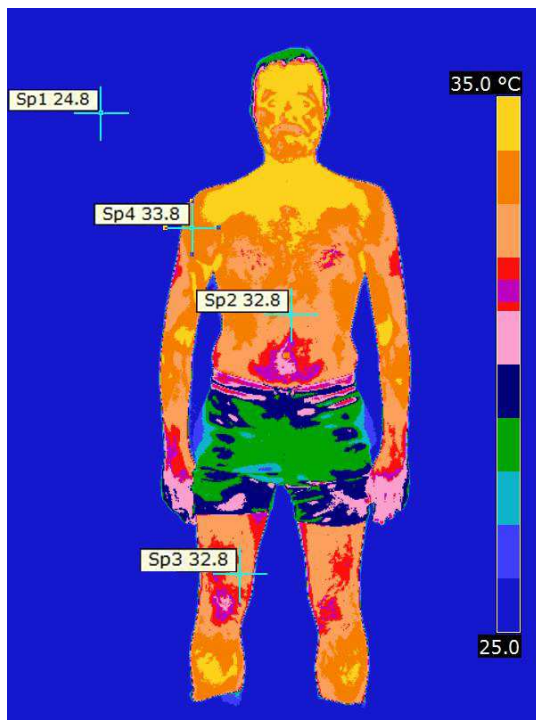
### 2.4.3. Температура поверхности объекта охлаждения

Знание динамики и распределения температуры кожи может быть полезно как для понимания теплопередачи в биологических тканях во время общего охлаждения, так и для дозирования ОГКВ с контролем охлаждения кожи в режиме реального времени для повышения точности обеспечения дозы.

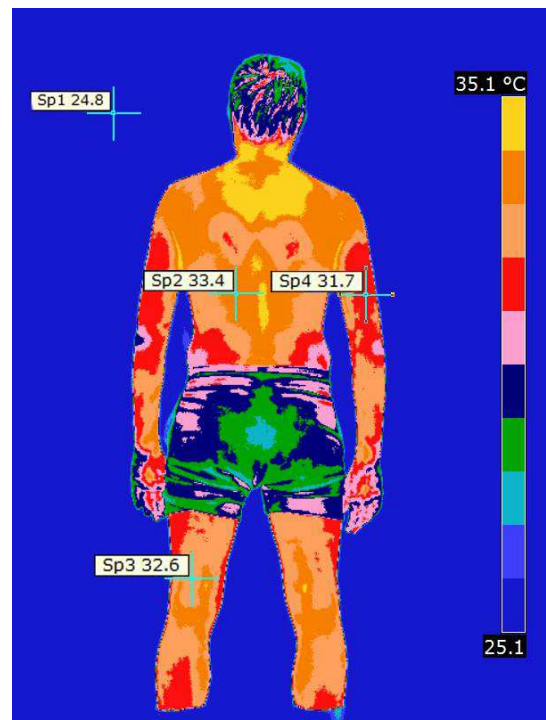
На Рисунке 2.19 показаны результаты измерения температуры поверхности человеческого тела перед ОГКВ в эксперименте (средняя температура составила 33,2 °С). На Рисунке 2.19 показаны результаты измерения температуры поверхности человеческого тела после криовоздействия (пауза около 10 секунд между окончанием подачи охлаждающего газа и снимком спереди, снимок спины еще через 10 секунд). У них есть (отмеченные точками) области с самыми низкими температурами (все минимумы составляют менее 9 °С). Поскольку охлаждение биологической ткани во время ОГКВ происходит неглубоко (из-за теплового потока от ядра тела и низкой теплопроводности жирового слоя – около 0,2 Вт/м/К), то в начале прогревание происходит быстро. Ожидается, что пятна с минимальной температурой кожи непосредственно в конце криовоздействия больше.

Термограммы также были сделаны после ОГКВ (в течение 15 минут). Полученные термограммы согласуются с [63]. Показаны средняя температура поверхности кожи и ее предельные значения. Однако следует учитывать, что сигнал, принимаемый тепловизионной камерой, включает в себя излучение не только с внешней поверхности кожи, но и изнутри нее. Следовательно, абсолютная температура поверхности может отличаться (хотя никаких повреждений обнаружено не было, поэтому она не опускалась ниже криоскопической температуры). В то же время сравнение термограмм также показывает динамику изменения температуры объекта от начала до конца ОГКВ.

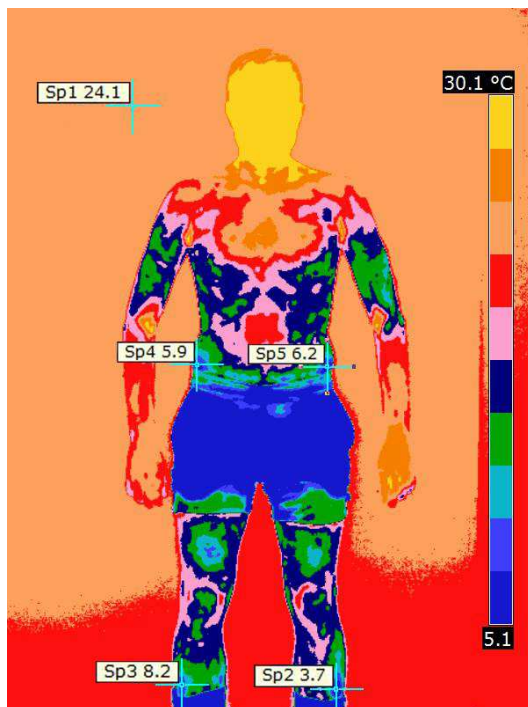
Далее была проведена основная серия экспериментов. В первую очередь были проанализированы локальные минимумы температуры поверхности.



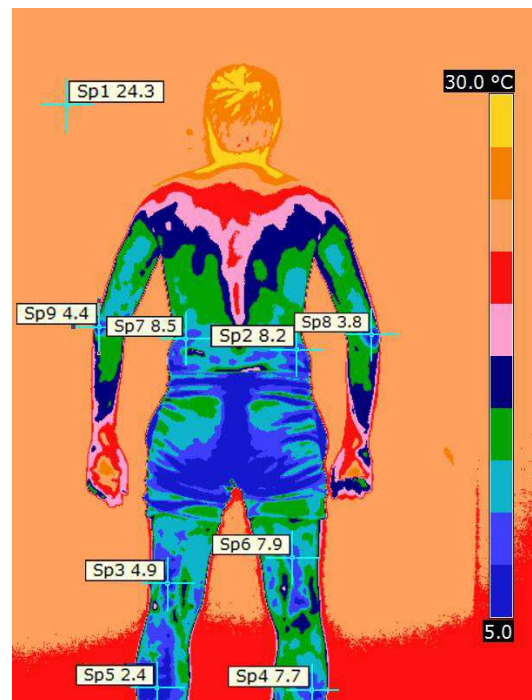
(а) до, спереди



(б) до, сзади



(в) после, спереди



(г) после, сзади

Рисунок 2.19. Термограммы

Рисунок 2.20 [130, 131] содержит тепловизионные изображения поверхности кожи до и после 180, 240, 300, 360, 420 секунд экспозиции (ИМТ 22,8 кг/м<sup>2</sup>), включая различные температурные диапазоны. Изображения спереди сделаны сразу после удаления охлаждающего газа из ИУ. Задние –

в первые 20 секунд после этого. Случай экспозиции в 420 секунд включал изображения, полученные с помощью обеих ИК-камер, и показывает быстрое повторное прогревание после самой длительной экспозиции.

Рисунок 2.21 содержит тепловизионные изображения поверхности кожи до и после 180, 300, 360 и 420 секунд экспозиции (ИМТ 24,5 кг/м<sup>2</sup>), включая диапазон температур от 20 до 0 °С. Изображения спереди сделаны сразу после удаления охлаждающего газа из ИУ. Задние – в первые 20 секунд после этого. Ноги волонтера без волос.

Рисунок 2.22 содержит тепловые снимки передней и задней поверхности кожи до и после 180 и 240 секунд воздействия (разный ИМТ и пол). Передние изображения после воздействия сделаны сразу после удаления охлаждающего газа из ИУ. Задние – в первые 18 секунд после этого.

Области минимальной температуры наблюдались в основном на выпуклых частях человеческого тела (например, складки кожи живота) и на периферии (например, голени). Это соответствует опубликованным ранее снимкам [50, 51].

Во время воздействия на туловище, начиная с боковых сторон живота, область минимальной температуры постепенно замыкает кольцо (в первую очередь, начиная с областей накопления подкожного жира над одеждой). Также на ногах он замыкает кольцо и движется снизу вверх (в первую очередь, начиная с безволосых участков и над одеждой). Локализация над одеждой связана с отсутствием потока нагретого газа, поднимающегося снизу. Локальные участки линии роста волос на туловище (у волонтеров мужского пола) замедляют охлаждение кожи под ними на 3-4 °С за 180 секунд воздействия. Локальные безволосые участки на ногах охлаждаются наиболее быстро, и локальная минимальная область постепенно распространяется на участки, покрытые волосами вокруг них. Следовательно, даже относительно редкие волосы при мягком охлаждении с помощью ОГКВ влияют на динамику охлаждения, замедляя пограничный газовый слой.

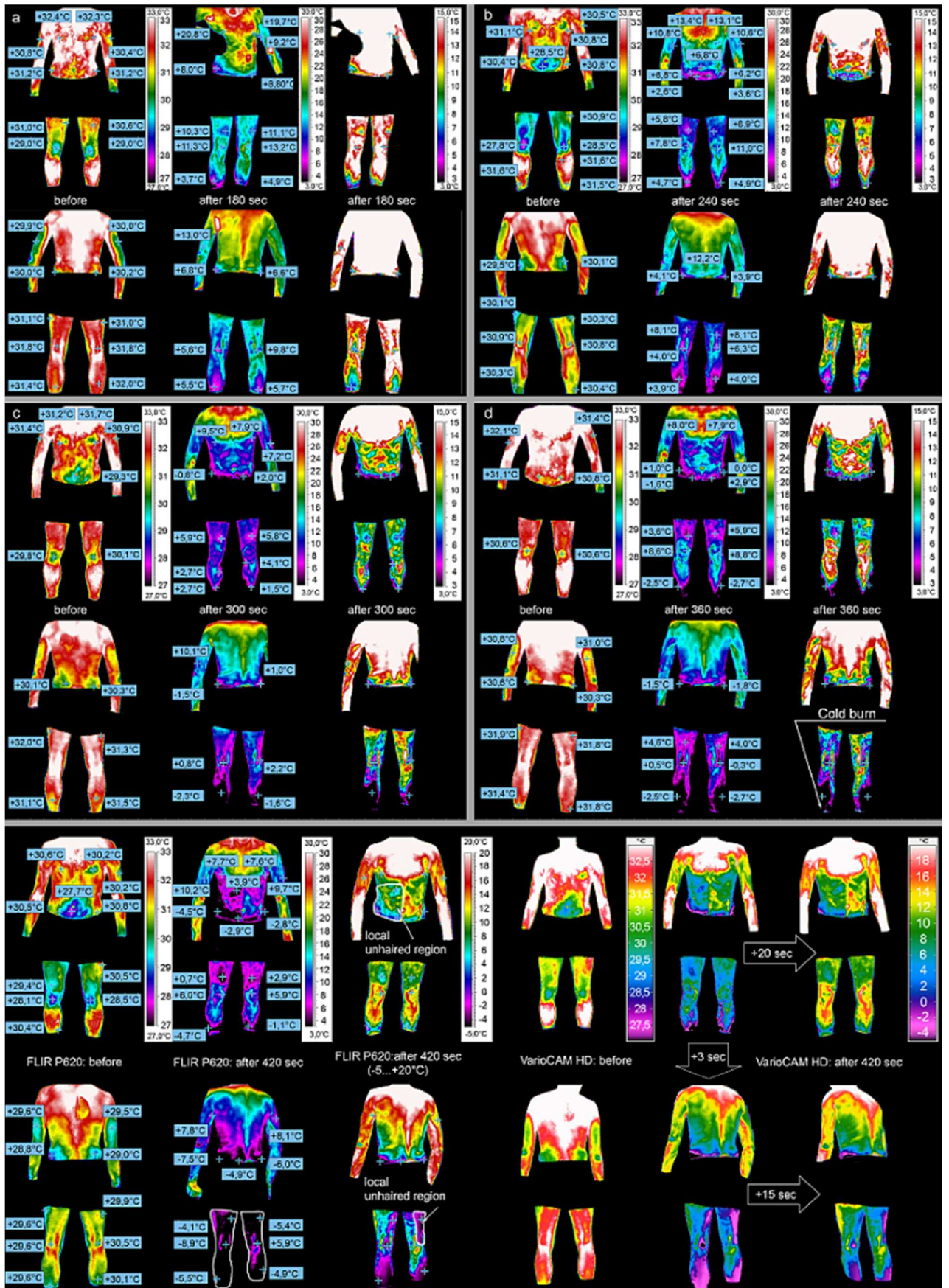


Рисунок 2.20. Передние и задние термограммы кожи до и после 180, 240, 300, 360, 420 секунд воздействия (ИМТ 22,8 кг/м<sup>2</sup>)

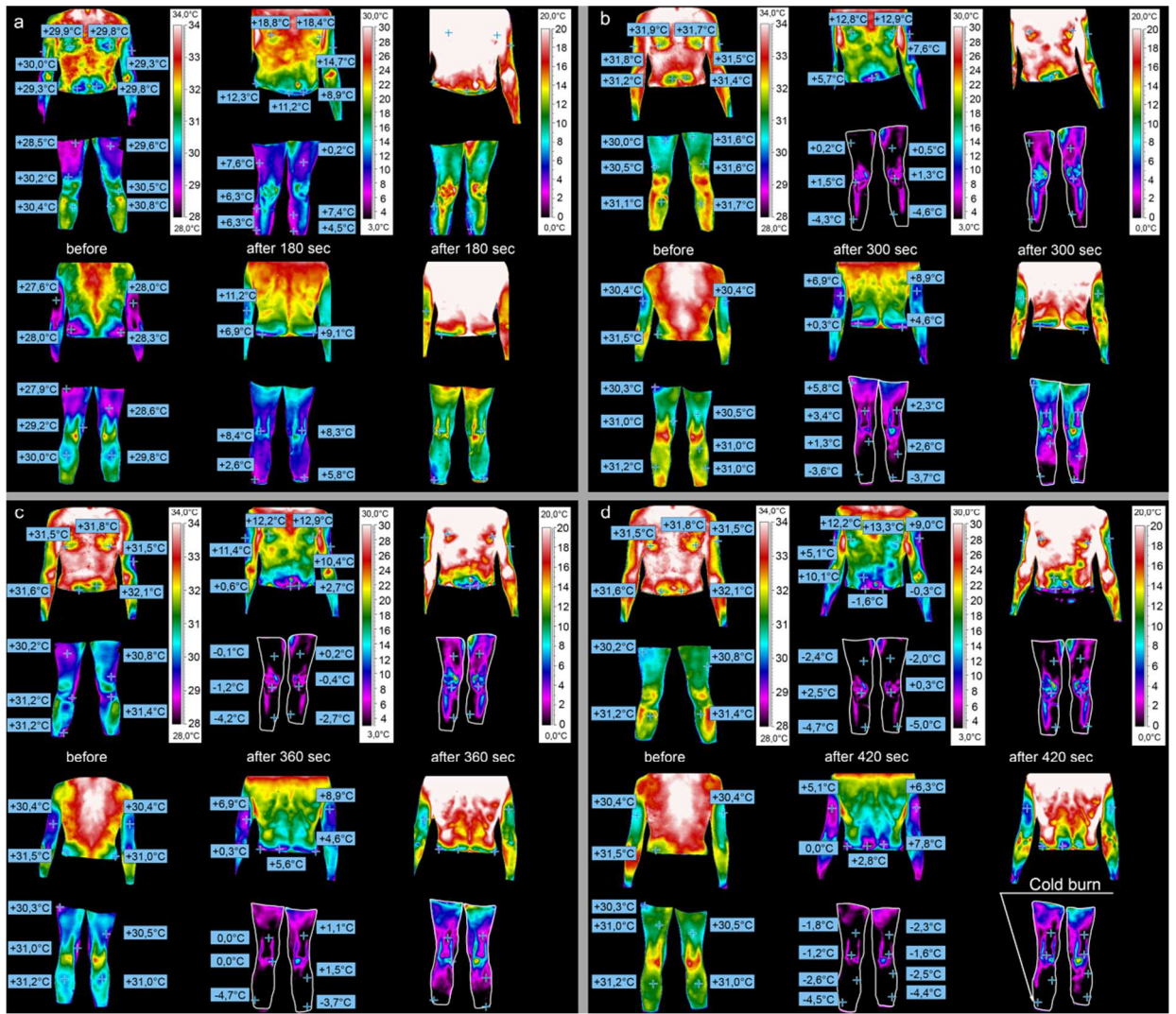


Рисунок 2.21. Передние и задние термограммы кожи до и после 180, 240, 300, 360, 420 секунд воздействия (ИМТ 24,5 кг/м<sup>2</sup>)

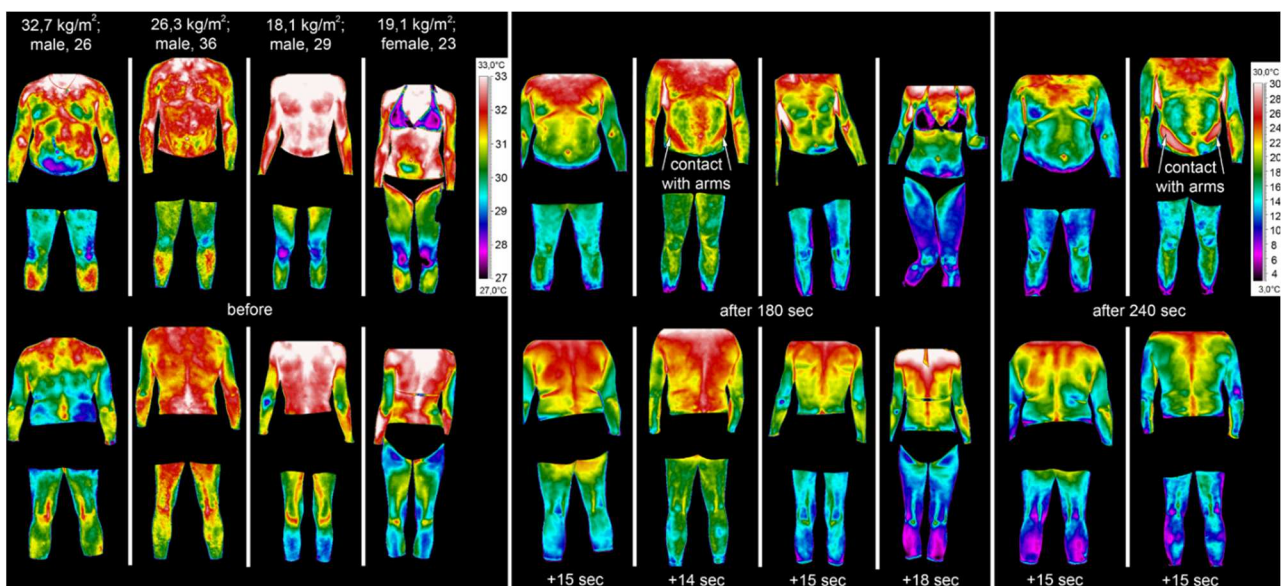


Рисунок 2.22. Передние и задние термограммы кожи до и после воздействия (различные ИМТ и пол)

Продолжительность безопасного ОГКВ ограничена локальной областью с самой низкой температурой. Обычно используемая длительность ОГКВ составляет 180 секунд. В работе [117] отмечается, что возможна безопасная продолжительность в 300 секунд. В текущем исследовании показано, что безопасное время воздействия может составлять до 420 секунд. Полученные результаты показывают, что «мягкое» охлаждение во время ОГКВ аналогично охлаждению от окружающей среды, которое при большой длительности вызывает обморожение конечностей. Первый ожог от холода был замечен на левой ноге. В этом случае, если наиболее охлаждаемые участки будут теплоизолированы, продолжительность может быть увеличена. Это позволяет добиться большего снижения температуры биоткани и большей площади интенсивного воздействия. Максимальная продолжительность воздействия наблюдалась при неподвижных ногах. Нарушение пограничного слоя ног наблюдалось при активном движении. Это сокращает время безопасного воздействия.

Температура эпидермиса ниже 0 °С наблюдалась с использованием обеих ИК-камер. Хотя сразу после воздействия температура была зафиксирована в диапазоне от -8 до -4°С, через промежуток от 50 до 80 секунд кожа снова прогревалась без ожога холодом (за исключением одного случая на ноге, которая позже была закрыта одеждой). В результатах моделирования в том же месте наблюдался локальный максимум скорости газа.

Исходя из этого, был сделан вывод, что в этих областях, ниже точки замерзания мягких биологических тканей, был охлажден эпидермис, но дерма активно перфузировалась кровью и затем не имела повреждений. Однако точное абсолютное значение минимальной температуры кожи с помощью тепловизионного изображения не получено. Тепловизионная камера фиксирует видимую температуру поверхности в заданной спектральной полосе, определяемой как температура излучателя черного тела, имеющего такое же спектральное излучение в этой спектральной полосе. В условиях высокого перепада температур между газом и биологической тканью толщина

эпидермиса составляет около 0,1 мм, а этические ограничения эксперимента, неразрушающий контактный метод измерения температуры не позволяют точно проверить адекватность полученной абсолютной температуры с помощью тепловизора. Поэтому анализируется перепад температуры:

Таблица 5.

## Снижение температуры кожи

ИМТ, кг/м <sup>2</sup> ±0.25	Снижение температуры кожи, °С ± 0.3					
	Ноги			Торс		
	180 с	240 с		180 с	240 с	
18.2	17.5	-	-	12.9	-	нет волос
19.1 ж	20.3	-	нет волос	15.5	-	нет волос, больше подкожного жира [59]
19.6	15.5	-	спорт	13.6	-	спорт
19.8 ж	20.5	-		15.4	-	нет волос, больше
19.9 ж	20.8	-	нет волос	15.9	-	подкожного жира [59]
20.7	17.5	-	-	14.1	-	нет волос
21.3	17.2	20.8	-	14.4	16.8	нет волос
22.8	17.1	20.5	-	13.8	16.8	-
22.9	17.3	-	-	14.0	-	-
24.1	15.2	18.7	волос больше среднего, спорт	13.3	16.1	спорт
24.2	17.7	-	-	12.7	-	спорт
24.5	19.5	22.0	нет волос	12.2	14.4	спорт
26.2	16.8	20.6	-	13.8	16.3	нет волос
26.3	15.6	18.8	волос больше среднего	12.1	14.7	волос больше среднего
26.6	13.8	17.5	волос больше среднего, спорт	10.8	13.6	волос больше среднего, спорт
27.8	16.8	20.4	-	13.3	15.9	нет волос
32.7	14.7	17.8	-	12.0	14.7	-

Неравномерность температурного поля указывает как на неравномерность воздействия (данные для врачей), так и на то, насколько адекватно средняя температура человеческого тела описывает охлаждение



(данные для сравнения динамики охлаждения кожи). Распределение температуры туловища имеет следующие особенности. Почти сразу после начала воздействия брюшная полость делится на 2 части – нижнюю часть (область минимальной температуры), верхнюю часть (более однородную). Регулярные занятия спортом благодаря более низкому содержанию жира повышают его температурную однородность. Более равномерное охлаждение спины связано со значительно меньшим содержанием подкожного жира по сравнению с брюшной полостью. На ногах, коленях и локальных безволосых областях искажают динамику средней температуры.

Затем рекомендуется сравнивать среднюю температуру частей тела разных людей только в том случае, если форма областей минимальной температуры совпадает или исключает резкие локальные неоднородности. Следующие две меры улучшат равномерность охлаждения. Первый – это двухпозиционное регулирование потока охлаждающего газа, которое положительно влияет на равномерность температуры кожи, поскольку за периодом более интенсивного охлаждения следует период менее интенсивного. Второй – это изоляция зон с минимальной температурой с помощью одежды.

Предоставлены данные о средней температуре кожи двух волонтеров, участвовавших в эксперименте продолжительностью до 420 секунд. Рисунок 2.23 показывает, что различия в охлаждении рук невелики, но руки двигались во время эксперимента как внутри, так и снаружи ИУ, и в этом случае нет строгой повторяемости результатов через 210 секунд. Наибольшее влияние на разницу в динамике охлаждения ног оказало отсутствие волос (у волонтера  $24,5 \text{ кг/м}^2$ ), но эта разница меньше, чем та, которая была получена при удалении слоя волос с ноги. Было обнаружено, что у того же волонтера, имеющего волосы на ногах, охлаждение уменьшилось на  $4,5 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0,3$  за 180 секунд и на  $2,8 \pm 0,3 \text{ }^\circ\text{C}$  за 240 секунд. Наличие волос на животе локально снижает охлаждение на  $3,5 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0,3$  за 180 секунд и на  $2,7 \text{ }^\circ\text{C} \pm 0,2$  за 240 секунд воздействия. Это означает, что существует разница в влиянии внутренней структуры биоткани на температуру кожи (главным образом, содержание

мышц). Средняя температура туловища и его частей сгруппирована отдельно для этих двух волонтеров.

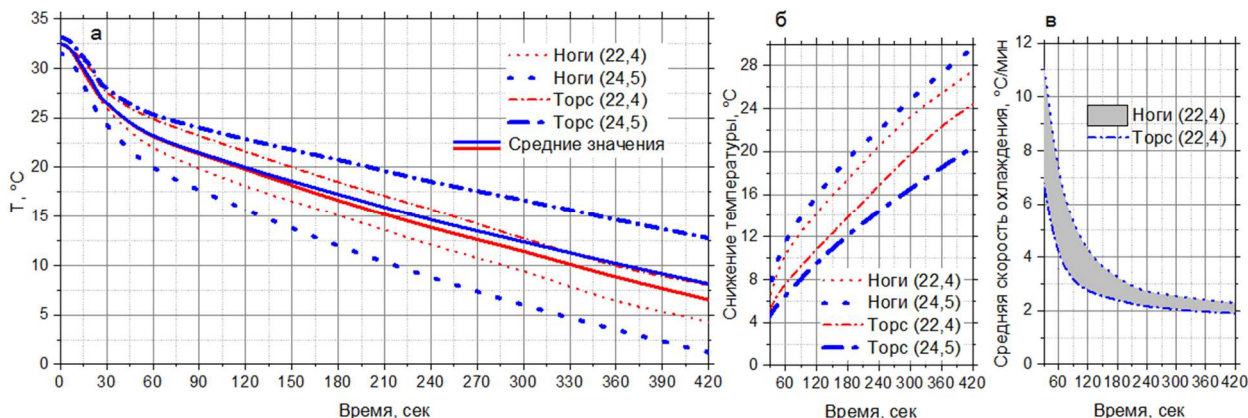


Рисунок 2.23. Средняя температура кожи в течение ОГКВ (22,8 и 24,5 кг/м<sup>2</sup>): а – температура, б – снижение температуры, в – скорость охлаждения

Средняя температура всей открытой кожи (около 60% поверхности тела) близка, но есть различия в частях тела. Тогда средняя температура кожи по всей открытой коже применима только для сравнения в случаях одинаковой неравномерности охлаждения, и при дозировании конечности и туловище следует рассматривать отдельно.

На Рисунке 2.23 показано снижение температуры ног и туловища. Следует отметить, что из-за высокой разницы температур между охлаждающим газом и биологической тканью (более 100 °С) различия в начальной температуре на несколько градусов незначительно влияют на динамику охлаждения, но продолжительность достижения температуры повреждения или предписанной физиологической целевой температуры кожи зависит на нем. Исходя из этого, для сравнения различных случаев (Рисунок 2.24) следует использовать как график температуры, так и график разницы температур по сравнению с начальной.

Рисунок 2.23 также показывает среднюю скорость охлаждения (ограничена минимальными и максимальными значениями для частей тела). Скорость охлаждения через 120 секунд во всей группе отличалась не более чем на 0,6°С от этих данных. На основании этого был сделан предварительный

вывод, отмечено, что разница в индивидуальных характеристиках наблюдается в основном в начале воздействия. Средняя скорость охлаждения ног и живота важна для анализа поведения рецепторов холода кожи, которые сигнализируют об охлаждении системы терморегуляции. Одним из подходов к оценке эффективности ОГКВ является анализ скорости изменения температуры холодных рецепторов. Данный критерий был применен при моделировании [82, 83]. Авторами сделан предварительный вывод о том, что в диапазоне температур газового хладагента от  $-160$  до  $-110$  °С времена начала и окончания лечебного этапа ОГКВ, а также его продолжительность относительно слабо зависят от стандартизованного телосложения и индекса массы тела. Результаты же проведенного экспериментального исследования показали, что в использованном подходе при моделировании не учтена неравномерность охлаждения поверхности (площадь криостимулирования, Рисунок 2.25). В таком случае предлагается разделить воздействие для каждой части тела на 2 этапа: достижение эффекта криостимуляции и его выдержка для обеспечения его достижения на других частях.

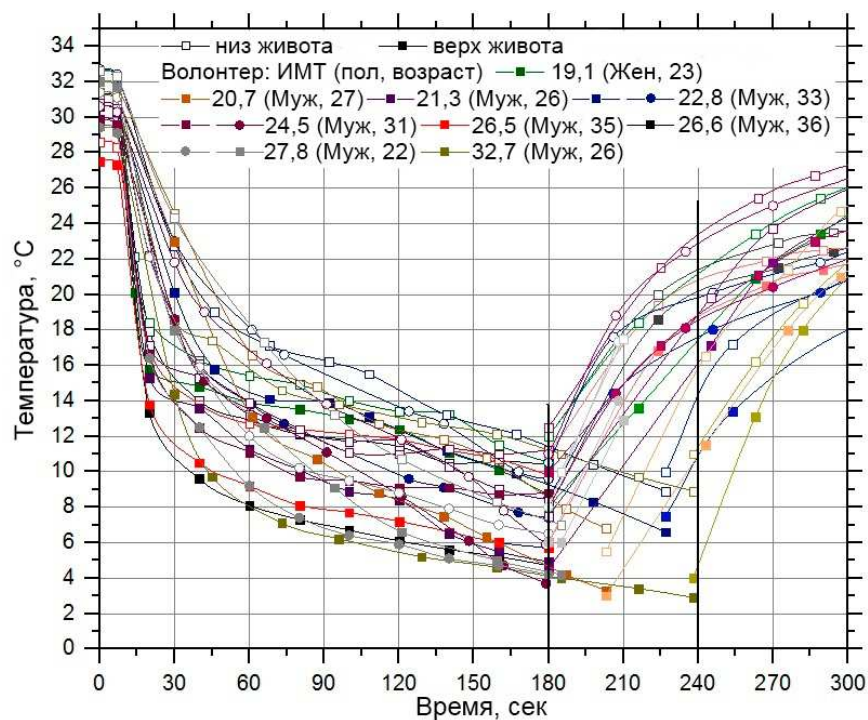


Рисунок 2.24. Температура участков низа и верха живота (снимки сделаны во время воздействия)

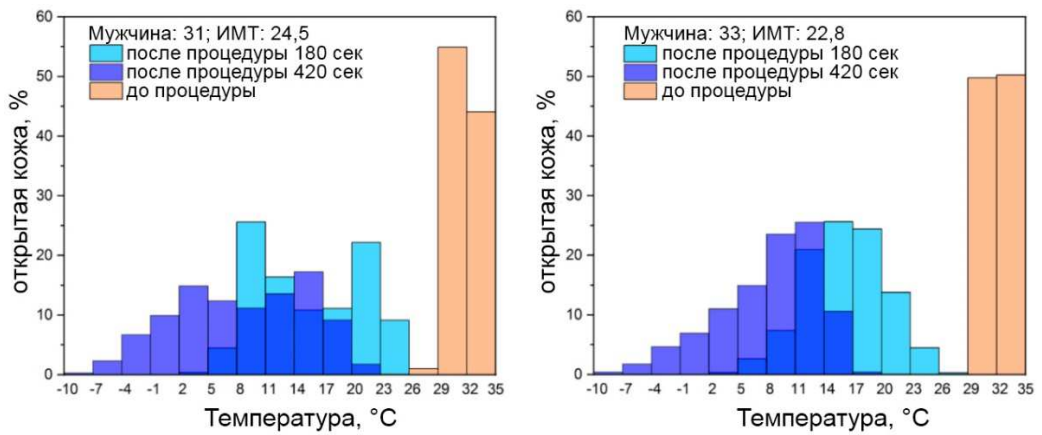


Рисунок 2.25. Различия в распределении температуры кожи (180 и 420 секунд)

Женщины охлаждались быстрее, чем мужчины (сравнение волонтеров с ИМТ 18,1 и 19,1 кг/м<sup>2</sup>). Мужчины, не занимающиеся спортом и с меньшим содержанием волос на теле, также быстрее охлаждались (ИМТ 32,7 и 26,3 кг/м<sup>2</sup> имеют одинаковую поверхность тела и схожую форму).

На основании полученных результатов была выдвинута следующая гипотеза. Криовоздействие значительно увеличивает типичный тепловой поток от человека к окружающей среде. Факторы, влияющие на температуру кожи, остаются прежними: внешнее тепловое сопротивление (волосы) и внутренняя структура части тела (соотношение жира и мышц, масса тела, кровотока и метаболическое тепловыделение). Было высказано предположение, что в условиях «мягкого» охлаждения во время ОГКВ (по сравнению с холодной водой) волосы значительно замедляют пограничный слой газа и отстают от охлаждения покрытых ими частей тела (до 5 °C за 180 секунд на ногах), не изменяя его динамики после. При низком содержании жира теплота отводится от ткани с более высокой скоростью. Увеличение количества жира замедляет тепловой поток от ядра и уменьшает выработку метаболического тепла (наличие жира вместо мышц увеличивает охлаждение кожи на 2 °C за 180 секунд). Например, у марафонца охлаждение ног было на 2 °C меньше, чем у общей тенденции. Увеличение массы тела уменьшает скорость охлаждения. Предварительно, в большинстве случаев (за исключением повышенного содержания мышц и волос) увеличение ИМТ на 10 кг/м<sup>2</sup> уменьшало падение температуры ног на 0,7 °C.

## **ГЛАВА 3. ФИЗИКО-МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ И ЧИСЛЕННОЕ ИССЛЕДОВАНИЕ ТЕПЛОМАССОБМЕНА В ИСПОЛНИТЕЛЬНОМ УСТРОЙСТВЕ ТИПА «КРИОБАССЕЙН» В НЕРЕГУЛИРУЕМОМ РЕЖИМЕ ОГКВ**

### **3.1. Задача численного моделирования тепломассообмена в исполнительном устройстве**

Данных эксперимента (температура газа во время воздействия, температура поверхности объекта охлаждения в отдельные моменты времени) недостаточно для создания технических средств, выполняющих требования к перспективным установкам ОГКВ. Предложен подход, включающий в себя одновременное получение данных как от натурального эксперимента, так и уточняющее, расширяющее его численное исследование. В результате расчета, экспериментально полученные данные дополнены полями температур, скоростей газа, данными о тепловых потоках, расходах газа, в том числе их средними значениями, изменением массы газа в динамике воздействия. В результате чего получена подробная картина процесса в нерегулируемом режиме ОГКВ. На основе данной информации возможно исследовать, прогнозировать варианты регулируемого выполнения ОГКВ.

#### **3.1.1. Применение универсальных программных комплексов численного моделирования в решении задач тепломассообмена**

Использование программных комплексов численного моделирования для решения отдельных классов задач тепломассообмена обусловлено следующим [145]:

1) Развитие вычислительных средств и информационных технологий открыло возможности для проведения численных расчетов на мелких

автоматически формируемых сетках.

2) Есть класс задач, решение которых альтернативными способами получить с достаточной степенью точности не представляется возможным. Они лежат в тренде, актуальном для XXI века, а именно это управление динамическими процессами в системах с ограничениями. А именно, в данном случае это расчет нелинейных систем с учетом взаимного влияния элементов в динамике процесса захлаживания при варьировании параметров входящего газа, что проблематично провести традиционными упрощенными методами. При этом необходимо учитывать, что не все влияющие факторы очевидны при начальном и даже при промежуточном анализе постановки расчета. Также значительные ограничения вносит сложная форма теплообменных поверхностей, нелинейное взаимное влияние элементов систем.

3) Хотя для нового пользователя универсальные программные комплексы являются «черный ящиком», сильной стороной известных программных комплексов численного моделирования является доступность методического обеспечения по техническим составляющим работы с ними (самоучители, встроенный справочник). Программное обеспечение ежегодно обновляется. В таком случае исследователь может сконцентрироваться на постановке физической составляющей задачи, а подготовленный инженер-расчетчик способен подготавливать большое количество задач в части технического выполнения расчетов и проведения анализа их результатов в части ошибок моделирования и качества его проведения.

4) Возможно обеспечить воспроизводимость полученных результатов исследований в лабораториях, использующих такое же программное обеспечение.

Ранее, в работе [133] в общем виде была представлена последовательность моделирования и анализа биотехнической системы. Здесь на конкретном примере описывается методика применения программного комплекса ANSYS. Данная информация может быть полезной как с точки зрения представленных далее результатов расчетов, так и с методологической

точки зрения в части их организации и постановки расчета.

### **3.1.2. Алгоритм проведения вычислительного эксперимента**

Для получения результата численного эксперимента, адекватного результатам физического эксперимента, в сжатые сроки использован подход проведения смешанного исследования. В таком случае параллельно ведется подготовка как экспериментального стенда, так и отладка компьютерной программы моделирования. Далее выполняются отдельные задачи отработки физического эксперимента, на основе которых дополняется физико-математическая модель. С другой же стороны, результаты численного исследования способны вызвать коррективы в конструкции экспериментального стенда, методике проведения эксперимента, в том числе в режимах подачи газа. Далее отработка как эксперимента, так и расчета постепенно достигает насыщения и проводятся основные серии экспериментов и вычислений.

Преимущества такого подхода:

1) В связи с тем, что в ходе практической деятельности перед исследователем открываются новые аспекты исследуемой задачи, такой итерационный подход позволяет относительно сложные задачи решать «в лоб» (без оптимизации алгоритма вычислений, то есть используя универсальные средства), но не «в слепую». Универсальность такого подхода состоит в том, что для получения адекватных результатов необязательно все учесть сразу. При решении задач теплообмена некоторые факторы не являются очевидными (значимость их детального учета). В данном случае основное внимание уделяется не самому процессу вычисления, а подготовке к нему.

2) Данный подход может быть полезен как в случае решения исследовательских, так и в случае решения конструкторских задач (в том числе по технологии «цифрового двойника»). В таком случае возможно создавать трехмерную конструкцию, когда нет типовых экспериментальных данных по распределениям параметров процесса (температур, скоростей и т.п.).

Этап отработки программы включает в себя следующее:

1) Подготовка шаблона протокола расчета. Он должен включать в себя название, цель расчета, расположение папки с файлами (все связанные с расчетом файлы). В ней должны вестись записи в электронном виде. Для каждого расчета должен быть подготовлен отдельный протокол, включающий основные его задачи.

2) Подготовка физико-математической модели. Причем сама модель должна учитывать возможности программного комплекса. Например, при задаче в компьютерной программе теплофизических свойств всех материалов рекомендуется использовать не константы, а зависимости от температуры (где это возможно, потому что не всегда рационально одновременно считать большое количество переменных). Характерен пример задачи граничных условий, в используемом программном комплексе нельзя одновременно задавать расход на всех площадках входа-выхода газа.

3) На основе модели, подготовка начальной версии САД-модели всех элементов. При интеграции ее в программный комплекс особое внимание необходимо уделить проверке сочленений газ-твердое тело в решателе программного комплекса. Надо учитывать, что если расчет направлен на проектирование новой конструкции – то САД-модель меняется пошагово (добавляются, изменяются элементы конструкции, их материалы). Также надо учитывать есть ли необходимость параметризации САД-модели.

4) Настройка программного обеспечения, выбор рекомендуемых значений коэффициентов, параметров (например, шаг по времени и т.п.). При этом рекомендуется учитывать возможности имеющихся в наличие вычислительных мощностей.

5) Исследование параметров качества сетки.

6) Подготовка базовой версии граничных условий с проверкой на адекватность («физичность» результата, а не количественная оценка).

7) Пошаговое усложнение модели. Например, сначала проведение расчетов без основной тепловой нагрузки.



Отладка проводится итерационно. Исследовательская задача понимается постепенно, видоизменяется. Этому способствует пошаговое дополнение модели. То есть качественный рост идет через количественный. Поэтому итерационный подход с пошаговой отработкой каждого изменения в данном случае полезен. Каждая итерация последовательно пошагово анализируется. На данном этапе типичной является ситуация, когда одно из условий постановки расчета не выполнено по случайной ошибке человека или несовершенства программного комплекса. Принципы обеспечения качества результатов расчетов (проверка корректности результатов расчета):

1) Перед анализом расчета проверять проведенную его постановку пошагово.

2) Сравнивать результаты с предыдущими итерациями (для сравнения использовать как последовательности изменения целевых параметров во времени, так и контуры по сечениям). Отдельно по всем интересующим элементам геометрической модели. Для этого рекомендуется использовать специализированные табличные редакторы.

3) Свести энергетический, материальный баланс.

4) Очень важна перекрестная проверка результатов. Например, использовать несколько источников: график изменения параметра, контуры общей картины поля данного параметра. Сравнивать одновременно поведение температуры и линий тока газа, с учетом динамики материального и энергетического баланса.

5) Обсуждение результатов на группе, выявление противоречий.

Этап 2 проверки адекватности программы требует наличия экспериментальных данных. Необходимо получить зависимости от температуры важных параметров (например, температура в определенных точках) для сравнения результатов. Необходимо учитывать, что проверку адекватности надо проводить для всего процесса моделируемого эксперимента (а не только для конечных значений исследуемых параметров). На практике обычно проверка адекватности проводится в несколько итераций, в ходе

которых уточняется физико-математическая модель. Конкретных универсальных числовых критериев адекватности расчета предоставить затруднительно. Обычно процесс сближения результатов расчета и эксперимента достигает своего насыщения и таким уровнем соответствия физики и ее модели исследователь располагает при решении своей задачи. При этом необходимо учитывать, что для выполнения серии расчетов с варьированием параметров (например, расхода и температуры газа на входе) к идеальной модели стремиться не обязательно.

После решения о достижении адекватности компьютерной программы моделирование проводится выполнение задач численного исследования.

### 3.1.3. Характеристика и особенности задачи

В рассматриваемом случае (Рисунок 3.1) представлен опыт внедрения описанного выше подхода в решение задач криогенной техники.

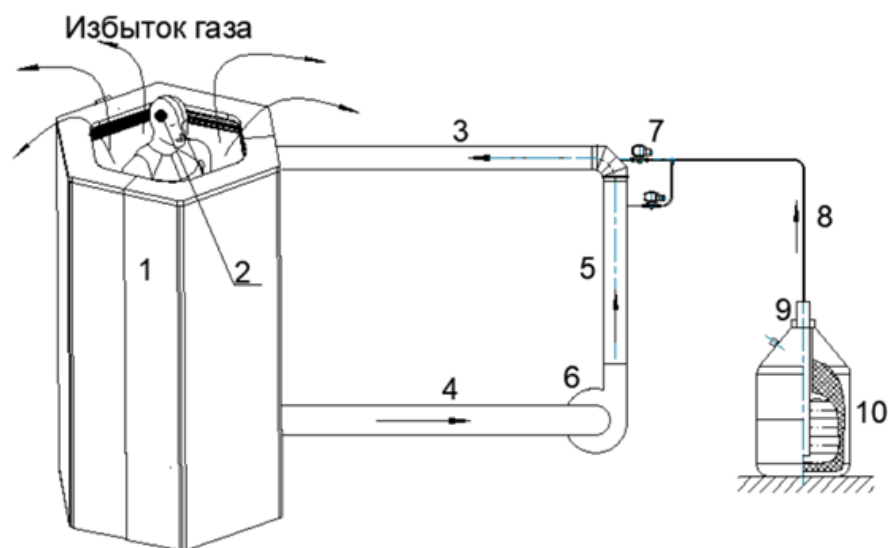


Рисунок 3.1. Схема установки: 1 – стенки ИУ («криобассейн»), 2 – объект охлаждения, 3 – канал рециркуляции, 4 – канал вытяжки, 5 – смеситель потока газа и жидкого азота, 6 – вентилятор, 7 – криогенные соленоидные клапана, 8 – трубопровод подачи жидкого азота, 9 – устройство выдачи жидкого азота, 10 – сосуд Дьюара

Задачу можно охарактеризовать следующим образом:

1) Краевая задача (граничная задача) — задача о нахождении решения заданного дифференциального уравнения (системы дифференциальных уравнений), удовлетворяющего краевым (граничным) условиям в концах интервала или на границе области. Физический процесс в данном случае исследуется путем использования известных законов физики. Для этого проводится построение геометрической модели, физической модели и системы уравнений с краевыми условиями. Математическая модель решается численно.

2) Прямая задача. Решение большой серии однотипных задач (численное исследование зависимости характеристик объекта от внешних и внутренних факторов, описываемых источниковыми членами, граничными условиями и т.п.).

3) Задача сопряженного теплообмена. Задачи, в которых возникает необходимость рассматривать теплообмен одновременно в двух взаимодействующих областях, относятся к классу сопряженных. Обозначим  $\Omega = \Omega_b \cup \Omega_g$  расчетную, где  $\Omega_b$  — область биоткани;  $\Omega_g$  — область течения газа (по такому же принципу расчет проводится для границы стенка-газ) [144], в данной работе описан базовый подход, являющийся основой для разработанной модели. В результате анализа процесса теплообмена в ИУ установки ОГКВ предложена математическая модель теплообмена, включающая дифференциальные уравнения конвективного теплообмена в газе, уравнение кондуктивного теплообмена в биологических тканях, уравнение радиационного теплообмена между объектом охлаждения и стенками ИУ.

4) Задача тепломассобмена. Аппарат является резервуаром с газом (имеет открытую границу сверху).

5) Нестационарная задача. Происходит процесс захлаживания как объекта, так газа и стенок аппарата.

Необходимость выполнения расчетов в данном случае (почему кроме эксперимента требуется моделирование процессов тепломассообмена и не хватает упрощенных подходов к расчету) вызвана следующими факторами:

1) Сложностью простой экспертной оценки («расчет на бумаге», экспертная оценка).

2) Сложностью обеспечения всех вариантов подачи газа в эксперименте (точное варьирование температуры и расхода газа). В таком случае моделирование проще и дешевле усложнения эксперимента. Верифицированная экспериментальными данными модель может обеспечить любой режим (например, режим подачи газа в аппарат).

3) Объект охлаждения человек – необходимо снять риски повреждения.

4) Теплота, скорость, расход – сложно измеряемые величины.

Особенности данной задачи (расчет ОГКВ):

1) Длительность воздействия до 7 минут. Нестационарные условия подачи газа, температуры всех элементов усиливают значимость взаимного их влияния друг на друга.

2) Методика расчета должна быть вне зависимости от конструкции ИУ (меняется физическая модель воздействия и ИУ, но принципы ее построения те же). Модель человека должна быть не связана с конструкцией аппарата (стенки ИУ и БО разные можно рассчитывать).

3) В части физической модели объекта охлаждения: сложная форма (тело человека), многослойность материала (биоткани), внутренний конвективный теплообмен и теплогенерация (кровоток и метаболизм), различные размеры объектов (внешние и внутренние). В данной работе вычислительный эксперимент направлен на решение задачи расчета тепломассообмена в аппарате ИУ с учетом того, что в нем охлаждаются различные объекты (по внешним размерам и соотношению внутренних слоев). Модель человека можно для разных конструкций использовать (понимая ограничения).

4) В части физической модели стенок аппарата и охлаждающего газа: сложная форма циркуляции газа, многослойность конструкции, высокий градиент температур.

В результате проведения численного исследования проведена отработка подходов к такому типу исследования и проектирования оборудования (расчет,

оптимизация форм и т.п.). Используемая новая методика расчета для данной задачи, по сравнению с ранее известными аналогами позволяет проводить расчет регулируемых режимов и соответствующих им аппаратов.

### **3.2. Физическо-математические модели установки и объекта охлаждения**

Разработанная модель направлена с одной стороны на решение задачи регулируемого обеспечения ОГКВ (этим она в первую очередь отличается от аналогов), с другой стороны модель имеет компромисс между точностью результатов и временем вычислений. Задача состояла в том, чтобы использовать современные подходы к расчету для адекватного прогнозирования результата ОГКВ. Результаты моделирования в данном случае направлены не только на расширение понимания эксперимента. В дальнейшем с помощью этой модели возможно искать оптимальные варианты проведения воздействия. Это требует проведения множества расчетов. Исходя из этого, модель упрощена, где это рационально, и строго прописаны принятые допущения (для воспроизводимости).

#### **3.2.1. Объект охлаждения**

В работе Баранова А.Ю. описан базовый подход к построению физической модели объекта охлаждения ОГКВ [106]. Указано, что «объект охлаждения представляет собой наименее изученный в теплотехническом плане элемент установки ОГКВ. При этом модель объекта охлаждения обязательна для выполнения исследований по совершенствованию оборудования ОГКВ, следовательно, разработка математической и физической моделей объекта охлаждения являются первоочередными задачами постановки таких исследований».

Также в [106] отмечено, что «дифференциальные уравнения энергии и теплопроводности описывают явление передачи теплоты в самом общем виде.

Для постановки численного эксперимента в данном случае необходим учет частных особенностей рассматриваемых процессов. Эти частные особенности называются условиями однозначности или краевыми условиями». В общем случае они включают в себя следующие группы:

1) геометрические условия, характеристика формы и размеров структур, в которых протекает процесс (границы области теплообмена в биологической ткани с учетом необходимости ее масштабирования);

2) условия, характеризующие физические свойства биотканей (структура биологической ткани внутри границ геометрической модели (с учетом необходимости ее масштабирования) и теплофизический свойства слоев);

3) начальные условия, характеризующие распределение температур в начальный момент времени;

4) граничные условия, характеризующие взаимодействие рассматриваемого объекта с внешней средой.

В такой же последовательности предоставлена информация в данном разделе. От общих принципов, геометрической модели до математической модели.

### **3.2.1.1. Общие принципы теплообмена между человеком и окружающей средой при ОГКВ**

В первую очередь при подготовке физической модели объекта охлаждения при ОГКВ необходимо учитывать общие принципы и особенности теплообмена между человеком и окружающей средой. Ведь микроклимат, представляющий собой комплекс физических факторов, оказывающих влияние на теплообмен человека с окружающей средой (температура, влажность воздуха, скорость его движения, тепловое излучение), определяющих его тепловое состояние, самочувствие, работоспособность, здоровье и производительность труда, универсален по своему действию. Следовательно, и подход к составлению физической модели человека в условиях взаимодействия

с окружающей средой также универсален даже для крайних случаев их взаимодействия, например, ОГКВ [154]. Обычно для построения физической модели объекта охлаждения принимается ряд обоснованных допущений (направленных на упрощение математического описания процесса нестационарного переноса теплоты в покровных слоях человеческого тела). В данной рукописи предлагается следующий к этому подход. Он основан на результатах сторонних исследований и собственном опыте моделирования задач охлаждения биологической ткани. А именно, в работе [160] рассмотрены морфологические и физиологические аспекты для моделирования потерь теплоты человеком. Цель этой работы состояла в том, чтобы выделить анатомические и морфологические характеристики, которые могут влиять на применение физических законов, регулирующих теплообмен в пассивно нагревающих себя людях. Кроме того, были обобщены некоторые из разнообразных нейронно-опосредованных гомеостатических процессов, которые противостоят накоплению тепла, подчеркивая необходимость того, чтобы разработчики тепловых моделей также приобрели разностороннее понимание интегрированной физиологии человека. В работе также описаны особенности учета потоотделения, перфузии. В работе [168] также рассмотрены вопросы теплообмена в биологических тканях, в особенности перфузии крови. В работе [168] отмечено, что если происходит понижение ректальной температуры, то уменьшается частота сердечных сокращений и уменьшается кровотока к поверхности тела. Организм пытается поддерживать постоянство ректальной температуры за счет собственных тепловыделений, допуская переохлаждение периферийных участков тела, где нет жизненно важных органов. Чтобы не допустить отмирания периферийных тканей, происходит периодическое расширение сосудов, и расход теплой крови к ним кратковременно возрастает. Основные принципы, описанные в данных работах (Рисунок 3.2), учтены при составлении данной физической модели.

Система терморегуляции начинает активную работу в покровных слоях уже в процессе воздействия и ее влияние предлагается учитывать интегрально,

основываясь на результатах эксперимента. Так как охлаждению подвергается большая часть организма, то система терморегуляции реагирует соответственно этому. Изотерма  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$  отступает вглубь организма (аналог шокового состояния, но меньшей интенсивности). Основная цель в данном случае заключается на первом этапе (при ОГКВ) в том, чтобы противодействовать охлаждению, на втором этапе (при более длительном охлаждении) в замедлении сокращения размеров области теплового ядра тела (области нормотермии,  $37\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) в условиях чрезмерно интенсивного для сохранения гомеостаза охлаждения.

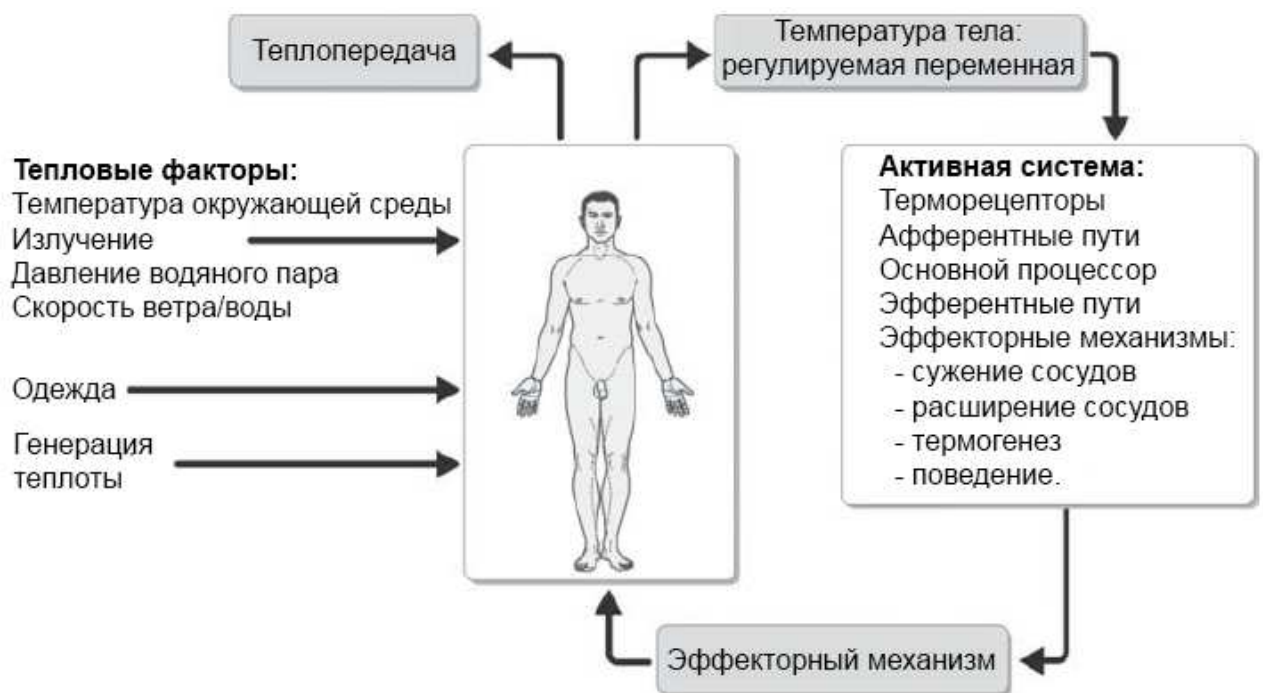


Рисунок 3.2. Концептуальная модель активного регулирования температуры человека и компоненты, участвующие в регулировании средней температуры тела при воздействии тепла [160]

С точки зрения достижения эффекта криостимуляции реакцией организма на афферентный сигнал, поступающий от сенсорных окончаний нервной системы при охлаждении, могут быть такие терморегулирующие процессы как констрикторная реакция подкожных сосудов, уменьшающая теплоотдачу в окружающую среду при их сужении; сократительный термогенез, вызывающий генерацию теплоты за счет мышечной дрожи; несократительный термогенез, регулирующий теплообразование от обмена веществ за счет



изменения количества окисляемых в экзотермических реакциях белков, жиров и углеводов, а также интенсивности гидролиза АТФ [147]. При этом изменение характера метаболизма сопровождается повышением или понижением дыхательного коэффициента в зависимости от активации липидного или углеводного обмена. Все эти реакции формируются в организме для генерации и перераспределения теплоты в организме в противодействие охлаждению после поступления сигнала о необходимости терморегуляции, формируемого нервной системой. Поскольку организм каждого человека обладает индивидуальными физиологическими характеристиками и гормональной активностью, конечное распределение температуры в организме, а соответственно и эффект ОГКВ могут существенно различаться у различных людей. Чтобы предугадать конечный результат ОГКВ, а, следовательно, индивидуально дозировать криовоздействие, необходимо учитывать при дозировании механизм и динамику терморегуляции при криотерапии и проследить взаимосвязь развития процессов в цепочке «стимул-сигнал-реакция». Температуру тела организм стремится поддерживать на постоянном уровне. За отслеживание изменений в организме от внешних раздражителей отвечает симпатическая нервная система. Она состоит из центральной нервной системы (ЦНС), расположенной в гипоталамусе, и периферической, охватывающей поверхность всего тела. Обе эти составляющие участвуют в реакции организма на изменение температуры. Информация об изменении температуры передается в виде афферентного сигнала от чувствительных нейронов, расположенных на поверхности кожи и во внутренних органах, в ЦНС, где генерируется эффекторный сигнал [153]. Он вызывает выброс так называемых катехоламинов, т.е. гормонов адреналина и норадреналина, наличие которых активирует адренорецепторы, расположенные также в нервной системе, гладкой мускулатуре, сердце, сосудах, печени и других органах. Далее адренорецепторы генерируют сигналы, способствующие сокращению мышц, сужению сосудов и другим процессам термогенеза [147]. Таким образом, важное участие в терморегуляции организма принимает также

гормональная система.

Температура кожи регистрируется терморецепторами периферической нервной системы, называемыми TRP-рецепторами. Сигналы от этих рецепторов непрерывно передаются в ЦНС гипоталамуса в виде импульсов по рецепторным каналам 6 типов: TRPV1, TRPV2, TRPV3, TRPV4, TRPM8 и TRPA1 [148, 155]. Термочувствительные каналы имеют свою температуру активации, т.е. пропускают электрические импульсы от рецепторных окончаний для распознавания в ЦНС по достижении определенного порога температуры. Первые четыре вида терморецепторных каналов считаются существенными при температуре равной и выше комнатной и относятся к тепловым рецепторам, в то время как TRPM8 и TRPA1 (влияет также на боль и воспаление) относятся к холодным рецепторам и являются, соответственно, высокопороговым и низкопороговым [148]. При этом термочувствительные нейроны способны приспосабливаться к понижению температуры, что объясняет снижение термонеutralной зоны после ОГКВ. При неизменной температуре частота разрядов постоянна и незначительна, такая активность терморецепторов называется статической. Однако в случае изменения температуры интенсивность сигнала возрастает и приводит к динамической активности рецепторов, что вызывает эффекторный ответ в организме [147].

Кроме кожных терморецепторов существуют также температурные интерорецепторы, расположенные во внутренних органах тела и в самом гипоталамусе. Они реагируют на изменение ректальной температуры тела, о чем свидетельствует различие в терморегулирующих процессах при сравнении охлаждения только кожи и дальнейшего снижения температуры внутренних органов [149]. Вероятно, именно они отвечают за адаптацию и терморегуляцию организма и информируют ЦНС о переохлаждении. Во избежание гипотермии ОГКВ необходимо проводить так, чтобы температура этих рецепторов поддерживалась на уровне нормотермии, т.е. около 37 °С. Таким образом, они являются индикаторами выполнения условий безопасности.

Неясным остается вопрос о зависимости частоты импульсных сигналов от значения температуры кожи или окружающей среды. В литературе имеются противоположные мнения о том, влияет ли абсолютное значение температуры на импульсную активность. Так в [150, 151] говорится о том, что частота импульсов изменяется пропорционально температуре кожи, в то время как в [156] отмечается, что амплитуда и характер реакции мало зависят от конкретной величины раздражителя, и важно лишь перейти ее пороговое значение. Данные об эффективных значениях температуры также разнятся. Так разработчики стремятся понизить температуру до минимально безопасного значения  $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$  с целью усиления эффекта воздействия или пытаются достичь изотерм  $12\text{ }^{\circ}\text{C}$  на глубине расположения холодовых рецепторов [5]. Тем не менее, с точки зрения проектирования оборудования для ОГКВ существенным является вопрос о целевой температуре кожи, ведь каждый дополнительный градус охлаждения хладагента ведет к повышению затрат для обеспечения эффективности и безопасности криовоздействия. Например, если для достижения требуемых реакций организма достаточно перейти пороговое значение для рецепторных каналов типа TRPA1 [148] с достаточной скоростью охлаждения, организация ОГКВ могла бы стать существенно более простой. Кроме того, существует мнение, что область максимальной активности рецепторного канала TRPM8 ограничена минимальной температурой около  $8\text{ }^{\circ}\text{C}$ , после которой дальнейшее охлаждение не имеет смысла. При этом именно TRPM8 заявлен как основной канал, участвующий в терморегуляции [148], что также служит основанием для повышения температурного уровня ОГКВ.

Холодовые периферийные терморепторы расположены на глубине около  $0,17\text{ мм}$  [157], ближе к поверхности кожи, чем тепловые. При этом по ее поверхности терморепторы распределены «пятнами» диаметром около  $1\text{ мм}$ , и их концентрация варьируется. Охлаждение разных участков тела может привести к реакциям различной интенсивности. Например, охлаждение руки в ледяной воде меньше сказывается на повышении артериального давления и сердечных сокращений, чем охлаждение лица [158]. Это может быть связано

с тем, что плотность пятен холодových рецепторов на лице больше, чем на руке. Кроме того, на охлаждение отвечают также и собственные рецепторы гипоталамуса. Тем не менее, остается неизвестным, какое количество рецепторов необходимо активизировать при охлаждении, чтобы терморегуляционные процессы перешли из области локального воздействия к общему. Поскольку все физиологические процессы взаимосвязаны, логично предположить, что целевой температуры охлаждения биоткани необходимо достичь не во всех рецепторах, а определенном их количестве.

Однако рассмотрения рецепторной системы, получающей информацию об охлаждении, недостаточно для однозначного определения тепловыделений в организме. Как уже было сказано, в генерации эффекторных реакций участвуют адренорецепторы кожи и внутренних органов. По локализации и оказываемому эффекту различают несколько видов адренорецепторов:  $\alpha_1$ ,  $\alpha_2$ ,  $\beta_1$ ,  $\beta_2$ ,  $\beta_3$ . Все типы участвуют в терморегуляции, при этом  $\alpha$ -адренорецепторы отвечают за констрикторную и сократительную мышечную терморегуляцию, а  $\beta$  за несократительный термогенез [147, 159]. Таким образом, гормональная активность разных людей может привести к разнообразным терапевтическим эффектам в ответ на одинаковое температурное воздействие.

По приведенным данным можно составить общую приближенную схему возникновения терморегулирующих процессов в ответ на снижение температуры тела при ОГКВ (Рисунок 3.3). На схеме стрелками указано направление передачи афферентных и эффекторных сигналов при разной интенсивности (быстрое и медленное) и глубине (в зависимости от падения внутренней температуры  $T_{вн}$ ) охлаждения. Волнистой линией указана активность интерорецепторов при быстром охлаждении.

Как известно, снижение ректальной температуры тела при ОГКВ более чем на  $1\text{ }^{\circ}\text{C}$  приводит к угнетающему действию на иммунитет и организм в целом [147]. Из Рисунка 3.3 видно, что охлаждение с поддержанием внутренней температуры на постоянном уровне ведет к эффекту криостимуляции только в случае быстрого охлаждения, т.е. более  $0,05\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{с}$

[147, 149]. При этом температура кожи должна опуститься ниже температуры активации терморецепторов. В случае медленного охлаждения, т.е. ниже  $0,01\text{ }^{\circ}\text{C}/\text{c}$ , ректальная температура может понизиться до появления терморегулирующих реакций.

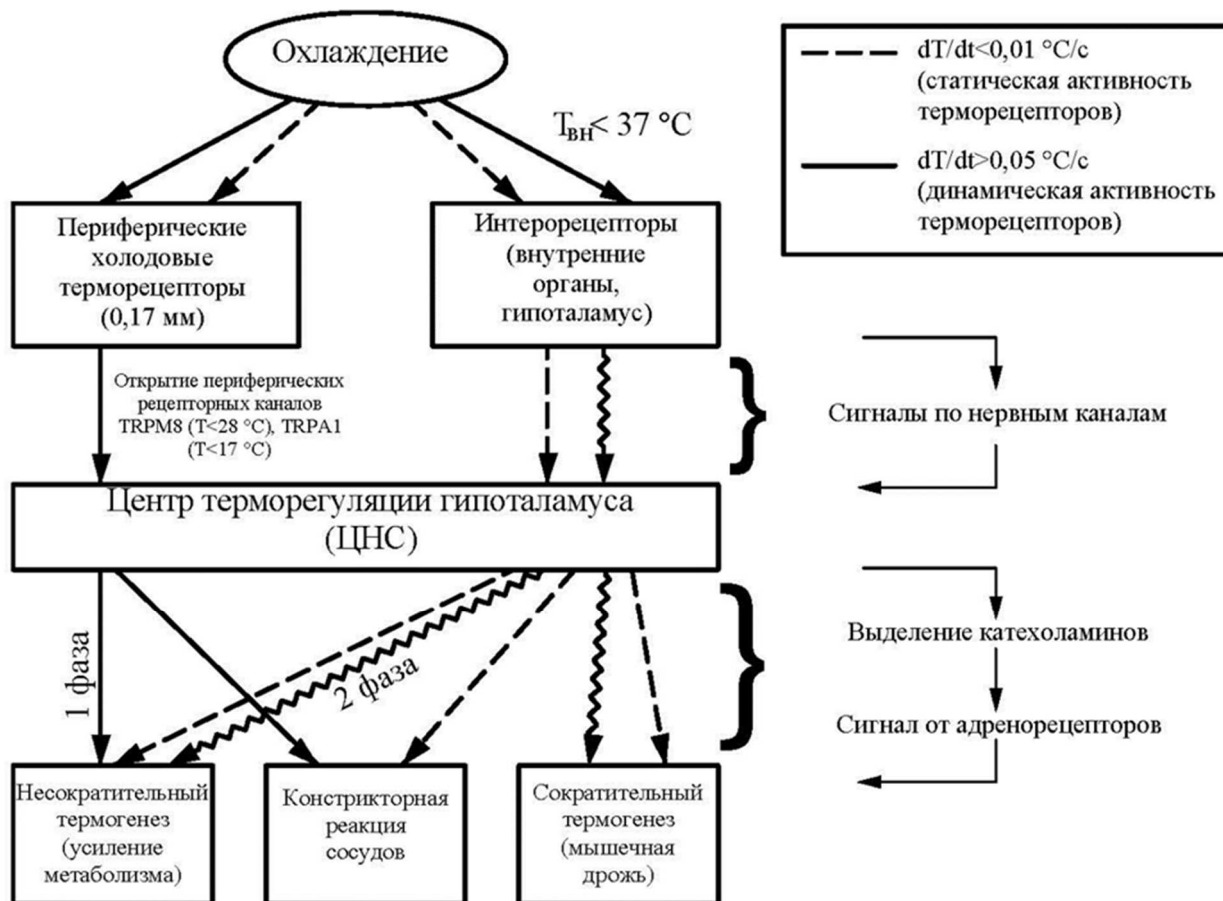


Рисунок 3.3. Функциональная схема возникновения процессов терморегуляции при охлаждении [147, 149]

Следовательно, во-первых, дополнительный расход крови (теплоносителя) к области охлаждения в таком случае поступает во время ОГКВ (до предельного момента, который не был выявлен в ходе эксперимента, следовательно он наступает не менее чем через 7 минут после начала ОГКВ). Во-вторых, постепенно начинает увеличиваться выработка теплоты метаболизма. Исходя из этих требований, обеспечивающих безопасность контакта кожи с охлаждающим газом, выбирается также длительность проведения воздействия. Однако она в каждом конкретном случае зависит от температуры, параметров теплообмена и комплекции тела человека и обычно

составляет от 3 до 5 минут. Длительность охлаждения должна быть достаточной для формирования необходимого эффекторного ответа от ЦНС и интенсивности терморегуляционных реакций, приводящих к полезному эффекту воздействия. В то же время она не должна приводить к переохлаждению.

В работе [137] представлен обзор традиционных и недавно разработанных моделей теплообмена в васкуляризированных тканях. Среди первых: модели на основе перфузии крови, противоточные модели, статистическая модель. Среди недавно разработанных: модель двухфазного отставания («the dual-phase-lag bioheat model»), модель пористой среды, модель дискретного сосудистого нагрева, модель с учетом возмущения Дэн и Лю, модернизированная противоточная модель, модель на основе перфузии Шриваставы и Вогана. Рассмотрены также модели, учитывающее радиационную составляющую (поверхностное и объемное излучение), а также комбинированные модели сплошной среды и радиационные. Модели направлены на учет теплоты кровотока и метаболизма в различных частных случаях их проявления. Указано, что модели сплошной среды представляют собой упрощенную форму биотепловых уравнений. В этих моделях влияние кровотока усредняется по контрольному объему. Кровоток через каждый отдельный сосуд игнорируется. Сосудистые модели учитывают кровоток в каждом отдельном сосуде. В целом данные модели рассчитаны на исследование локальных, длительных задач теплообмена.

Ранее для исследования охлаждения человеческого тела уже проводились построения различных его моделей. Эти модели отличаются друг от друга как по характеру геометрической аппроксимации, так и по методикам расчета, учитывающим различные особенности систем терморегуляции организма. Отмечено, что применительно к рассматриваемой задаче геометрические условия вытекают из анатомического строения покровных тканей. А также ранее было неоднократно показано, что, исходя из особенностей тепловых процессов, сопровождающих процесс ОГКВ, геометрическая модель объекта

охлаждения может быть ограничена пределами оболочки тела [106]. Учитывая сложность анатомического строения кожного покрова, для построения модели следует исключить из рассмотрения частные признаки и использовать упрощенное представление объекта охлаждения. Основное значение имеют признаки, определяющие способность оболочки аккумулировать и переносить теплоту [106].

На основании вышеописанного учтено, что при ОГКВ процесс теплообмена:

1) Не вызывает значительного изменения влажности кожи (потоотделение, длительное осушение), значит эти факторы предлагается исключить из рассмотрения.

2) Нет значительного влияния на биоткань под одеждой (области, покрытые слоем одежды можно исключить из рассмотрения, т.к. длительность воздействия около от 3-х до 7-ми минут и за это время поверхность кожи под ними не успевает существенно охладиться).

3) Предлагается теплоту перфузии крови и метаболизма учитывать в физической модели в виде источников члена (определенного эмпирически, зависящего от температуры ткани). Тепловые модели человека были разработаны в работах [139-140]. Однако среди них нет моделей, учитывающих особенности ОГКВ (его кратковременность и высокая интенсивность охлаждения). В них рассмотрены процессы тепловой защиты и длительного охлаждения. Поэтому в разработанной модели сосудистое русло учтено интегрально.

4) Волосы на теле в зоне воздействия расположены, например, на ногах и животе. Это увеличивает толщину пограничного слоя газа. Это локально снижает скорость охлаждения. Однако волосяной покров на теле не является постоянным как для населения, так и на поверхности тела одного человека. Например, для женщин она минимальна. Более того, в случае ОГКВ влияние волос на пограничный слой воздуха меньше по сравнению со слоем волос на голове или мехе [187]. Поэтому было принято решение о том, что

разработанная модель должна быть безволосой, и в экспериментальной части следует изучить эффект снижения скорости охлаждения за счет волос на теле.

5) Части тела неподвижны. В этом случае метаболизм, сократительный термогенез и тепло кровотока учитываются объемными функциями источника теплоты. Эти функции подробно описаны в уравнениях и Таблице 10.

б) Человеческое тело делится на ядро и оболочку. Чтобы уменьшить количество элементов сетки и увеличить скорость вычисления, ядро заменяется адиабатическим граничным условием. Это предположение основано на предварительных расчетах, которые показали, что тепловой поток при применении постоянной температуры активной зоны составляет не более 5 Вт/м<sup>2</sup>. Внутренние органы и кости не принимаются во внимание (предположение об однородности внутренней структуры). Модель включает в себя только те части человеческого тела, которые непосредственно контактируют с охлаждающим газом. Неохлаждаемые (голова, шея, области под одеждой) заменяются адиабатической границей с газом и постоянной начальной температурой на границе по торцу с соседним элементом.

Организм человека как объекта охлаждения (далее также биообъект) предлагается рассматривать, разделив на три зоны: внутреннюю структуру, внешнюю поверхность и границу человек-окружающая среда.

Внутренняя структура человека содержит:

1) Нервную систему (терморегулятор): рецепторы, каналы передачи сигналов, центральную нервную систему (ЦНС), реактивные механизмы. На реакцию индивидуально влияет уровень адаптации к холоду, гормональное регулирование и др. Температуру внутри тела организм стремится поддерживать на постоянном уровне.

2) Слои биотканей (кожа, жир и фасции, мышцы, далее «тепловое ядро» – подвижная внутренняя граница изотермы 37 °С) и их соотношение (влияют пол, возраст, регулярные физические нагрузки и др.). Высокое влагосодержание приводит к высокой теплоаккумулирующей способности биотканей.



3) Кровоток (реакция сердечно-сосудистой системы для распределения теплоты по объему, неравномерен).

4) Метаболизм, термогенез в биотканях за счет окислительных реакций.

Внешняя поверхность объекта охлаждения имеет:

1) Терморецепторы кожи (на глубине  $h \approx 0,17$  мм). Это целевая область.

2) Кожу различной толщины. Начальные условия – температура кожи от 29 до 35 °С.

3) Размеры и массу (интегрально их выражает индекс массы тела, кг/м<sup>2</sup>).

4) Форму (туловище, конечности и локальные неоднородности необходимо рассматривать отдельно).

5) Термическое сопротивление, которое снижает тепловой поток (волосы на коже влияют на пограничный слой, закрытые тканью участки тела).

Граница человек-окружающая среда характеризуется следующим:

1) Имеет конвективную (приточная струя и восходящий поток) и радиационную составляющие теплового потока, которые образуют взаимное влияние элементов «объект-газ-оборудование».

2) Объект имеет возможность двигаться.

3) Объект имеет неохлаждаемые части (граница меньше общей площади поверхности тела).

Этапы криовоздействия:

1) Формирование реакций центральной нервной системы (до 2 мин.).

2) Прохождение пиков ощущаемых реакций страха, боли (до 4-ой мин.).

3) Выдержка для увеличения эффекта.

Процесс криовоздействия характеризуется следующим:

1) Холодовые рецепторы включаются при  $T_{\text{кожи}} \approx 28$  °С и передают сигнал в центральную нервную систему (гипоталамус).

2) Охлаждение ощущается как холод и потом боль в коже.

3) Нервная система реагирует: на гормональном уровне, расширением капилляров, поведением психики. Например, кровь активно поступает к коже (она краснеет, пульс падает), потребление кислорода растет.

4) Максимум сигнала рецепторов – при  $T \approx 10$  °С.

5) Ниже  $T \approx 8$  °С рецепторы выключаются. Предел безопасного снижения температуры – спазм сосудов ( $T \approx 0$  °С). Подбор конкретных значений параметров охлаждения объекта возможно провести только в рамках медико-биологических исследований. Задача техники – дать возможность менять тепловой поток для достижения заданной температуры кожи (как в среднем, так и локально).

### 3.2.1.2. Геометрическая модель человека

Классическим вариантом геометрической модели человека для решения теплотехнических задач является аппроксимация тела одним цилиндром или полуограниченной плоскостью [146, 184]. Например, в работе [161, 162] тело человека аппроксимировалось цилиндром. Рассматривались 4 слоя с различными свойствами: поверхностный слой кожи толщиной от 1 до 1,5 мм, внутренний слой кожи толщиной от 2,5 до 3 мм, подкожная ткань толщиной от 1,5 до 2,5 мм и центральная часть тела. В работе [184] она представлена плоским полуограниченным телом, состоящим из трех параллельных слоев – эпителия, жировой ткани и мышц, также авторы рассматривают коническую форму (Рисунок 3.4). Для каждого слоя заданы основные свойства (толщина слоя  $\delta_i$ , плотность, теплоемкость, теплопроводность, влагосодержание, мощность тепловыделения). Однако в данной модели существует ряд существенных допущений [106]: принимается, что источники теплоты равномерно распределены по объему тела; упор делается на свойства оболочки и ее способность аккумулировать и переносить теплоту, в то время как геометрическая модель представлена упрощенно, без учета частных признаков антропометрического строения; температура эпителиального слоя практически не меняется по толщине в связи с малой толщиной и высокой теплопроводностью слоя; жировой слой выполняет теплоизолирующую функцию и не производит теплоты; начальное распределение температуры

тканей представлено в виде линейного изменения температуры по глубине жирового слоя и применено постоянство температур эпителия и мышечного слоя. В более поздних работах авторов данная модель уточнена. Однако, такое упрощение модели имеет существенный недостаток – не учитывается строение тела, в связи с чем невозможно представить подробную картину охлаждения. Расчет ОГКВ по данной методике не позволит выявить переохлаждение отдельных участков тела, имеющих отличное от общей модели описание (например, толщину теплоизолирующего слоя или если тепловыделения участка тела меньше, чем усредненные расчетные значения).

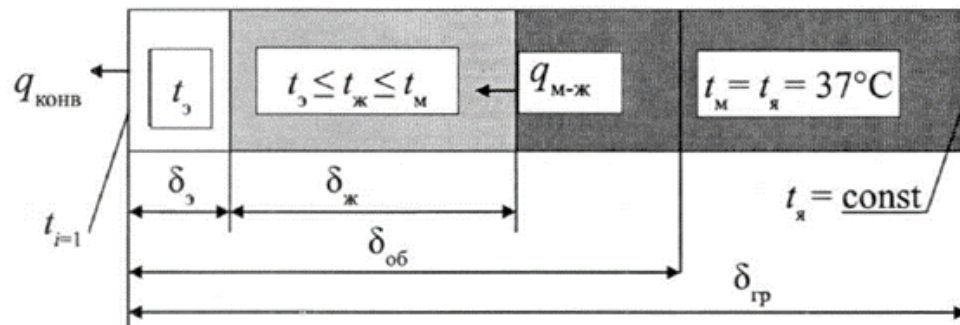


Рисунок 3.4. Плоская полуограниченная геометрическая модель объекта при охлаждении [184]

Существует также класс геометрических антропометрических моделей, состоящих из отдельных частей – компартментов, каждый из которых аппроксимируется цилиндрическим или сферическим участком (Рисунок 3.6). В качестве компартментов выбираются голова, руки, ноги, туловище и их более подробное деление [180-182]. Каждый компартмент в свою очередь состоит из определенного числа однородных по свойствам субкомпартментов (кожа, жировая и мышечная ткань, внутренние органы и т.д.). Количество компартментов определяет степень подробности модели и в разных работах варьируется. Преимуществом компартментной модели является возможность учета роста и других параметров телосложения. Модель более громоздка для расчетов, однако современные программные комплексы позволяют проводить такое усложнение.

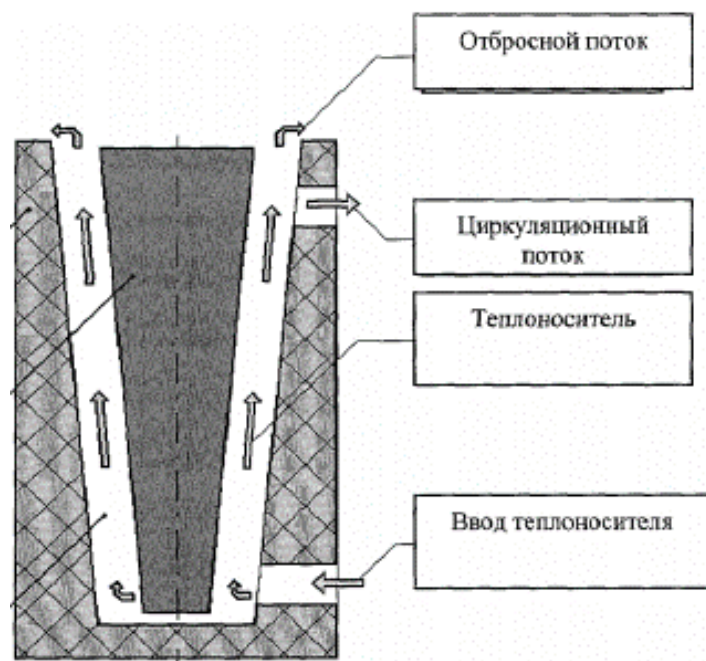


Рисунок 3.5. Геометрическая модель ИУ с объектом [184]

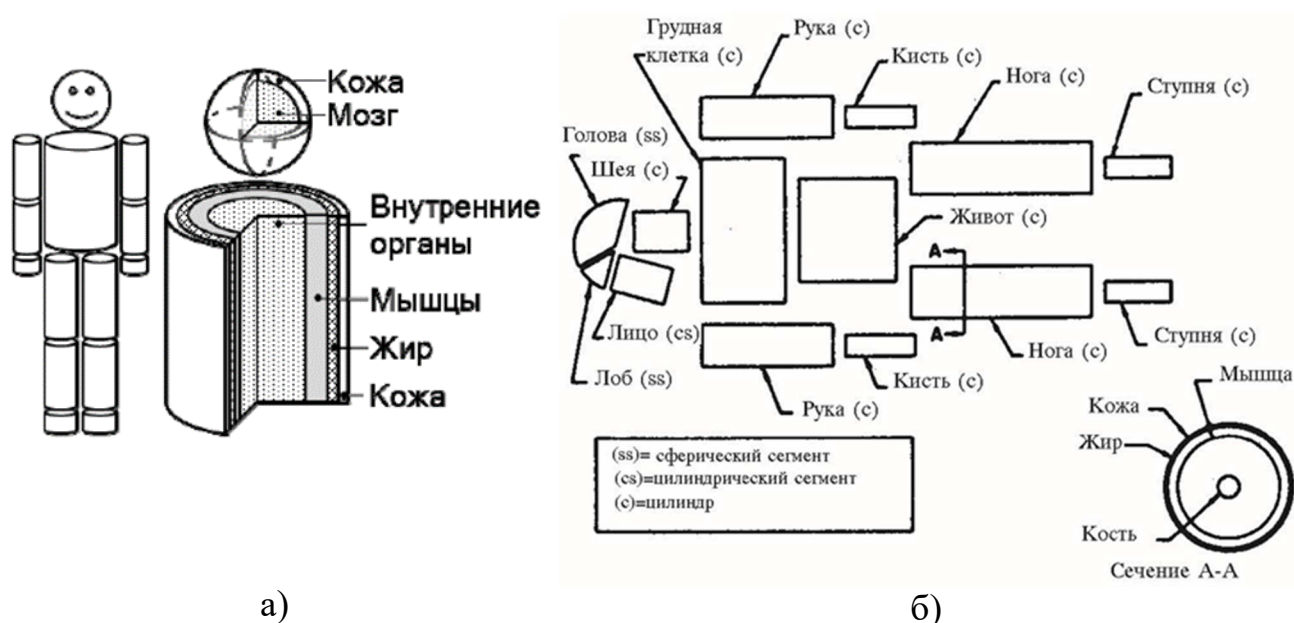


Рисунок 3.6. Примеры компартментной модели человека [162, 164]

Третьим, альтернативным методом может быть использование данных, полученных со средств медицинской визуализации или 3Д-сканеров (получение реального образца модели человека). Например, с участием автора данной работы было проведено моделирование согласно условиям проведения реальной хирургической операции – криоабляции мультифокального почечно-клеточного рака. На основе МРТ-снимков в программе 3D Slicer (свободное

программное обеспечение для обработки данных со средств медицинской визуализации) файлы формата DICOM («Digital Imaging and Communications in Medicine») были преобразованы в модель, пригодную для импортирования в программный комплекс ANSYS [173].

В рамках этих работ было проведено исследование возможностей создания трехмерных геометрических моделей целевых областей реальных биотканей сложной конфигурации, адаптированных для теплофизических расчетов. Источником изображений служили средства медицинской визуализации. Приемлемым способом исследования человека для дальнейшего получения 3Д модели являются УЗИ и гистосканнинг. Данные способы получают изображение целевой области с максимальным разрешением изображения. Полученные DICOM файлы наиболее точно передают реальную геометрию целевой области, что позволяет получить максимально точные расчетные 3Д модели. Например, при исследовании простаты гистосканнингом и последующее построение ее 3Д модели осуществляется точнее за счет большего количества плоских изображений (сечений) исследуемого органа. Таким образом, для построения расчетной 3Д модели целевой области малых размеров (размеры, сопоставимые с одним органом – предстательной железой, мочевым пузырем и т.д.) целесообразно использовать ультразвуковое исследование (или различные разновидности данного исследования). Однако, при работе с крупными целевыми областями целесообразно использовать в качестве исходных файлов изображения, полученные в результате МРТ или КТ исследований. Для точного построения трехмерной модели расчетной области необходимо использовать совокупность DICOM изображений, расположенных как можно ближе друг к другу в перпендикулярной сечению плоскости. Получение таких изображений требует высококачественных средств медицинской визуализации, например, МРТ с индукцией магнитного поля 1.5...3 Тесла. Однако, сегодня еще не создано средств автоматизации построения такой модели, пригодной для проведения вычислительных экспериментов на более высоком уровне, чем при применение типовых

современных подходов.

В последнее время для моделирования тепломассообменных процессов используется компьютерное моделирование методом конечных объемов, например, с использованием программного комплекса ANSYS. Такие расчеты позволяют задавать в качестве геометрии спроектированные 3Д-модели сложной формы, полученные с использованием 3Д-сканера [77]. В работе [75] такая математическая модель была реализована в программном комплексе ANSYS Fluent 17.2. Однако, хотя было проведено сканирование тела человека с использованием 3Д-сканера, моделированию был подвергнут только локальный участок. Также следует отметить, что усложнение поверхностной геометрии модели человеческого тела приводит к значительному усложнению задачи получения внутренних слоев. Современные возможности вычислительных методов и построения внутренней структуры геометрических моделей в случае применения геометрических моделей, полученных от средств медицинской визуализации или 3д-сканера, не позволяют учесть многослойность биологической ткани, что является критически важным для моделирования ОГКВ. Слишком сложная геометрия сопряженной поверхности теплопередачи приводит к значительной погрешности, не позволяет адекватно оценить предельные параметры для ОГКВ и требует существенной адаптации численного метода, что выходит за рамки данного исследования. Разработка таких методов лежит вне рамок данного исследования и исходя из этого в данной работе был применен иной метод – антропометрическая компартиментная модель с аппроксимацией до цилиндров и конусов.

Далее предлагается рассмотреть основные подходы разработке именно таких моделей. Severens [185] проанализировал основные антропометрические модели. В работе [163] представлена следующая компартиментная модель (Рисунок 3.7), которая состоит из 15 цилиндрических элементов и включает в себя теплообмен между крупными артериями и венами. Указано, что «результаты моделирования находятся в согласии с экспериментальными данными, что указывает на то, что модель адекватно отражает поведение

тепловой системы человека». В работе [165] также представлена модель терморегуляции человека с детализацией сосудистой системы (Рисунок 3.8). Однако, в данной рукописи ввиду кратковременности ОГКВ детализация сердечно-сосудистой системы не представляется необходимой.

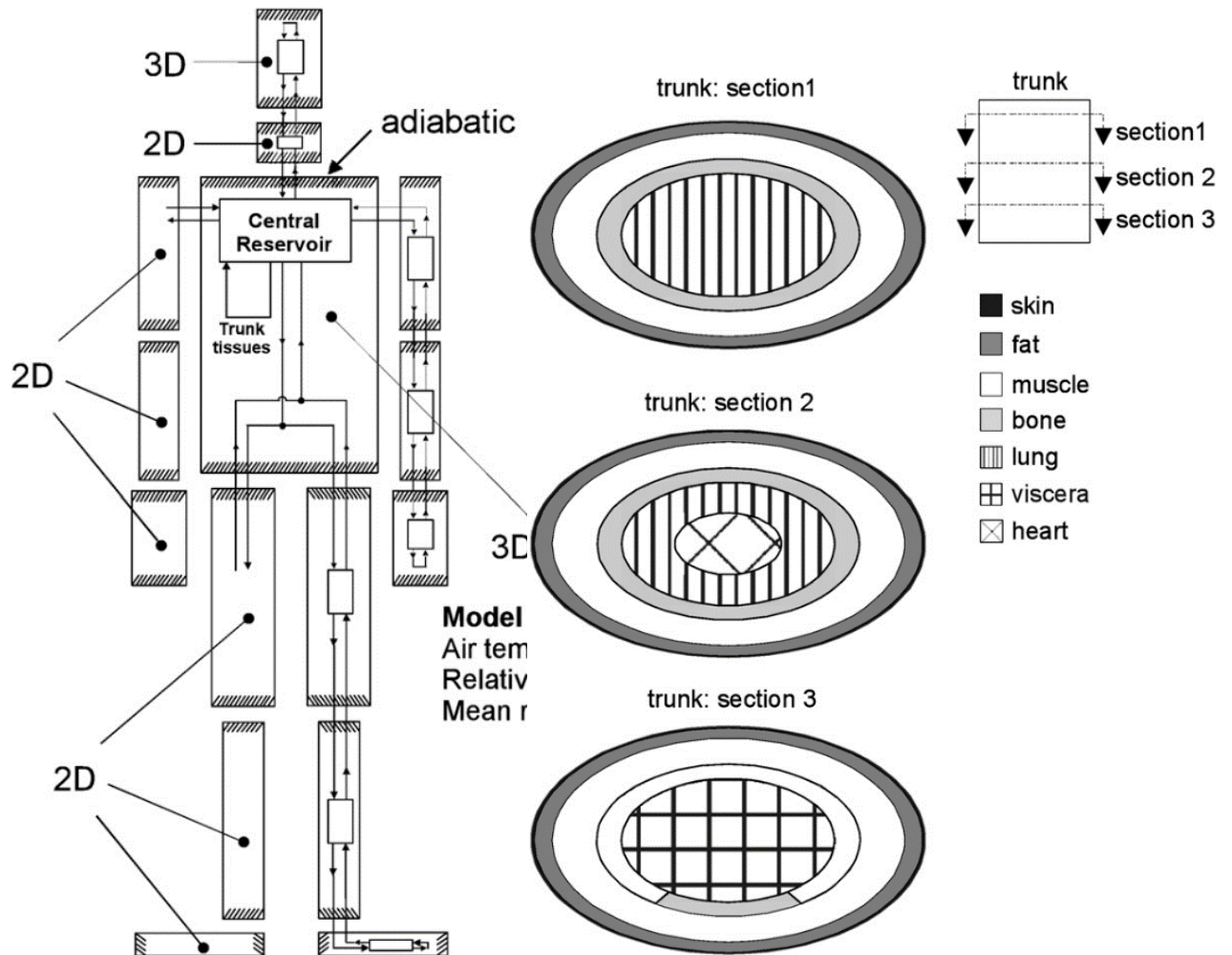


Рисунок 3.7. Компартментная модель [163]

В работе [170] представлены обзор аналогичных физических моделей и влияние одежды при нахождении в экстремальной окружающей среде, включая погружение в холодную воду (Рисунок 3.9). Отмечено, что тепловое напряжение, испытываемое человеком, носящим защитную одежду, зависит от многих факторов.

Тремя наиболее важными факторами являются температура окружающего воздуха, падающий лучистый поток и увеличение выделения метаболического тепла из-за работы, необходимой для выполнения задачи.

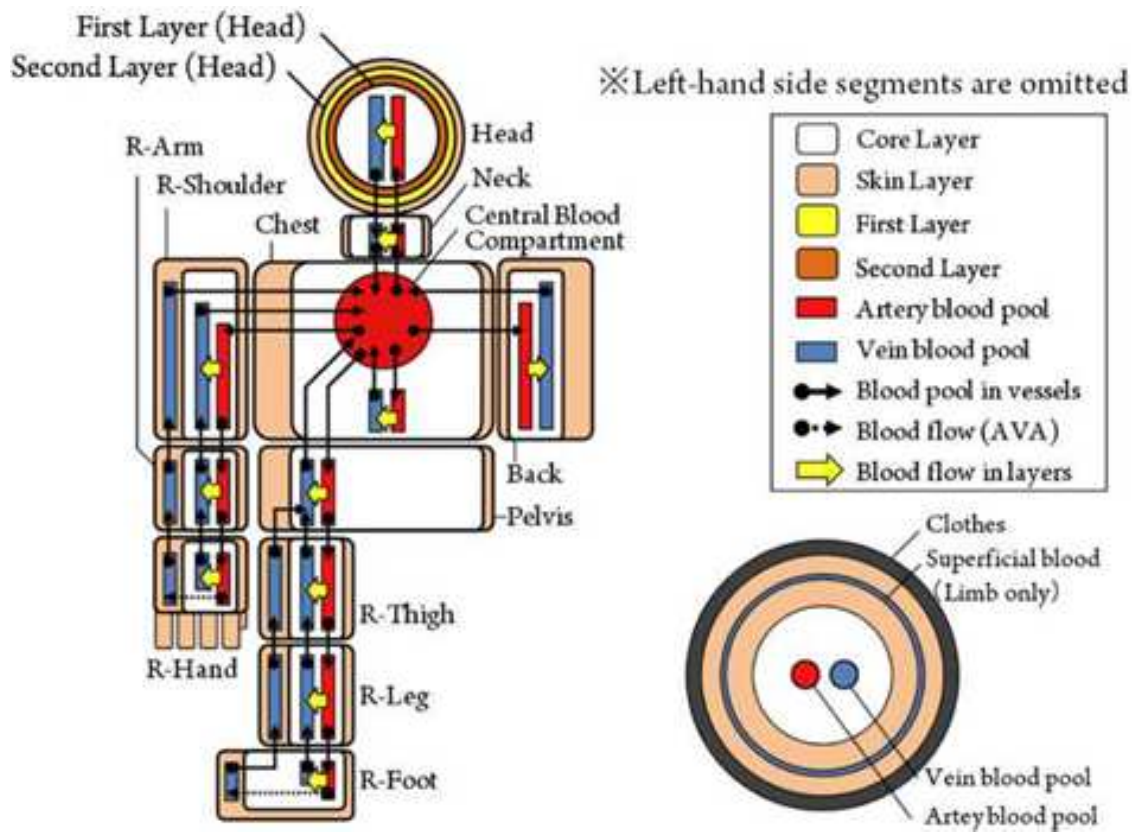


Рисунок 3.8. Компаратментная модель [165]



Рисунок 3.9. Защитная экипировка и компартментная модель человека для случая длительного нахождения в окружающей среде высокой температуры [170]



Еще одна модель расчета теплообмена между человеческим телом и окружающей средой описана в работах [176-179]. Геометрически она представлена восемью расчетными элементами разной формы с разным количеством слоев биологической ткани, единичный расчетный элемент представлен цилиндрическим участком (Рисунки 3.10, 3.11). В данной работе большое внимание уделено теплопереносу за счет кровотока. Для определения интенсивности теплопереноса кровотоком в разных частях тела используется моделирование кровеносной системы в виде условной гидравлической схемы. В ней все органы представлены в виде насосов, клапанов, тепло- и массообменников, а сосуды в виде труб с гидравлическим сопротивлением. С помощью подобного перехода были проведены расчеты малого и большого круга кровообращения, что позволило определить интенсивность теплопередачи от кровотока по всему телу человека. При моделировании охлаждения человека с учетом определенной интенсивности кровотока к уравнениям теплопроводности для каждого участка были добавлены уравнения, связывающие теплофизические параметры с системой гидравлических характеристик. Погрешность расчетов составляет  $\pm 10\%$ .

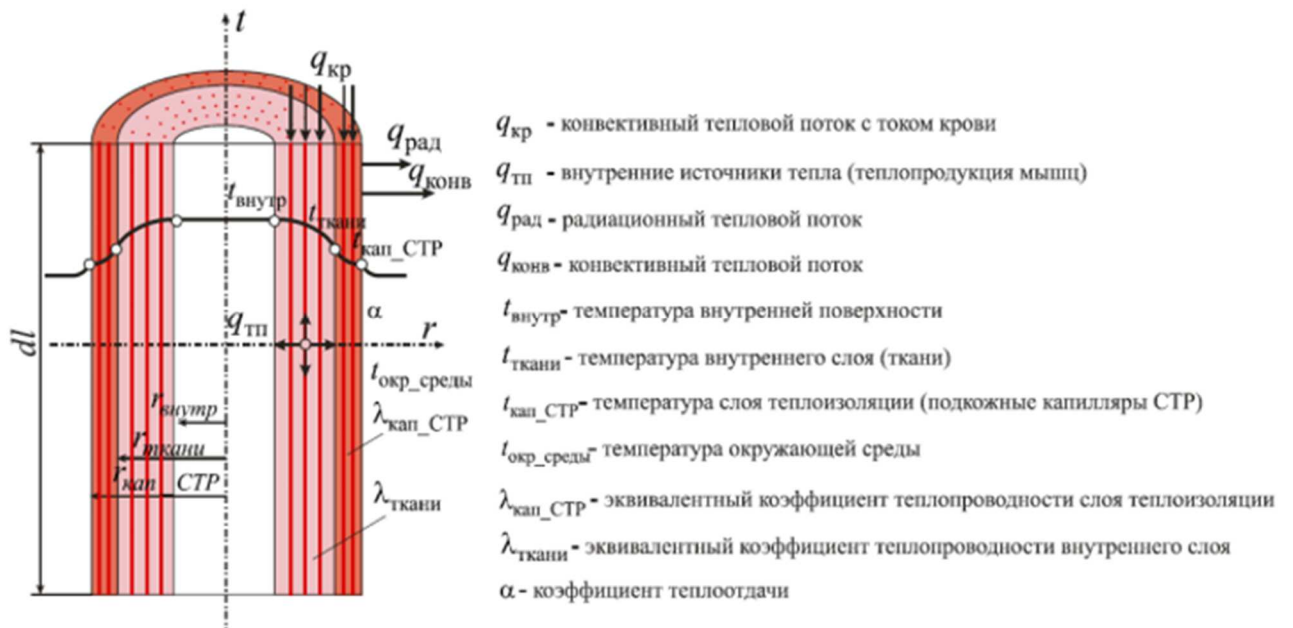


Рисунок 3.10. Антропометрическая модель с учетом теплоты кровотока [176]:  
расчетный элемент системы термостабилизации человека



характеризуется одной температурой, объемом, плотностью и удельной теплоемкостью. В основу антропометрической модели положена модифицированная модель Гордона. Отличия связаны с детализацией некоторых компартментов, а также с реализацией пересчета толщин слоев при отклонении массы и роста человека от значений, характерных для «стандартного» человека (мужчины). «Стандартный» человек, согласно модели Гордона, весьма худощав. При росте примерно 190 см он имеет массу всего около 72 кг. Для определения теплопродукции мышечной дрожи была использована уточненная модель J. Stolwijk и J. Hardy, опирающаяся на теорию терморегуляции организма в ответ на сигнал об изменении температуры кожи и внутренних органов. Т.е. теплота, выделяемая при мышечных сокращениях, прямо пропорциональна отклонению температур от установочных значений. В качестве установочных значений в приняты нормальные среднеинтегральные температуры мозга ( $36,6\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), мышц ( $35,9\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) и кожи ( $34,1\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). Самым серьезным допущением, на взгляд авторов было то, пренебрежение мышечной работой, которую реально человек совершает даже при сидении или стоянии». Также в работе указано, что самым критичным и влиятельным параметром, погрешность определения которого наиболее сильно отражается на результатах теплового расчета, является коэффициент теплоотдачи между поверхностью кожи и окружающей средой.

В итоге, на основе анализа вышеописанных работ, в рамках данной работы предложена модель (параметризованная, многослойная), состоящая из 11-ти компартментов (Рисунок 3.12). Брюшная полость, рука и нога имеют два компартмента, а грудная клетка – один. В отличие от модели [160], ее предлагается упростить, так как планируется моделировать вариант, когда голова и шея находятся при комнатной температуре, а также на человека надета защитная экипировка (перчатки, валенки, нижнее белье) – эти области являются пустотами в модели (охлаждающий газ их обтекает, граница адиабатная). Разработанная модель позволяет достичь компромисса между точностью результатов и временем вычислений, оперативной памятью,

параметризовать наложение физических свойств и размеров. Параметризация включает в себя возможность получения модели человека любого роста и ИМТ. Применены размеры трех человек (Таблицы 6 и 7): средний (ИМТ 22,8 кг/м<sup>2</sup>; рост 177 см, минимальный (ИМТ 19,1 кг/м<sup>2</sup>; рост 150 см) и максимальный (ИМТ 26,3 кг/м<sup>2</sup>; рост 190 см). Эпидермис толщиной 0,2 мм входит в слой «кожи». Размеры тела определяются по средним данным (мужские и женские размеры), скорректированным для конкретного человека, участвовавшего в эксперименте.

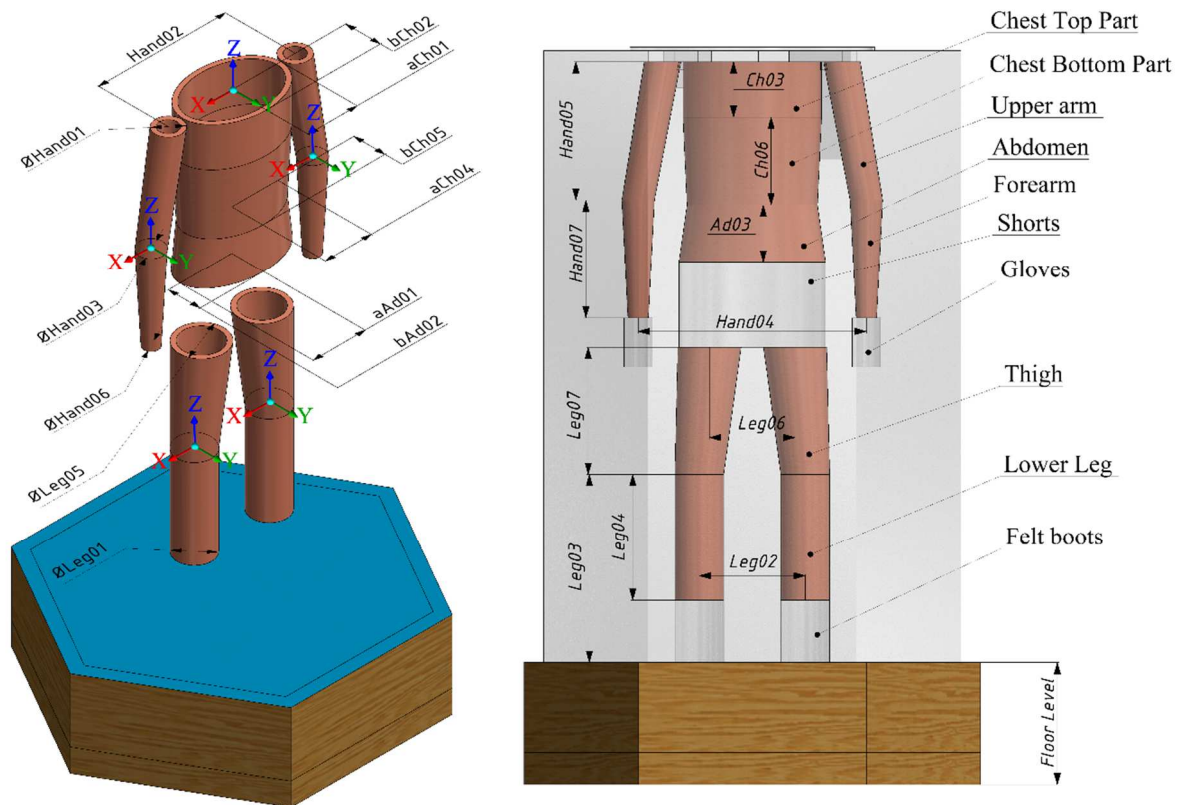


Рисунок 3.12. Исследуемая физическая модель объекта охлаждения

Разделение человеческого тела на компартменты имеет следующие допущения и особенности. Размеры компартментов были уточнены экспериментально (для проверки модели). Выбор размеров основан на статистической информации для 95-го и 5-го перцентилей для здоровых людей (без ожирения) для мужчин и женщин. Интерфейс «компартмент-компартмент» поддерживает непрерывность температурного поля. Интерфейс «компартмент-газ» не имеет изменений в содержании влаги в коже во время криовоздействия.

Таблица 6.

## Взаимосвязь между телосложением волонтеров и моделями

ИМТ группа	ИМТ, кг/м <sup>2</sup> ±0.3	Пол	Охлаждаемая поверхность тела, м <sup>2</sup> ±0.1	Номер модели в расчетах	Высота, см±0,5
менее 20 кг/м <sup>2</sup>	19.1	ж	0.87	2	150
20-25 кг/м <sup>2</sup>	22.8	м	1.24	1	177
больше 25 кг/м <sup>2</sup>	26.3	м	1.52	3	190

Таблица 7.

## Размеры (мм) модели человека

Модель №	Руки										
	Upper arm Compartment				Forearm Compartment			Arm Domain Layers (общая толщина 15 мм)			
	Hand01	Hand02	Hand03	Hand04	Hand05	Hand06	Hand07	Skin	Fat	Muscle	
1	76	380	68	480	287	46	246	1.3	1.5		
2	90	440	80	560	339	50	290	1.5	1.5		
3	100	490	90	560	406	60	300	1.65	4		
	Ноги										
	Lower Leg Compartment				Thigh Compartment			Leg Domain Layers (общая толщина 15 мм)			
	Leg01	Leg02	Leg03	Leg04	Leg05	Leg06	Leg07	Skin	Fat	Muscle	
1	102	240	412	262	131	190	262	1.3	2		
2	120	260	463	310	155	210	310	1.5	2.5		
3	125	270	486	333	178	215	310	1.65	5.5		
	Грудь						Грудь (общая толщина 15 мм)		Живот (общая толщина 15 мм)		
	верх			низ			Skin	Fat	Muscle	Skin	Fat
	Ch01	Ch02	Ch03	Ch04	Ch05	Ch06					
1	143	102	115	136	91	182	1.3	2.5		1.3	3.5
2	170	120	136	160	108	215	2	3	all the rest	2	4.75
3	184	125	166	178	113	262	1.65	5		2.15	11
	Живот			Пол	Одежда						
	Ad01	Ad02	Ad03		Глоуэсы	Длина	Диаметр	a	b		
	1	152	93	119						474	
2	180	110	140	300		150	Leg01	-	-		
3	192	115	170	170		210	-	Ad01	Ad02		

### 3.2.1.3. Структура компартментов

Внутренняя структура, теплопередача и биотермомеханика биологических тканей человека были исследованы в [146,183,186,189]. Оболочка человеческого тела состоит из кожных покровов и мышечных тканей. При этом для решения задачи ОГКВ наибольший интерес вызывает кожный покров, а температура мышц снижается меньше, и они содержат границу тепловой оболочки и ядра. Кожа по массе и по площади поверхности – самый большой орган тела человека. Масса кожи среднего взрослого человека (70 кг, 1,72 м) составляет от 12 до 16% массы тела (с учетом подкожно-жировой клетчатки). Площадь поверхности кожи взрослого человека в среднем составляет ~1,6 м<sup>2</sup> (женщины), ~1,8 м<sup>2</sup> (мужчины). Кожа человека имеет две разновидности: безволосая кожа и волосатая кожа (волосы в разной степени покрывают почти всю поверхность кожи человека). Кожа состоит из трех основных слоев (Рисунок 3.13):

1) Эпидермальных вертикальных столбов клеток, обеспечивающих постепенный рост и замену верхнего слоя кожи, адекватно отвечающих внешним воздействиям окружающей среды и внутренним потребностям организма. Это многослойная поверхностная ткань, способная к ороговению, шелушению и восстановлению. Толщина от 0,04 мм у век до 1,6 мм у подошв и ладоней (которые не подвергаются воздействию в данном случае). Он отделен базальной мембраной от дермы и имеет 5 слоев с различным назначением, первые 3 образованы живыми клетками, а 2 последних – мертвыми.

2) Дерма – состоит из волокнистой соединительной ткани (клеточных элементов и внеклеточного матрикса). Толщина дермы различна: на спине, на бедрах и груди она самая толстая.

3) Подкожно-жировой клетчатки (гиподермы) – слоя кожи человека, который служит для усиления ее прочности, преградой от механических повреждений, потери тепла, придания телу формы. А также в качестве запаса питательных веществ в случае длительных неблагоприятных условий.

На количество жира влияет возраст, образ жизни и здоровье гормональной системы. С анатомической точки зрения гиподерма – это расположенная под кожей поверхностная фасция, которая, как и кожа, покрывает всё тело.

В работе [146] представлен обзор литературы по данному предмету, охватывающий четыре предметные области: (а) структура кожи, (б) перенос теплоты в коже и термическое повреждение, (в) биомеханика и (г) биотермомеханика кожи. Основной акцент сделан на вопросы термического повреждения кожи при нагреве, однако рассмотрена и структура кожи. На основе информации этой работы можно сделать вывод о том, что для рассмотрения ОГКВ кожу можно представить, состоящей из трех слоев. В работе [167] рассмотрены вопросы теплообмена в биологической ткани, в том числе представлено разделение оболочки на слои. Такой подход также согласуется с принятым в данном исследовании.

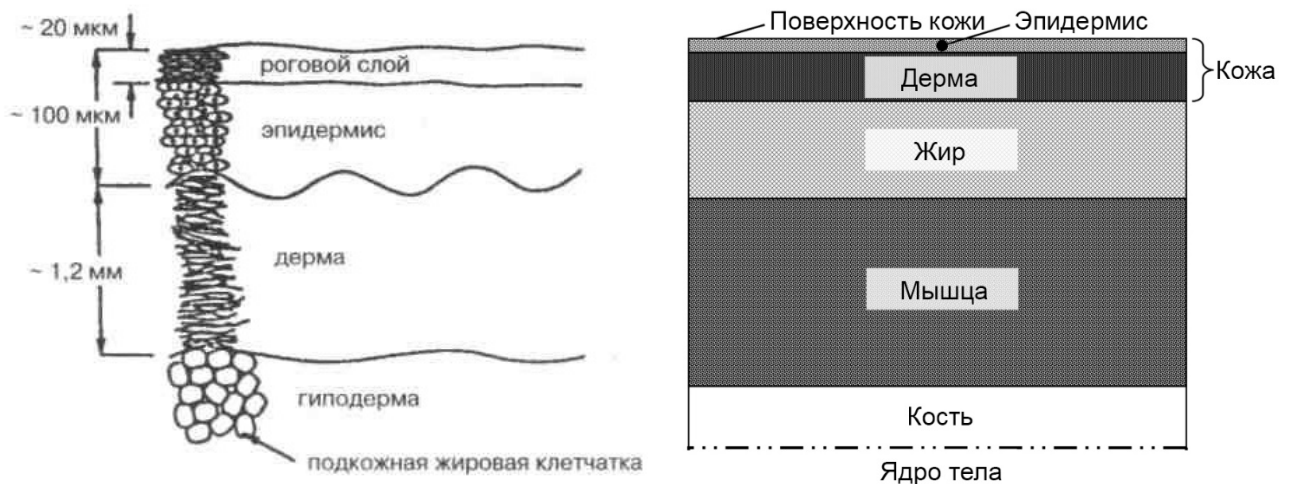


Рисунок 3.13. Типовое соотношение слоев кожи человека [49]

Также необходимо учитывать, что для решения задачи расчета ИУ необходимо проводить масштабирование модели с базовыми размерами для учета объектов охлаждения разного телосложения, а также учитывать другие индивидуальные их особенности. Для этого в модели все размеры параметризованы и могут быть масштабированы.

Основные различия для различных объектов охлаждения для кожи:

1) Разнице в индексе массы тела в  $10 \text{ кг/м}^2$  соответствует: изменение

толщины подкожно-жировой клетчатки на 4 мм, изменение толщины кожи на 0,2 мм [171].

2) Толщина кожи зависит от возраста, цвета кожного покрова, пола, состояния здоровья и локализации. На разных участках тела кожа имеет различную толщину: от 2,12 до 11,57 мм у мужчин и от 2,07 до 10,4 мм у женщин. У пожилых людей и детей кожа тоньше, чем у взрослого человека. У детей первых месяцев жизни средняя толщина кожи составляет 1 мм; в возрасте от 3 до 7 лет – 1–1,5 мм; от 7 до 14 лет – 1,5–2 мм и лишь к 20–25 годам она достигает 3 мм (вместе с подкожно-жировой клетчаткой). Также в работе [166] рассмотрено влияние пола и телосложения на эффект ОГКВ при  $-110^{\circ}\text{C}$ . Полученные данные свидетельствуют о том, что различия, связанные с полом, оказывают влияние на терморегуляторные реакции после ОГКВ. Женщины-участницы испытали более значительное снижение температуры кожи, чем их коллеги-мужчины. Такие же результаты были получены в проведенном экспериментальном исследовании. Исходя из этого был сделан вывод о том, что это происходит из-за влияния слоя подкожно-жировой клетчатки и локального отсутствия волосяного покрова. Поэтому для модели женщины размер слоя скорректирован. В работах [86-87] рассмотрено влияние теплопроводности кожных покровов на тепловое состояние человека при ОГКВ и возрастной фактор при общей газовой криотерапии. Показано, что при одинаковых телосложениях более выраженный холодовый стресс испытывают более молодые люди, так как с уменьшением возраста величина теплового потока отводимого от поверхности кожного покрова возрастает. Что моделирование теплового состояния человека во время ОГКВ необходимо для оценки допустимых (безопасных) температурно-временных экспозиций, а также для разработки методик проведения воздействия, учитывающих возраст и антропometriю. Оно позволило выявить влияние возрастных изменений теплопроводности кожного покрова на тепловое состояние его поверхности. Сделан вывод о том, что иные факторы, даже снижение с возрастом интенсивности основного обмена, не столь весомы. В работе [164]



масштабирование было основано на вариации массы: 70, 80, 90 кг, также было проанализировано влияние индекса массы тела (Рисунок 3.14). Толщину кожного покрова для разных участков, за исключением живот полагали не зависящей от возраста и комплекции. На животе задавали толщину кожи равной 2 мм. Толщину подкожного жирового слоя корректировали таким образом, чтобы относительная массовая доля жира соответствовала формуле Deurenberg [174]:

$$f = 0,01 \cdot [1,2BMI + 0,23Age - 5,24(2g + 1)], \quad (3.1)$$

где  $BMI = M/H^2$  – приведенный индекс массы (масса  $M$  тела выражена в кг, а рост  $H$  — в см),  $Age$  — возраст человека (лет),  $g=1$  в случае мужчины и 0 для женщины.

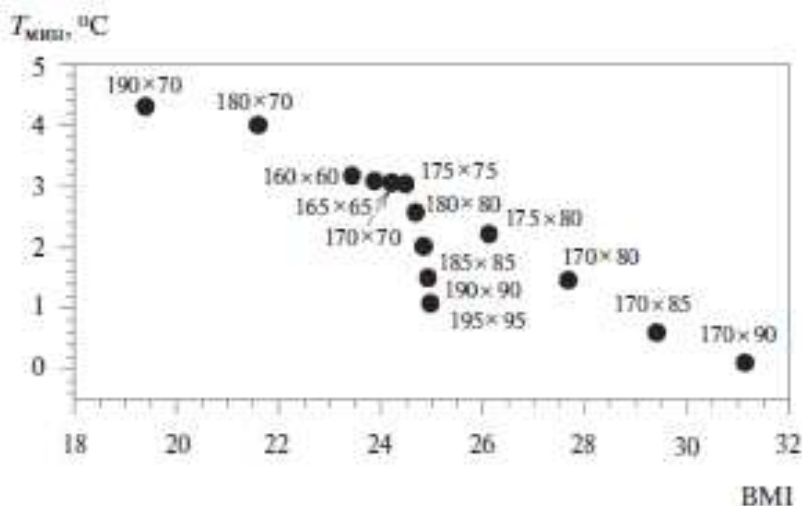


Рисунок 3.14. Влияние индекса массы человека на минимальную температуру кожи [164]

Исходя из описанной выше информации про структуру биологической ткани внутри границ геометрической модели (внутри компарментов) можно сделать следующие выводы:

1) В модели целесообразно выделить 4 слоя. Эпидермис, дерму («кожа»), подкожно-жировая клетчатка («жир»), мышечная ткань («мышцы», остаточная длина до границы теплового ядра).

2) Размеры слоев представлены в Таблице 7. Они усреднены по сравнению с реальными объектами. Толщина кожи и подкожно-жировой клетчатки проверены с помощью измерений на волонтерах.

3) Для модифицирования модели от базовой к иным, предлагается применять подход масштабирования толщин согласно измеренному индексу массы тела, с учетом возраста и пола. Исходя из описанного выше, а также из результатов собственных измерений приняты следующие размеры (Таблица 6).

С точки зрения геометрической модели и внутренней структуры основными принятыми допущениями являются: упрощенная форма, усредненные средние размеры слоев по сравнению с реальными объектами и пренебрежение мышечной работой.

#### **3.2.1.4. Теплофизические свойства биологической ткани**

В основных работах по данной тематике использовались следующие подходы к представлению теплофизических свойств биологических тканей. В работе [106] использованы следующие теплофизические свойства биологических тканей (Таблица 8). Они представляют собой средние значения физических свойств слоев объекта ОГКВ. Указано, что в условиях переменных температур возможны отклонения значений от этих характеристик. На Рисунке 3.15 приведена зависимость коэффициента теплопроводности биологических тканей оболочки тела человека от температуры в интервале от 273,5 до 312 К. Из графика видно, что эта зависимость линейна. Указано, что при ОГКВ существенное переохлаждение претерпевает только кожный покров. В пределах жирового слоя температура изменяется на 10 °С, мышечная ткань практически изотермична. Поэтому сделан вывод о том, что зависимость теплофизических свойств от температуры следует учитывать для эпителия и жировой клетчатки. Также в данной работе был сделан вывод о том, что «малый диапазон изменения температур и высокое влагосодержание покровных тканей позволяют предположить условное постоянство их теплоемкости. В мышечной ткани влагосодержание примерно 80%, соответственно ее удельная теплоемкость составляет 82% от теплоемкости чистой воды. При повышении температуры воды от 0 до 40°С, изменение

удельной теплоемкости составляет менее 1%. С остаточным основанием можно допустить, что для выбранного диапазона температур теплоемкость всех биологических тканей постоянна».

В работах белорусских коллег применены следующие теплофизические свойства (Таблица 9).

Таблица 8.

Теплофизические свойства основных тканей человека [106]

	Плотность, кг/м <sup>3</sup>	Вода, %	Теплоемкость, Дж/кгК	Теплопроводность, Вт/кг
Кожа	1093	72	3600	0,35
Мышцы	1041	80	3458	0,48
Жир	916	20	2250	0,21

Таблица 9.

Теплофизические свойства основных тканей человека [164]

	Плотность, кг/м <sup>3</sup>	Теплоемкость, Дж/кгК	Теплопроводность, Вт/кг
Кожа	1050	3766	0,27
Мышцы	1050	3766	0,42
Жир	850	2509	0,16

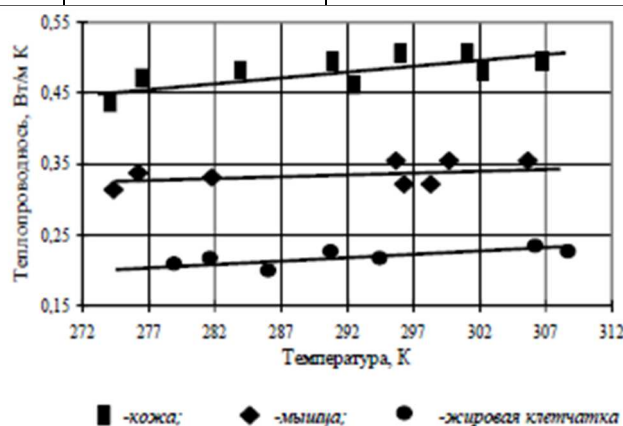


Рисунок 2.15. Используемая в работе [106] зависимость теплопроводности тканей оболочки от температуры

В данной рукописи, основываясь на ряде собственных исследований,

а также на обзоре современных источников теплофизические свойства были уточнены (Таблица 10) [189-196]. В рамках исследований проведены измерения теплоемкости и теплопроводности доступных биологических тканей, результаты которых легли в основу опубликованной работы [192].

Основными принятыми допущениями являются: их осреднение (в действительности наблюдается разброс свойств до 10% ввиду индивидуального влагосодержания) и представление слоев однородными (без учета локальных неоднородностей) и изотропными (анизотропия встречается, например, у поперечнополосатых мышц). Теплопроводность изменяется линейно, плотность и теплоемкость усреднены.

Таблица 10.

ТФС биологических тканей, примененные в данной работе.

№	Слой	Влагосодержание, %	Температура, К	$\rho$ , кг м <sup>-3</sup>	$C_p$ , Дж кг <sup>-1</sup> К <sup>-1</sup>	$k$ , Вт м <sup>-1</sup> К <sup>-1</sup>
1	Эпидермис	10	постоянный	1200	2000	0.20
2	Кожа	68	313	1090	3500	0.39
			273	1085	3400	0.22
3	Жир	23	313	940	2400	0.25
			273	935	2300	0.21
4	Мышцы	76	313	1050	3750	0.54
			273	1045	3650	0.49

Одно твердое тело описывает каждый компартмент и наслоение тепловых свойств, определяемых выражениями, зависящими от координат. В этих выражениях учитывается форма компартмента, смещение его центра и линейные размеры в зависимости от координаты, перпендикулярной плоскости сечения. Математическое описание выражения основано на условном операторе *if*, использующем следующий синтаксис:

$$if(cond\_expr, true\_expr, false\_expr), \quad (3.2)$$

где *Cond\_expr* – логическое выражение, используемое как условный тест; *true\_expr* то математическое выражение, используемое для определения результата, если условный тест верен; *false\_expr* это математическое выражение, используемое для определения результата, если условный тест

неверен.

Например, плотность нижней части ноги:

$$\begin{aligned}
 & \text{if} \left\{ z \leq 0[\text{mm}], \text{if} (x^2 + y^2 < \left( \frac{\text{Aleg01}}{2} - \text{HEpidermis} \right)^2, \right. \\
 & \text{if} \left[ x^2 + y^2 < \left( \frac{\text{Aleg01}}{2} - \text{HLegSkin} \right)^2, \text{if} \left[ x^2 + y^2 < \left( \frac{\text{Aleg01}}{2} - \text{HLegSkin} - \text{HLegFat} \right)^2, (3.3) \right. \right. \\
 & \left. \left. \text{RoMusk}, \text{RoFat}], \text{RoSkin}], \text{RoEpidermis} \right), 0 \left[ \frac{\text{kg}}{\text{m}^3} \right] \right\}
 \end{aligned}$$

В уравнении (3.3) стандартные скобки заменены аналогичными символами для упрощения представления структуры выражения. Важно отметить, что каждый домен имеет свою систему координат, что удобно для записи выражений. В представленном случае начало шнура расположено в центре верхней части. Ось  $z$  параллельна оси, оси  $x$  и  $y$  лежат на боковой поверхности. Линейный размер отсека  $\text{Aleg01}$  и толщины слоев  $\text{HLegSkin}$  и  $\text{HLegFat}$  взяты из Таблицы 6.

### 3.2.1.5. Начальные условия

Начальное распределение температуры подготовлено по аналогии с [106] (Рисунок 3.16), где указано, что начальные условия определяются массивом температуры внутри оболочки объекта ОГКВ в начальный момент времени. Исходя из данных о физиологии человека температура ядра тела составляет 310 К. Температура поверхности объекта меняется в зависимости от интенсивности внешнего отвода теплоты. В общем случае температура поверхности оболочки тела имеет промежуточное значение между температурой окружающей среды и температурой ядра тела.

Начальная температура была установлена в два этапа. В первом она одинакова для всех компартментов и разделена на слои. Для эпидермиса и кожи это 30,5 °С, для жира – 35 °С, а для мышц – 37 °С. Второй шаг – это коррекция. Как из-за задержки в охлаждении газа, так и из-за неопределенности начального распределения температуры внутри биологической ткани для

коррекции динамики изменения температуры во время первой стадии имитируемого воздействия была добавлена стадия предварительной экспозиции в течение 12 секунд. Это позволило уточнить начальное распределение температуры биологической ткани, не усложняя модель.

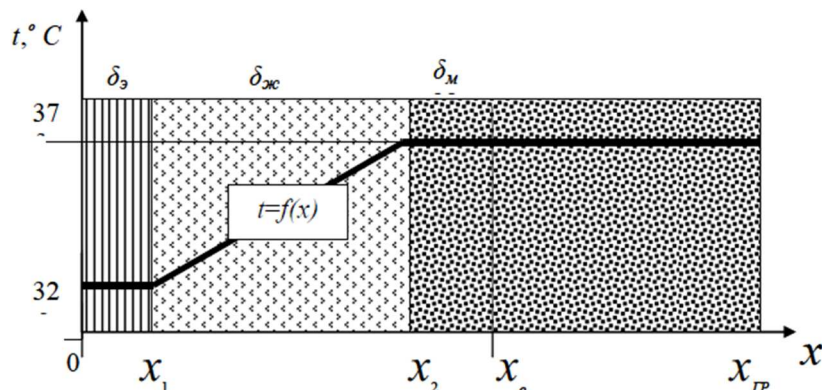


Рисунок 3.16. Начальное распределение температуры в работе [106]

### 3.2.1.6. Граничные условия

- 1) На внутренней границе области биоткани применено граничное условие адиабаты.
- 2) Области под одеждой – также адиабата.
- 3) На внешней границе биоткань ограничена охлаждающим газом, вместо граничного условия третьего рода применяется явное решение задачи сопряженного теплообмена (условие прилипания обтекающего газа).

### 3.2.1.7. Математическая модель объекта охлаждения

В работе [172] рассмотрены основы математического моделирования теплообменных процессов в организме человека. Указано, что математические модели, описывающие тепловые состояния человеческого тела в целом или отдельных его органов, были разработаны в большом количестве работ, начиная с 1940-х годов. С развитием современных вычислительных методов и более подробной физиологической информации, математические модели

стали более усовершенствованными и более сложными. С помощью численных методов могут быть разработаны сложные модели, учитывающие анатомическое строение тела, различные механизмы теплообмена и влияние системы терморегуляции.

Согласно [167] теплопередача в живых тканях представляет собой сложный процесс, поскольку он включает в себя сочетание теплопроводности в тканях, конвекции и перфузии крови и метаболического выделения тепла. В работе проведен обзор уравнений, описывающих выделение теплоты в биологических тканях. За прошедшие годы было разработано несколько математических моделей для описания теплообмена в живых биологических тканях. Эти модели использовались при анализе гипертермии в лечении рака, лазерной хирургии, криохирургии, криоконсервации, задачах нахождения теплового комфорта и т.п. Наиболее широко используемая модель биотеплоты была представлена Пеннесом в 1948 году. Пеннес предложил упрощенную модель, чтобы описать влияние перфузии крови и выделения метаболического тепла в живой ткани. Со времени публикации Пеннеса, эта модель широко использовалась многими исследователями для анализа явлений переноса биотеплоты. А также было предложено большое количество моделей переноса биотеплоты для преодоления недостатков данного уравнения. Эти модели включают модели сплошной среды, которые рассматривают тепловое воздействие всех кровеносных сосудов как глобальный параметр, и сосудистые модели, которые рассматривают тепловое воздействие каждого сосуда в отдельности. В последние годы было разработано несколько моделей биотеплоты, учитывающих механизмы терморегуляции человеческого тела, такие как дрожь, регуляция потоотделения, вазодилатация и вазоконстрикция. Золфагхари (2010) разработал новую модель упрощенного терморегуляторного бионагрева (STB), основанную на сочетании известного уравнения Пенна и модели теплового комфорта Гэджа.

При математическом описании охлаждения часто учитывается только конвективная составляющая тепловыделений. Однако, из-за поглощения,

излучения и рассеяния перенос теплового излучения в организме человека является объемным явлением. Интенсивность в определенном направлении при прохождении через участвующую биологическую ткань, а именно, кровь, кровеносные сосуды и ткани, либо подвергается ослаблению за счет поглощения и рассеяния, либо увеличению за счет излучения и рассеяния от других направлений. Взаимодействие излучения с биологическими средами зависит от оптических свойств тканей и биологических жидкостей, и поэтому учет различных оптических свойств важен для правильного анализа теплообмена в биологической системе.

Используется непрерывная модель, и перфузия, и метаболизм в биологической ткани учитываются вместе как один объемный элемент источника теплоты (11).

Тепловой поток в биоткани [175, 188]:

$$\rho_{Hum} C_{p, Hum} \frac{\partial T_{Hum}}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left( k_{Hum} \frac{\partial T_{Hum}}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( k_{Hum} \frac{\partial T_{Hum}}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( k_{Hum} \frac{\partial T_{Hum}}{\partial z} \right) + q_{Hum}^{BHS} \quad (3.4)$$

Радиационный тепловой поток:

$$q_{Hum}^{Rad} = \varepsilon_{Hum} * \sigma * \left( \bar{T}_{Hum}^{Bond^4} - \bar{T}_{CW}^{Bond^4} \right), \quad (3.5)$$

где  $\varepsilon_{Hum} = 0.98$  [121] и  $\sigma = 5.67 * 10^{-8}$  Вт м<sup>-2</sup> К<sup>4</sup>.

У него есть несколько допущений. Радиационный тепловой поток считается средним для всего человека. Для упрощения расчета метод Монте-Карло не используется. В этом случае он взаимодействует только с боковыми стенками ИУ, а тепловой поток от стенок к человеку имеет противоположное направление и пропорционален соотношению площадей поверхностей.

$$q_{CW}^{Rad} = -\varepsilon_{CW} * q_{Hum}^{Rad} * \left( \frac{BondArea_{Hum}}{BondArea_{CW}/6} \right) * h_{CW, Hum}, \quad (3.6)$$

где  $\varepsilon_{CW} = 0.93$  [143].

Коэффициент  $h_{CW, Hum}$  учитывает относительное положение человека и стенок. Он рассчитывается с использованием эмпирических выражений, обеспечивающих больший тепловой поток к стенкам, расположенным напротив человека, и меньший к стенкам, расположенным под углом к человеку. Для стенок, расположенных напротив человека, этот коэффициент равен 0,182,



для боковых стенок, расположенных под углом, коэффициент был рассчитан равным 0,159, для пола и верха этот коэффициент был принят равным нулю. ИУ представляет собой шестиугольник, поэтому  $V_{Hum\ Compartment}$  разделен на шесть частей [142].

$$q_{Hum}^{BHS}(T, \tau, x, y, z) = \sum q_{Hum_i}^{BHS} = \frac{Q_{Hum\ Compartment}^{MAX}}{V_{Hum\ Compartment}} * F(\tau) * F(T_i), \quad (3.7)$$

где  $T_i$  вычисляет решатель ANSYS CFX для каждого элемента сетки отдельно и  $V_{Hum\ Compartment}$  для каждого компартмента:

Таблица 11.

Составляющие источникового члена

	$Q_{Hum\ Compartment}^{MAX}$ Вт							
	Грудь	Живот	Рука	Нога				
Модель 1	1100	580	350	800				
Модель 2	960	800	480	1600				
Модель 3	1270	1050	630	1600				
	$F(\tau)$							
$F(\tau)$	0	0.05	0.1	0.25	0.5	0.85	0.95	1
$\tau$ , сек	0	25	40	55	65	70	75	80
	$F(T_i)$							
$F(T_i)$	0	1	0,7	0				
$T_i$ , °C	32	20	7	0				

Известно, что при ОГКВ повышается теплота перфузии и метаболизма по сравнению с нормальными условиями [155]. Например, наблюдается гиперемия. Однако точные данные об этом отсутствуют. Поэтому тепловой поток перфузии и метаболизма крови представлен как один исходный член (уравнение (3.7)) и модель адаптирована к полученным экспериментальным данным (Таблица 11, Рисунок 3.22). Уравнение (3.7) является общим для всех компартментов и состоит из трех составляющих. Во-первых, это максимальное генерируемый тепловой поток  $Q_{Hum\ Compartment}^{MAX}$ . Второй – экспериментально полученный временной лаг из-за реакции человека на охлаждение (Рисунок 3.22б). Третий – кусочно-линейная температурная коррекция

максимального генерируемого потока теплоты, которая рассчитывается отдельно в каждом элементе сетки.

### 3.2.2. Исполнительное устройство

Физическая модель стенок аппарата ИУ детально соответствует ИУ, сконструированному для проведения серии экспериментов. Это шестигранник с внешней стороной 560 мм и высотой 1600 мм. Диаметр круга сверху – 600 мм. Вход и выход газа расположены на стандартном уровне каналов подачи БО установок типа «КАЭКТ-01». Площадка входа газа – 45 см<sup>2</sup>, выхода на рециркуляцию – 48 см<sup>2</sup>. Во время воздействия холодная азотно-воздушная смесь до плеч окружает человека. Внутренний объем заполнен охлаждающим газом и составляет 1,15 м<sup>3</sup>. Он состоит из трех частей: верхней (фанера), нижней (теплоизоляция толщиной, подобранной для каждой модели человека так, чтобы голова модели располагалась над расчетной площадкой) и стенок (состоит из трех слоев: утеплителя, фанеры и слоя воздух между ними, конвекцией которого пренебрежено). Компоненты этих деталей имеют следующие размеры и свойства. А именно, каркас ИУ выполнен из ламинированной фанеры с высокой влагостойкостью, покрытой фенольной пленкой, толщиной 9 мм. Затем идет воздушная прослойка в 4 мм. Далее находится теплоизоляция (пенополистирол) толщиной 30 мм.

Заданы следующие граничные условия:

- 1) Сверху температура 25 °С и коэффициент теплопередачи 10 Вт/м<sup>2</sup>/К [141].
- 2) Защитный экран сверху адиабатический.
- 3) Боковые стенки 25 °С и коэффициент теплопередачи 8 Вт/м<sup>2</sup>/К [141].
- 4) Дно (изоляция) 25 °С (получено в эксперименте).
- 5) Поверхность раздела охлаждающий газ-стенка – тепловой поток по уравнению.

Допущения: начальная температура стенок изменяется линейно

от температуры окружающей среды на внешней поверхности до 5 °С на внутренней поверхности (получена в эксперименте), на дне изменяется от 5 °С на внутренней поверхности до температуры окружающей среды. температура на расстоянии 42 мм от внешней поверхности (получена в эксперименте); для обеспечения корректного перехода свойств между слоями использовалась уточненная сетка в области перехода.

Теплообмен в ИУ описывается уравнением:

$$\rho_{cW} C_{p,cW} \frac{\partial T_{cW}}{\partial t} = \frac{\partial}{\partial x} \left( k_{cW} \frac{\partial T_{cW}}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( k_{cW} \frac{\partial T_{cW}}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( k_{cW} \frac{\partial T_{cW}}{\partial z} \right) \quad (3.8)$$

Для сравнения результатов моделирования ОГКВ с условиями охлаждения ИУ с закрытым верхом был проведен дополнительный расчет при температуре -110 °С (один и два человека в камере) и -140 °С [59]. В качестве области текучей среды использовался куб со стороной 2,1 м. Стенки ИУ были адиабатическими. Предполагалось, что вентилятор теплообменника выключен. Остальные настройки были прежними.

### 3.2.3. Блок охлаждения (домен текучей среды)

Моделируемый БО детально соответствует блоку охлаждения, использованному для проведения серии экспериментов. Он построен по стандартной для азотных установок ОГКВ с индивидуальным ИУ схеме. Основной контур включает в себя контактный теплообменный аппарат (парогенератор), вентилятор и проточную часть (Рисунки 3.17-3.18). Линия подачи жидкого азота использует вентилятор, чтобы периодически выталкивать жидкий азот из сосуда Дьюара в теплообменный аппарат. Массовый баланс разомкнутого контура следующий. Входит: криоагент (жидкий азот расходом от 13 до 33 г/сек). Выходит: газ через верхнюю открытую границу ИУ (выход избыточного количества газа). Основные составляющие энергетического баланса следующие. Выходит из системы теплота, подведенная к хладагенту. Входят: теплота от объекта (конвекционная,

лучистая), теплоприток в БО (как его захлаживание, так и от окружающей среды), теплоприток в ИУ (как захлаживание, так и от окружающей среды), теплота вентилятора и недогретый избыточный газ из ИУ.

В явном виде БО в расчете не задействован, т.к. это значительно его усложняет, не влияя на точность моделирования. Он представлен в виде двух граничных условий – вход и выход охлаждающего газа. Были использованы экспериментально полученные данные о расходе и температуре охлаждающего газа во время ОГКВ (Рисунок 3.19). БО регулируется по двухпозиционному закону. Когда температура на входе в ИУ достигает  $-190\text{ }^{\circ}\text{C}$ , расход смеси составляет  $0,03\text{ кг/с}$ . Температура газа на входе постепенно увеличивается. При нагреве газа до  $-160\text{ }^{\circ}\text{C}$  расход газа увеличивается до  $0,06\text{ кг/с}$ . При базовом расходе потока ( $0,03\text{ кг/с}$ ) скорость газа на входе составляет около  $2,7\text{ м/с}$  ( $45\text{ см}^2$ ), скорость на выходе –  $2,5\text{ м/с}$  ( $48\text{ см}^2$ ). Этот способ подачи вызван конструктивными особенностями БО, который содержит парогенератор с периодическим заполнением жидким азотом. Необходимо отметить, что БО данного типа нуждаются в настройке, чтобы подавать охлаждающий газ при стандартных условиях, сообщаемых производителем.

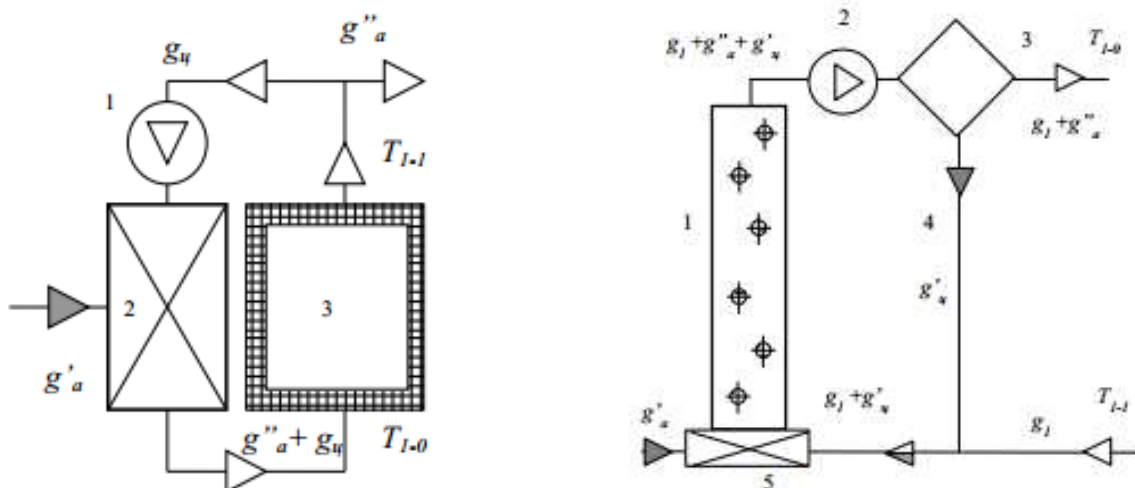


Рисунок 3.17. Схема типового БО [106]: а – одноместное криотерапевтическое устройство с циркуляционной системой охлаждения, б – схема движения материальных потоков в контактной системе криостатирования

Рассчитываемый домен текучей среды строго соответствует условиям эксперимента: (1) входной и выходной каналы газа имеют одинаковые размеры и положение; 2 – граница отверстия – круг диаметром 600 мм вверху при температуре окружающего воздуха 25 °С; 3) начальная температура газа 25 °С; (4) входные граничные условия представлены на Рисунке 3.19; (5) начальное давление газа 1 бар; (6) учитывается гравитация (вдоль вертикальной оси ИУ). Допущения: (1) не учитываются незначительные пульсации подачи газа; (2) для упрощения моделирования использовались свойства воздуха, описываемые уравнением состояния идеального газа (Таблица 12), (3) газ (включая ледяной туман) не участвует в радиационном теплообмене.

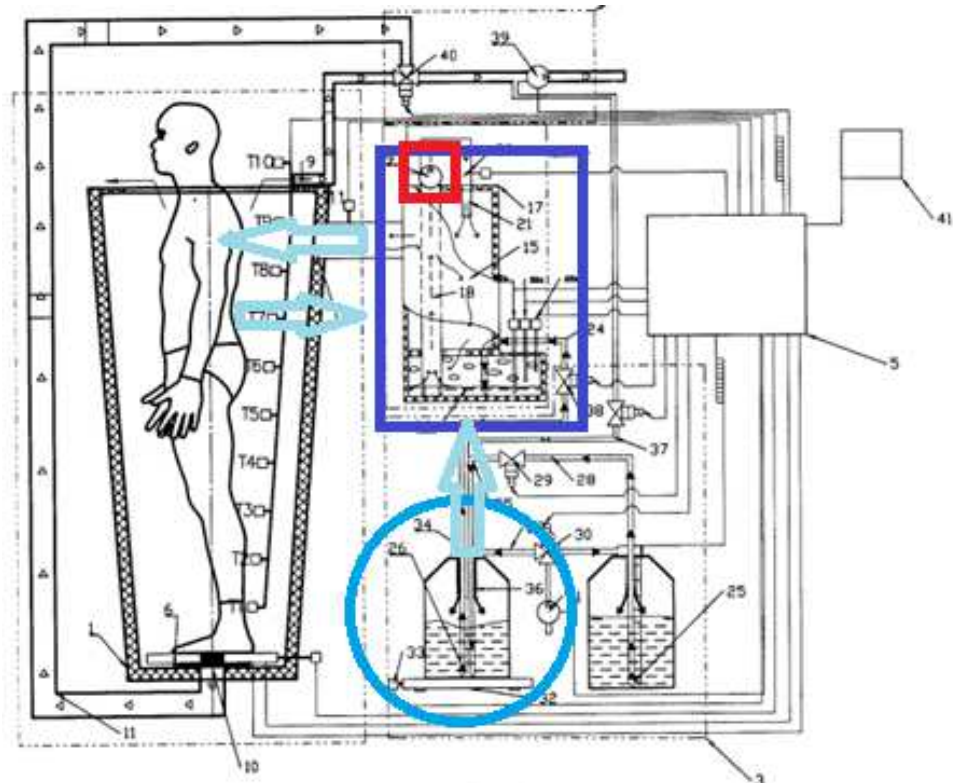


Рисунок 3.18. Схема типового БО [211]: жидкость поступает из сосуда Дьюара в парогенератор, где вентилятором подается в ИУ, также показан обратный поток газа

Теплоперенос и конвективный массоперенос в области газа описываются уравнениями (3.9)-(3.13) [144].

Уравнение неразрывности:

$$\frac{\partial u_x}{\partial x} + \frac{\partial u_y}{\partial y} + \frac{\partial u_z}{\partial z} = 0 \quad (3.9)$$

Теплофизические свойства стенок и газа

		Воздух	Фанера	Теплоизоляция
Молярная масса ( $\mu$ )	кг кмоль <sup>-1</sup>	29	-	-
Плотность ( $\rho$ )	кг м <sup>-3</sup>	$(\mu \cdot P) / (R \cdot T)$	600	30
Теплоемкость ( $C_p$ )	Дж кг <sup>-1</sup> К <sup>-1</sup>	1004.4	2500	1650
Теплопроводность ( $k$ )	Вт м <sup>-1</sup> К <sup>-1</sup>	0.0261	линейно: от 0.120 (25 °С) до 0.100 (-190 °С)	линейно: от 0.035 (25 °С) до 0.110 (-190 °С)

Уравнения Навье-Стокса:

$$\frac{\partial u_x}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_x}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_x}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_x}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial x} + \nu \left( \frac{\partial^2 u_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_x}{\partial z^2} \right) \quad (3.10)$$

$$\frac{\partial u_y}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_y}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_y}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_y}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial y} + \nu \left( \frac{\partial^2 u_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_y}{\partial z^2} \right) + g_y \quad (3.11)$$

$$\frac{\partial u_z}{\partial t} + u_x \frac{\partial u_z}{\partial x} + u_y \frac{\partial u_z}{\partial y} + u_z \frac{\partial u_z}{\partial z} = -\frac{1}{\rho} \frac{\partial P}{\partial z} + \nu \left( \frac{\partial^2 u_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 u_z}{\partial z^2} \right) \quad (3.12)$$

Уравнение энергии для текучей среды:

$$\rho_f C_{p,f} \left( \frac{\partial T_f}{\partial t} + u_x \frac{\partial T_f}{\partial x} + u_y \frac{\partial T_f}{\partial y} + u_z \frac{\partial T_f}{\partial z} \right) = \frac{\partial}{\partial x} \left( k_f \frac{\partial T_f}{\partial x} \right) + \frac{\partial}{\partial y} \left( k_f \frac{\partial T_f}{\partial y} \right) + \frac{\partial}{\partial z} \left( k_f \frac{\partial T_f}{\partial z} \right) \quad (3.13)$$

Система уравнений конвективного теплообмена (3.1) – (3.5) описывает тепловое воздействие потока охлаждающего газа на биологическую ткань и определяет процесс теплоотдачи с ее поверхности.

На контактных поверхностях газа со стенками ИУ и человеком создавались теплообменные поверхности жидкость-твердое тело. Использовались соединения General Grid Interface (GGI), в которых сетка по обе стороны от двух соединяемых поверхностей не совпадала. В общем, соединения GGI допускают несоответствие местоположения узла, типа элемента, протяженности поверхности, формы поверхности и даже несовпадение физики потока через соединение. Уравнения баланса в области интерфейса генерируются для переменных интерфейса на основе потоков, вводимых с обеих сторон интерфейса. Эти уравнения контрольной поверхности

(в отличие от уравнений контрольного объема) обеспечивают баланс поверхностных потоков на заданной площади поверхности. Со стороны воздушной области интерфейсы имеют условие прилипания газа к стенке:

$$u_{bond}(x, y, z, t) = 0 \quad (3.10)$$

Чтобы учесть градиенты зависимых переменных и вязкие эффекты на транспортные процессы использована модель турбулентности SST (перенос напряжения сдвига, Shear Stress Transport turbulence) [136, 138], являющаяся комбинацией моделей k-ε (для зон, удаленных от твердых поверхностей) и k-ω (для зон, близких к твердым поверхностям). С помощью функции смешивания, то есть единицы вблизи твердых поверхностей и нуля во внешней части и для свободных сдвиговых потоков, она активирует модель Уилкокса в пристеночной области и модель k-ε для остальной части потока. При таком подходе можно использовать пристенные характеристики модели Уилкокса без потенциальных ошибок, возникающих из-за чувствительности этой модели к свободному потоку и пониженной точности модели k-ε в пристеночных областях. Она рекомендована для класса задач, в который входит решаемая. Кроме того, в рассматриваемой задаче безразмерная величина YPlus, связанная с размером ячейки на поверхности контакта твердого и текучего доменов и скорости течения жидкости в этой ячейке (чем больше скорость, тем она выше), меняется от небольших значений на поверхности объекта до больших значений на поверхности стенки изоляции у входа. Данная модель позволяет адекватно решать такие переходы. Турбулентное число Прандтля изменено со стандартных 0,9 на 0,7, что больше подходит для воздуха.

Граничные условия представлены на Рисунке 3.19 и Таблице 13.

### **3.3. Разработка и верификация компьютерной программы расчета**

#### **3.3.1. Компьютерная программа**

В работе использован ANSYS CFX 2020R1. Данный программный

комплекс способен рассчитывать теплообмен с граничными и начальными условиями разработанной физической модели, задавать теплофизические свойства необходимыми выражениями (уравнениями и точками). Модуль CFX относится к решению задач вычислительной гидродинамики (CFD от англ. computational fluid dynamics) — подраздела механики сплошных сред, включающего совокупность физических, математических и численных методов, предназначенных для вычисления характеристик потоковых процессов. Математический аппарат универсальной программной системы конечно-элементного анализа включает в себя предложенную математическую модель в качестве частного случая в полном объеме. А именно, он включает в себя дифференциальные уравнения конвективного теплообмена в газе, уравнения кондуктивного теплообмена в объекте охлаждения и ИУ, а также радиационного теплообмена между стенками объекта охлаждения и ИУ. Программное обеспечение ANSYS применялось для решения подобных задач [75].

Расчетная область была построена с использованием программного обеспечения ANSYS Workbench Meshing, учитывая, что Ansys CFX поддерживает произвольные топологии сетки (шестигранные, тетраэдрические, клиновые и пирамидальные элементы). Размеры элементов стеновой области ИУ составляли не более 1 мм, области человека – не более 2 мм (гексаэдрическая, тетраэдрическая форма), газа – не более 5 мм. Общее количество элементов составляло от 19 до 26 миллионов (для разных моделей человека). Критерии построения сетки одинаковы для трех моделей человека. Увеличение количества элементов происходит за счет увеличения объема домена газа и домена человека. На всех сплошных доменах была построена структурированная сетка (Рисунок 3.19). Это относится к оптимальному расположению элементов в доменах. Например, в случае человека таким расположением является структурирование сетки по градиенту изменения свойств. В случае газа структурирование происходит вблизи поверхностей. Затем структурируется общая расчетная сетка, хотя по обе стороны от контакта



человека с воздухом структурирование происходит по разным законам. Из-за этого сетки двух сторон интерфейса (со стороны воздуха и со стороны человека) не совпадают друг с другом. Модель GGI позволяет рассчитывать такие интерфейсы с приемлемой точностью. Предложенная сетка обеспечивала значение  $Y^+_{\text{Plus}}$  на интерфейсе меньше двух. Были подготовлены пристеночные слои. Для отсеков человека применялась функция Number of Divisions (нога устанавливалась на значение 200 по внешней и внутренней базисным линиям, для рук — 100, для туловища — 400). Условие инфляции применялось с разным количеством слоев на наиболее значимых поверхностях. Например, поверхности человеческих отсеков, соприкасающиеся с воздухом, имеют 25 слоев.

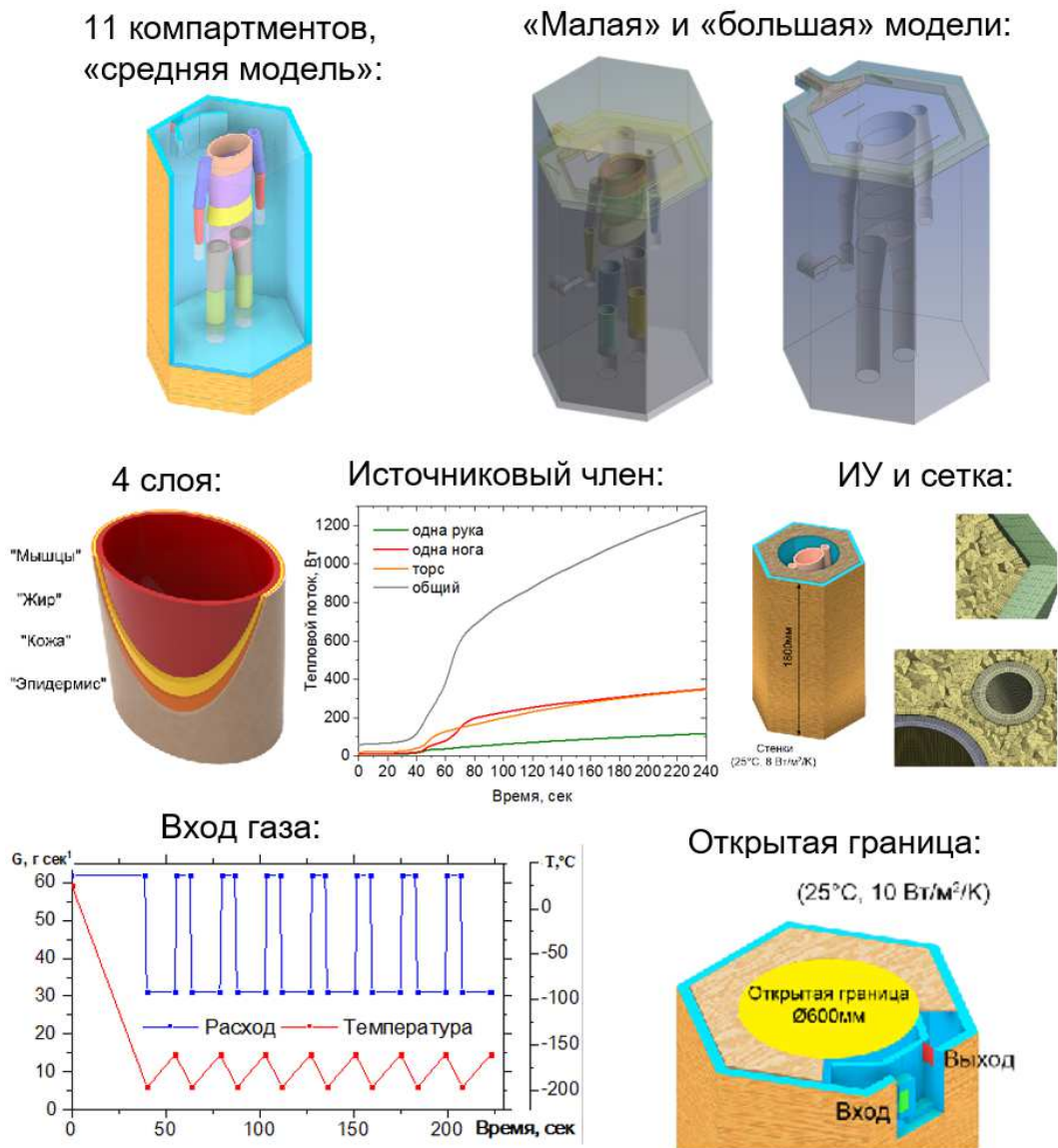


Рисунок 3.19. Особенности моделей

Трехмерная сетка состоит из гексаэдральных и тетраэдрических элементов. Неструктурированная сетка учащается вблизи поверхности тел, где необходимо высокое разрешение пограничного слоя и более грубое в отдалении от него. Поверхностная сетка модели человека и призматические элементы, сформированные вблизи поверхности структурированы. Для оставшейся сетки объема газа был выбран набор различных топологий, чтобы наилучшим образом подобрать соответствующий объем, что привело к применению гибридной сетки.

Использовался метод конечных объемов, так как для дискретизации уравнений Навье-Стокса этот метод удовлетворяет требованиям закона сохранения, обеспечивая локальное хранение контрольных объемов, построенных вокруг каждой вершины или узла сетки. Применяется адаптивное количество итераций на расчетный временной шаг (0,2 с), что обеспечивает оптимизацию машинного времени. Все расчеты проводились до тех пор, пока среднеквадратичное значение (RMS) остаточных значений для всех значений не стало ниже  $10^{-5}$ . Расчеты, представленные в этой работе, используют схему адвекции с высоким разрешением. В настройках решателя установлена двойная точность. Расчеты были распараллелены с использованием двух процессоров Intel Xeon Gold 6246 3,3 ГГц и 256 ГБ оперативной памяти.

При использовании универсальных программных комплексов необходимо учитывать, что уточнение сетки, граничные условия, детализированная цифровая модель человека и представление местоположения - все это может существенно повлиять на результаты CFD расчета. Для рассматриваемого класса задач это было показано в работе [136], в которой рассмотрены вопросы погрешности расчета методом CFD воздушного потока и теплообмена вокруг тела человека. А именно показано, что турбулентное моделирование без учета потока вблизи стенки в дополнение к пространственным ошибкам дискретизации, таким как количество элементов сетки и ее слоев, рассматриваемых вблизи твердых поверхностей, могут привести к значительным различиям между результатами расчетов CFD.

В Таблице 13 представлены граничные условия.

Таблица 13.

## Граничные условия

	стенка	Детали граничного условия
<b>“Текучая среда“</b>	Вход	Массовый расход и температура от времени (полученные в эксперименте)
	Выход	Скорость (2,5 м/сек, получено в эксперименте)
	Открытая граница	Граничное условие (CFX), позволяющее жидкости пересекать граничную поверхность в любом направлении. Температура окружающей среды 25 °С.
<b>“Стенка“ (ИУ)</b>	Верх (газ)	Температура 25°С и коэффициент теплоотдачи 10 Вт/м <sup>2</sup> /К [141]
	Верх (стенка)	Адиабата
	Боковые стенки	Температура 25 °С и коэффициент теплоотдачи 8 Вт/м <sup>2</sup> /К [141]
	Низ (изоляция)	Температура 25 °С (получена в эксперименте)
	Газ-станка	Тепловой поток по уравнению
<b>“Человек“</b>	Внутренняя поверхность	Адиабата
	Одежда	Адиабата
	Газ-человек	Тепловой поток по уравнению

Проведенный анализ также показал, что такие модели могут достичь хорошего соответствия с экспериментальными данными, если используются соответствующие параметры. В отдельных изученных случаях интегрированные тепловые потоки для соответствующих частей тела показали хорошее соответствие с экспериментальными данными со средними относительными погрешностями порядка 7% и стандартными отклонениями около 4%. Такие характеристики позволяют с большой точностью прогнозировать локальные параметры комфорта для разных частей тела. Все эти рекомендации были учтены при постановке серии расчетов.

### 3.3.2. Верификация компьютерной программы расчета

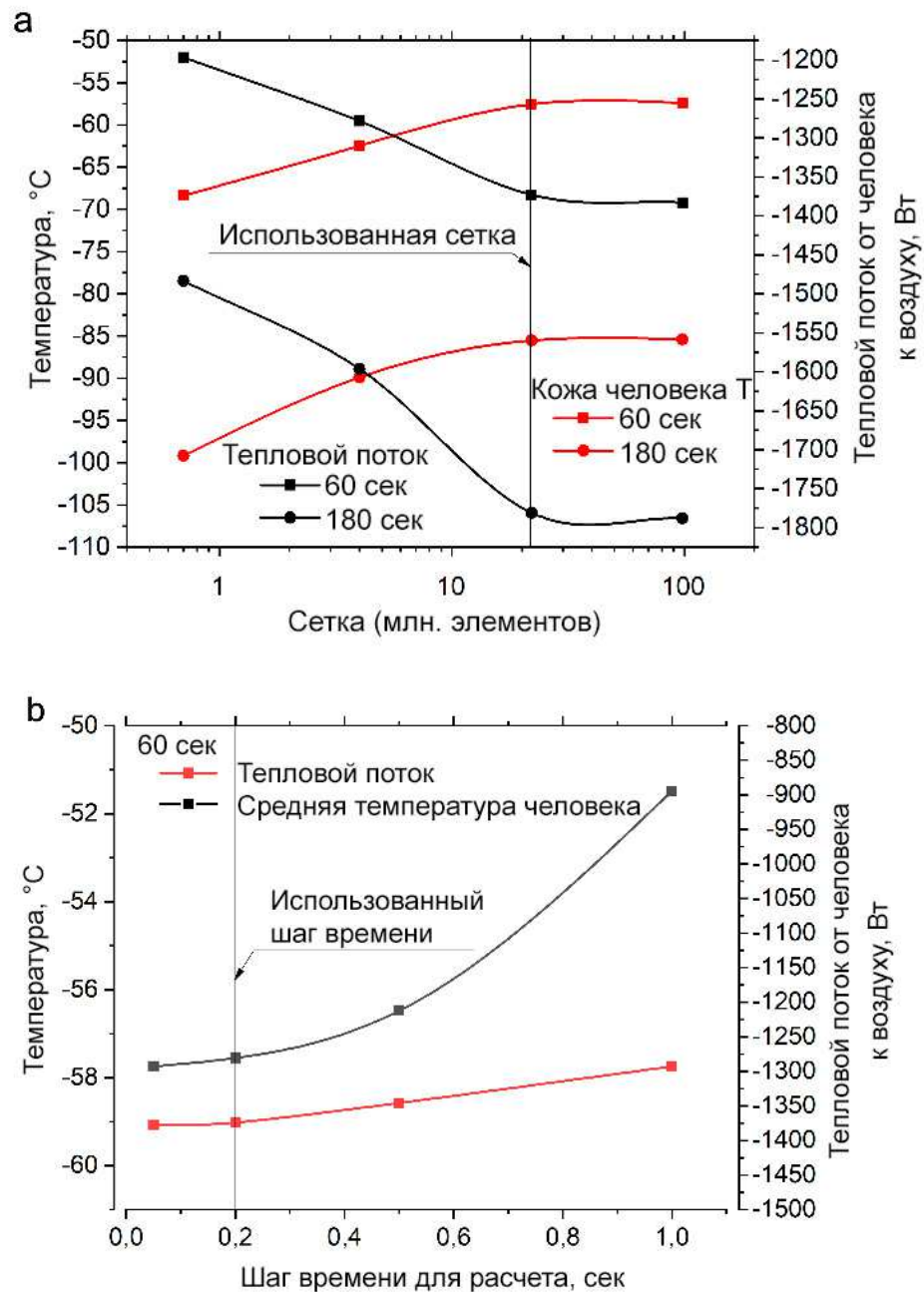


Рисунок 3.20. Результаты теста сетки (а) и теста шага расчета по времени (б)

На первом этапе было исследовано качество сетки. Был проведен тест зависимости от размеров элементов. Протестировано 5 сеток с общим количеством элементов от 0,7 млн до 98 млн (Рисунок 3.20). Для анализа использованы суммарный тепловой поток через границу раздела человек-охлаждающий газ и средняя температура воздуха на выходе из ИУ. Сравнение

проводилось на 60 и 180 сек процедуры. Из графика видно, что результаты расчетов для используемой сетки (22 млн элементов для модели 1) незначительно отличаются от расчетов с сеткой из 98 млн элементов.

Был проведен независимый тест шага расчета по времени. Для сравнения результатов те же критерии использовались в независимом от сетки тесте. Как видно из графика, наиболее оптимальным шагом с точки зрения соотношения результата и затраченного вычислительного времени является шаг 0,2 сек.

Далее была проведена верификация динамики изменения температуры газа (домен текучей среды). На Рисунке 3.21 показана температура газа, полученная при имитации воздействия и экспериментально полученная без (одна группа контрольных точек) и с учетом (две группы контрольных точек) тепловой нагрузки человека. Показаны примеры экспериментально полученных диапазонов температур для одного волонтера (ИМТ 22,8 кг/м<sup>2</sup>) и смоделированные точки, соответствующие датчикам. Результаты моделирования отстают от эксперимента до 40 секунд. Далее динамика температуры совпадает с разницей до 3 К. Следует отметить, что из-за большей температурной инерции датчика экспериментально полученные линии получают более плавными. Результаты моделирования для двух других измерений человека показали такую же динамику температуры. На основании этого сделан вывод о достаточном соответствии модели оборудования ОГКВ (криовоздействия) реальным условиям воздействия.

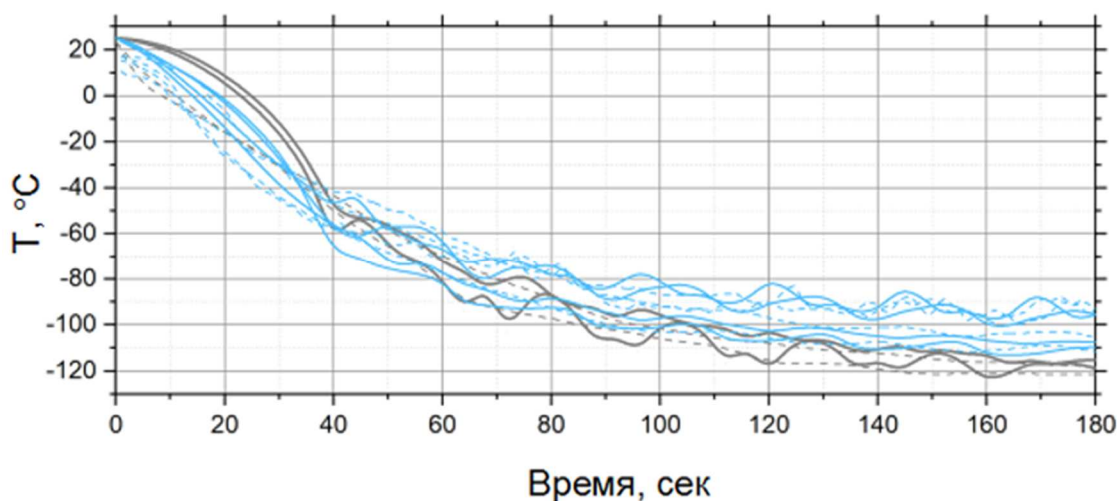


Рисунок 3.21. Сравнение смоделированной и экспериментально полученной

### температуры газа

Далее была проведена верификация динамики изменения температуры объекта охлаждения в применяемых условиях окружающей среды. Модель человека показала себя адекватной в части источникового члена теплоты перфузии и метаболизма («нефизичного» нагрева не было).

Далее параметрическая модель человека была верифицирована с использованием экспериментально полученных средних температур кожи ног и туловища для трех случаев (Рисунок 3.22а). В этой модели биотеплота рассматривается отдельно с точки зрения способности проводить и генерировать тепловой поток. Способность проводить тепловой поток ограничена ранее изученными тепловыми свойствами и типичными размерами слоя. Тепловой поток перфузии и метаболизма крови (Рисунок 3.22б) оценивался на основе эксперимента, поскольку данные о динамике теплогенерации и регуляции кровотока в данном конкретном случае охлаждения всего тела отсутствуют. Следует отметить, что в ней содержится как теплота обмена веществ, так и теплота охлаждения кровотока, и теплота охлаждения ядра тела потоком крови. Для демонстрации влияния этого элемента источника на температуру кожи приведен случай расчета Модели 1 без тепловыделения.

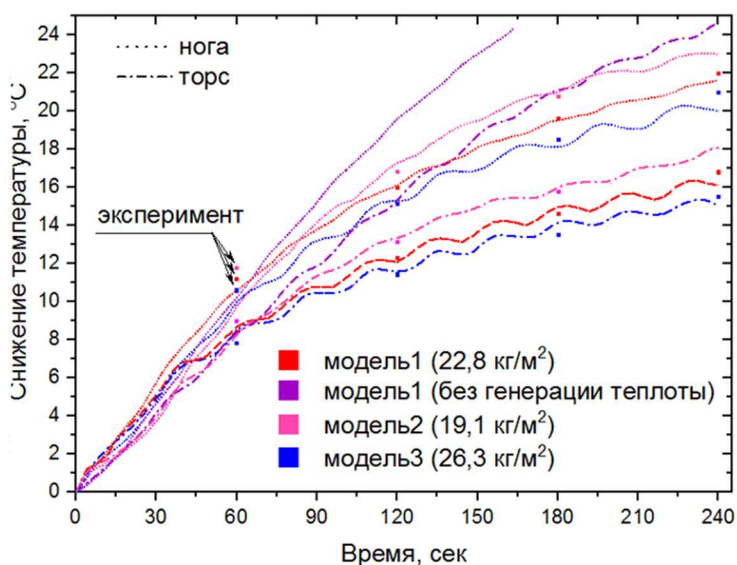


Рисунок 3.22. Верификация параметрической модели человека: а – расчетное и

экспериментально полученное среднее падение температуры  
кожи

Результаты моделирования показали отставание при высокой скорости изменения температуры кожи и газа в течение первой минуты воздействия из-за неопределенности начального распределения температуры внутри биологической ткани. Следовательно, разработанная модель адекватна для анализа экспозиций, превышающих этот период охлаждения газа, когда скорость охлаждения поверхности ниже. После периода охлаждения температурная кинетика моделирования и эксперимента имеет разницу не более 1 К, имеющую тенденцию к ее уменьшению с увеличением продолжительности. На основании этого сделан вывод о том, что данная параметрическая модель человека в достаточной степени соответствует реальным условиям ОГКВ и адекватна для анализа усредненных температур и биотепловых потоков при данном воздействии.

Сравнивая соответствие результатов эксперимента с данными расчета, можно заключить, что, величина расхождения не превышает 1 К. По результатам проверки модели можно рассматривать среднюю температуру и тепловой поток для каждого компартмента.

### **3.4. Исследование тепломассобмена в ИУ типа «криобассейн» в нерегулируемом режиме ОГКВ**

#### **3.4.1. Температура и скорость газа**

На Рисунках 3.23-3.31 показаны смоделированные поля температуры и скорости газа на 180-й секунде. В этот момент влияние теплопритока от стен ИУ уже минимально, а газовый поток стабилен. Рядом с человеком нагретый газ поднимается вверх и замедляется, расширяясь. Температура подводимого к человеку газа оценивается в среднем -100...-110 °С. Охлаждающий газ на расстоянии 1 см от кожи живота -80...-90 °С. Это согласуется с данными,

полученными в эксперименте. Скорость газа неоднородна. Вблизи патрубков при большем входном массовом расходе средняя скорость составляет 0,6 м/с (местами до 1,2 м/с). При меньшем – от 0,2 до 0,3 м/с. Восходящий поток замедляет охлаждение и при большей скорости потока скорость газа выше в области живота, при более низкой - выше в задней части (до 0,8 м/с). Эксперимент показал локальное снижение скорости охлаждения из-за наличия волос. У модели нет волос. Следовательно, скорость по поверхности покрытой волосами кожи ниже, чем в полученных результатах. Результаты моделирования для двух других моделей человека показали такое же распределение. Чем выше тепловая нагрузка, тем медленнее и теплее газ. Следует отметить, что в ИУ другой формы или при других настройках установки локальная температура и скорость могут отличаться.

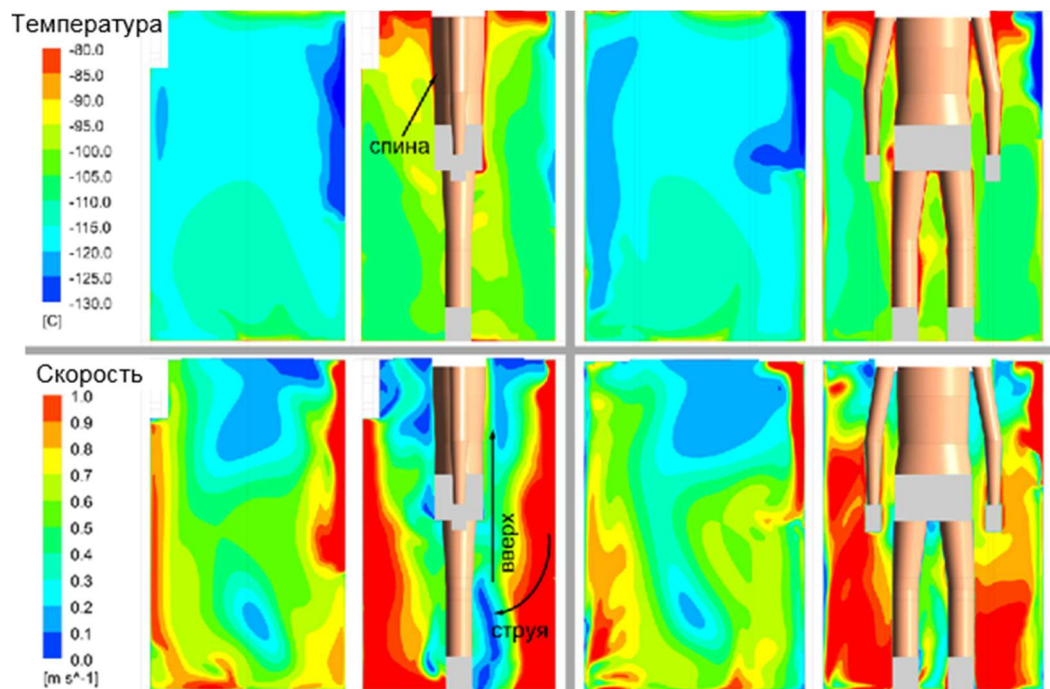


Рисунок 3.23. Температура и скорость газа на 180 секунде расчета (Модель №1)



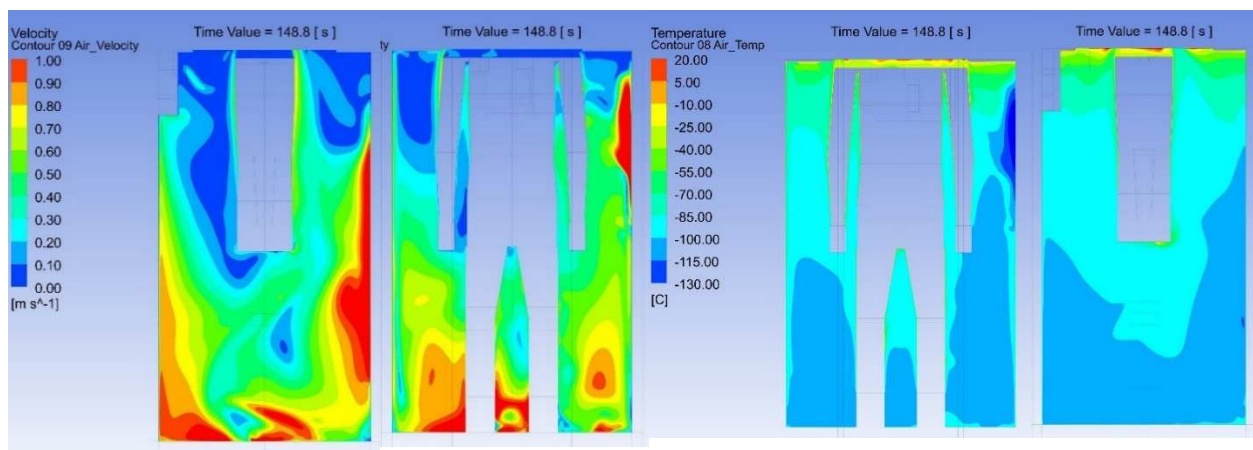


Рисунок 3.24. Температура и скорость газа на 180 секунде расчета (Модель №3)

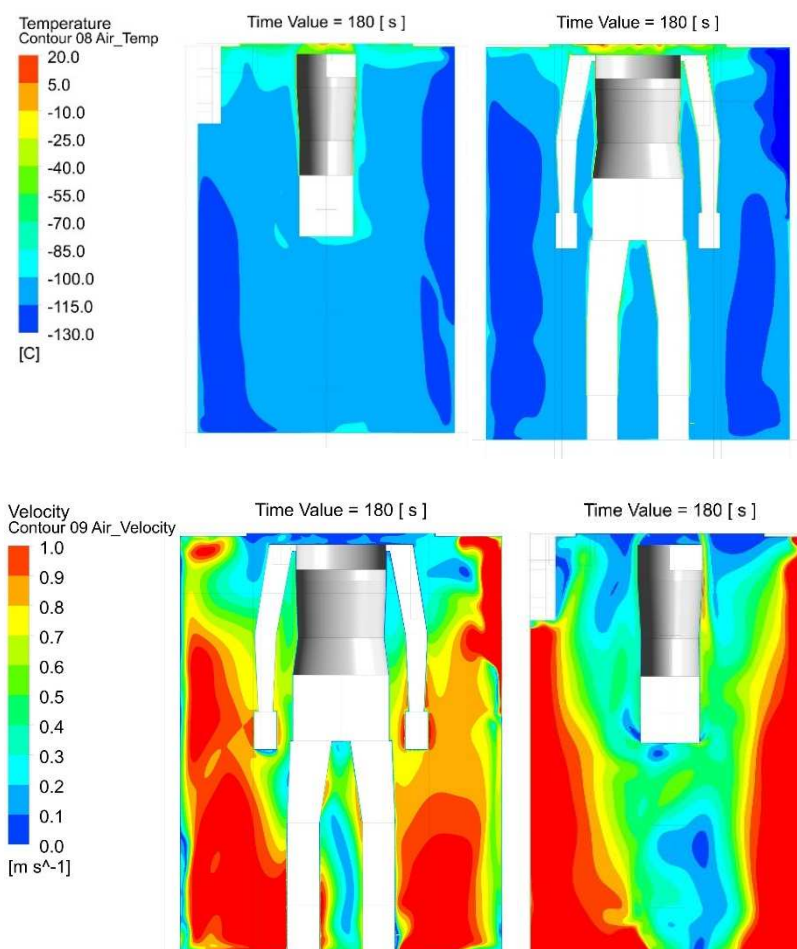


Рисунок 3.25. Температура и скорость газа на 180 секунде расчета (Модель №2)

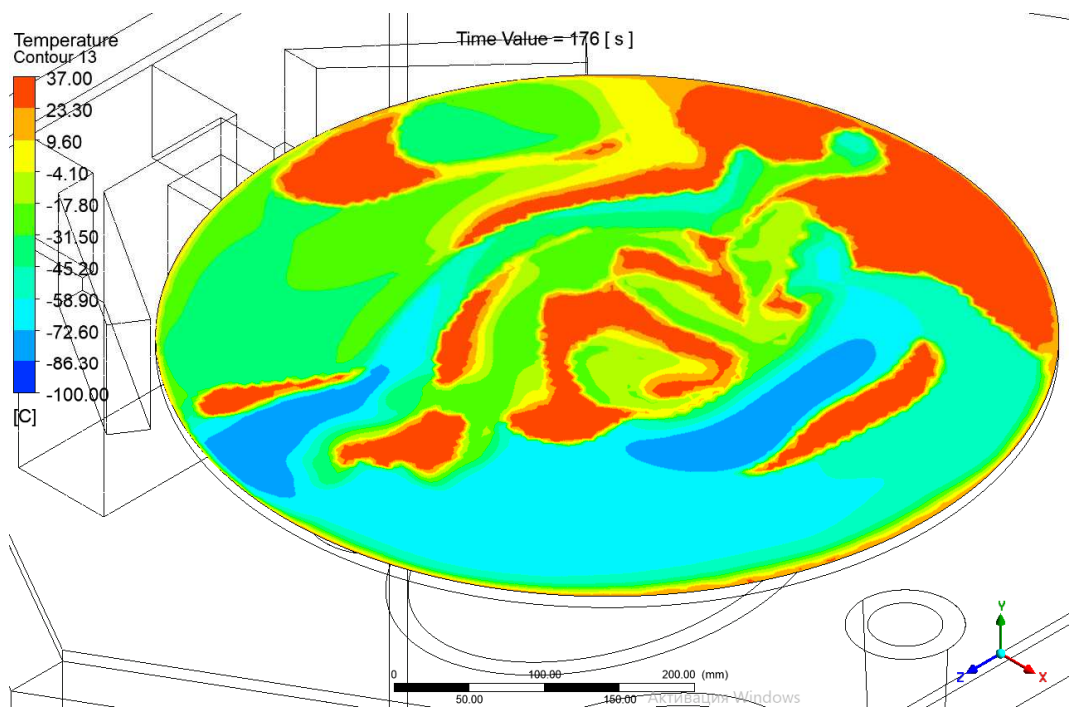


Рисунок 3.26. Поле температур по открытой границе на 176 сек

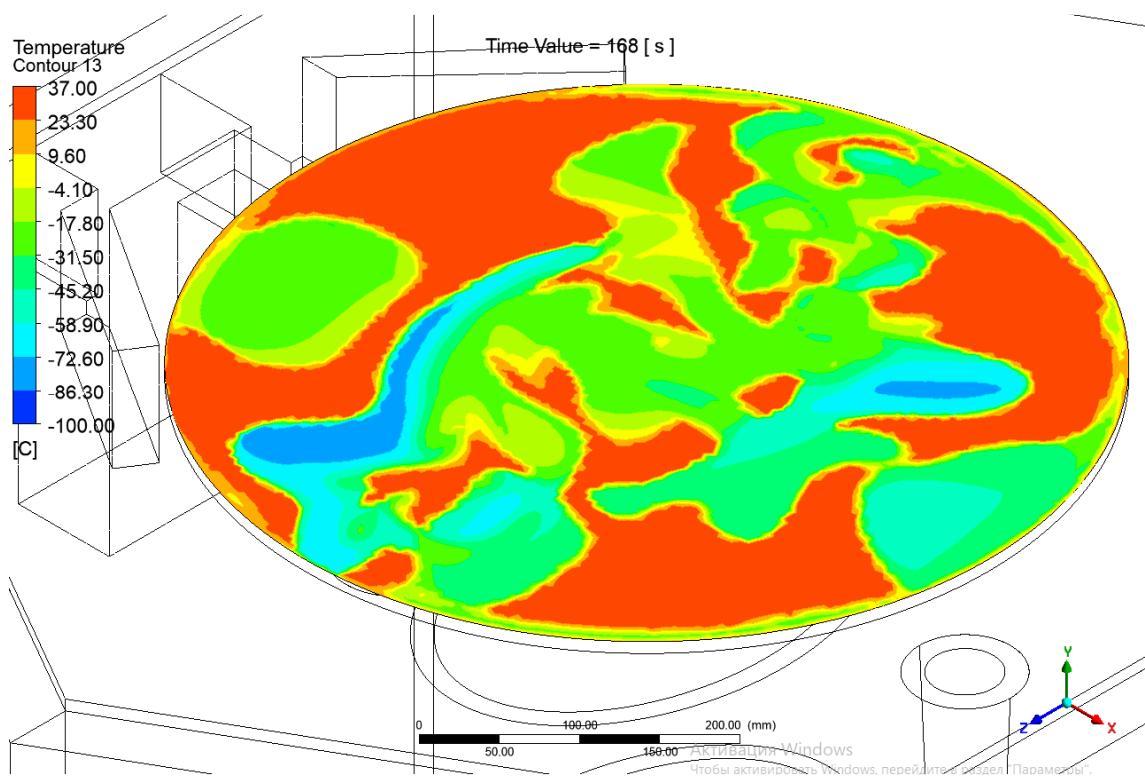


Рисунок 3.27. Поле температур по открытой границе на 168 сек

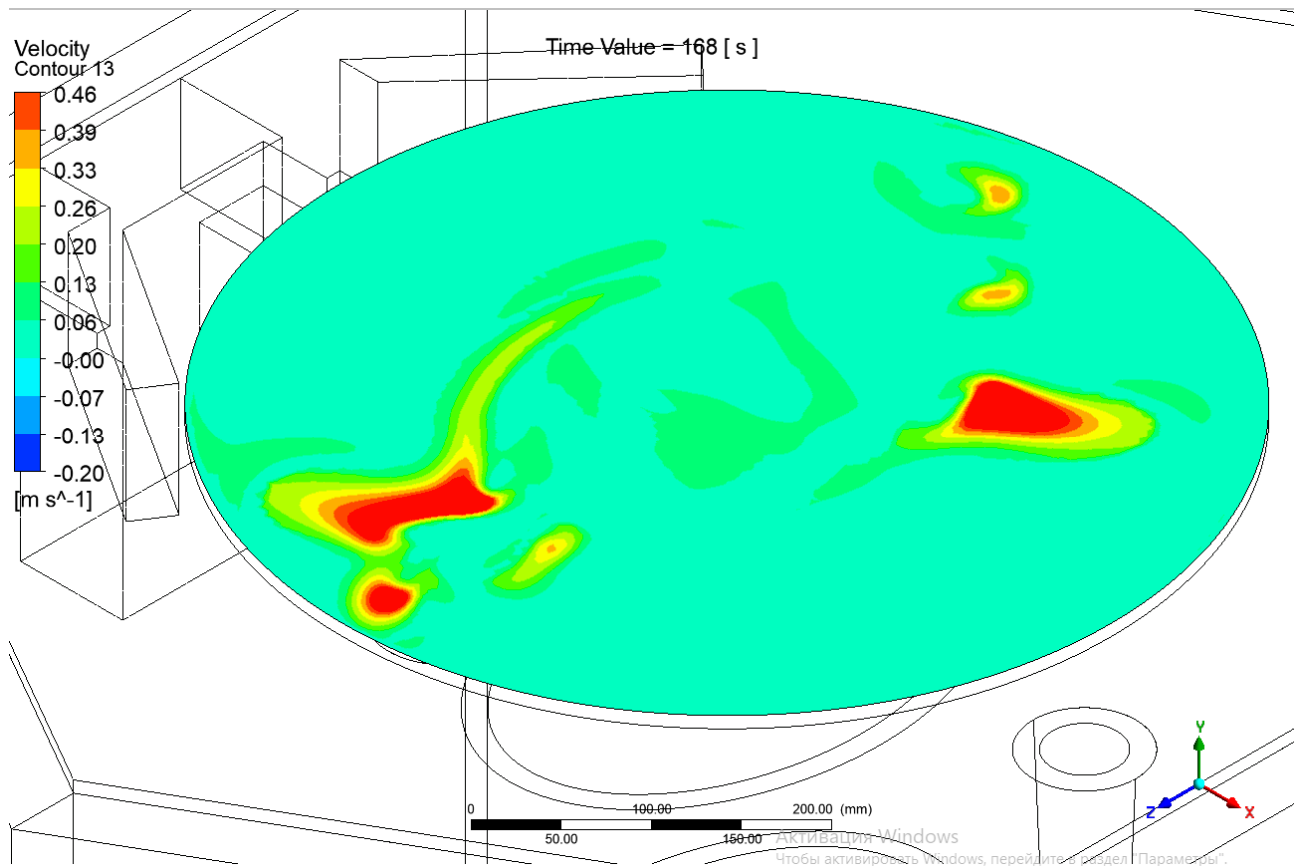


Рисунок 3.28. Поле скоростей по открытой границе на 168 сек

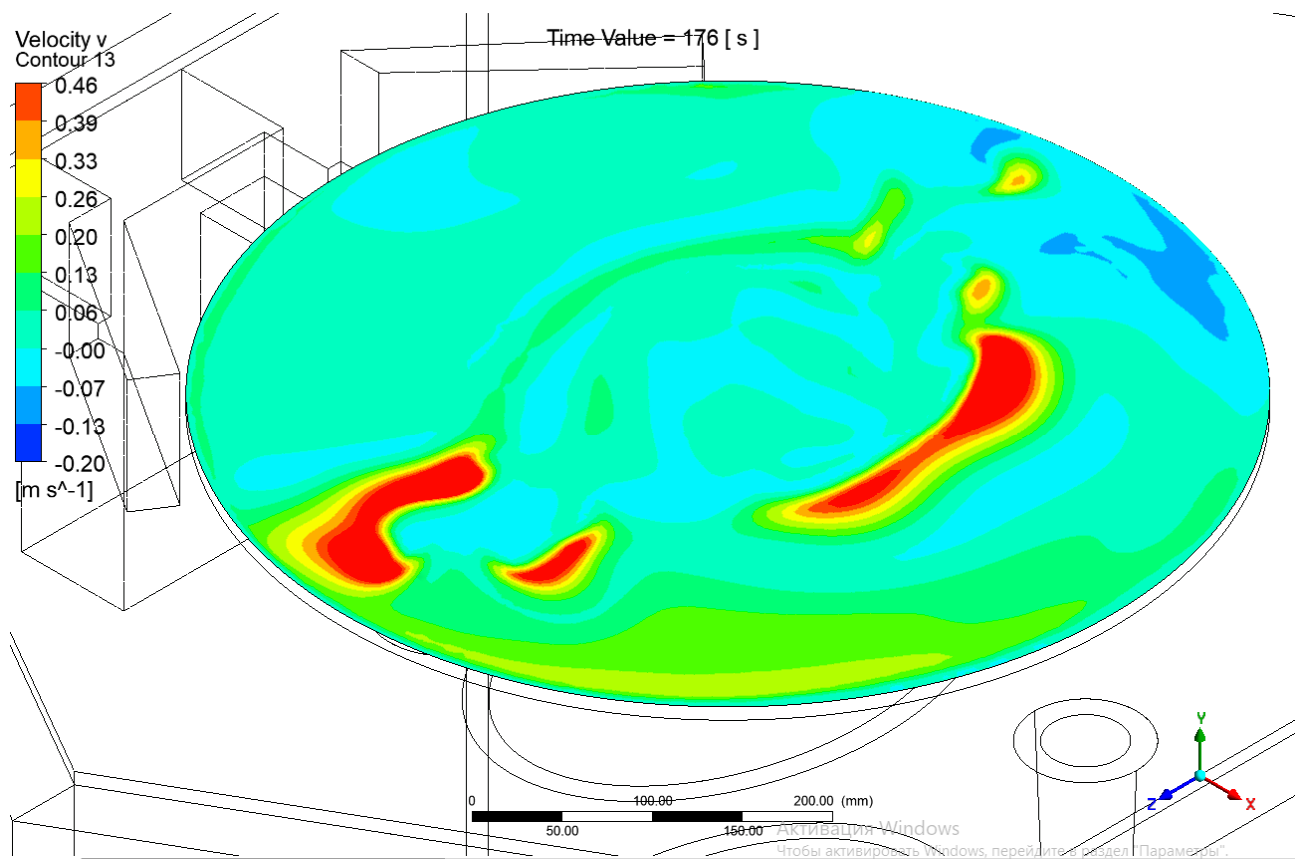


Рисунок 3.29. Поле скоростей по открытой границе на 176 сек

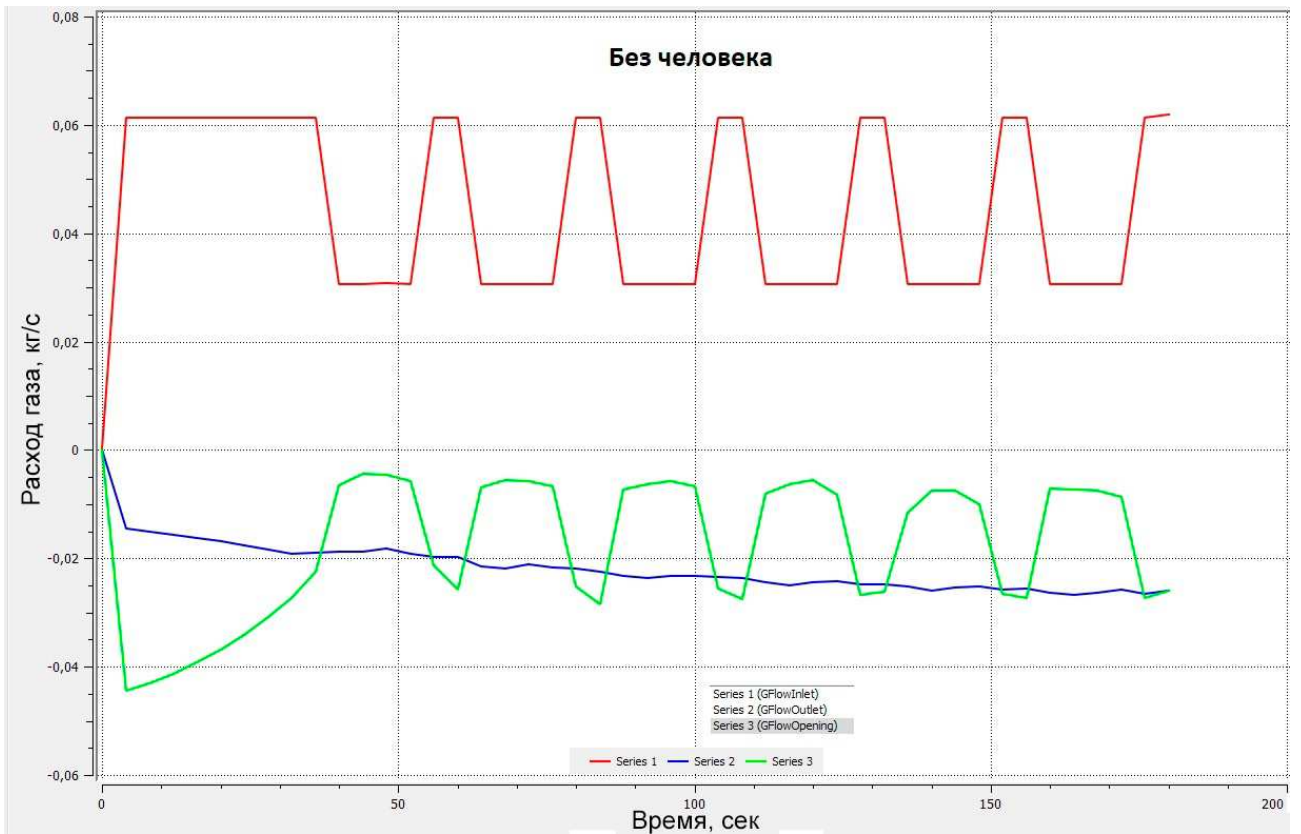


Рисунок 3.30. Расходы газа в расчете без человека. Непилообразный график – расход через открытую границу

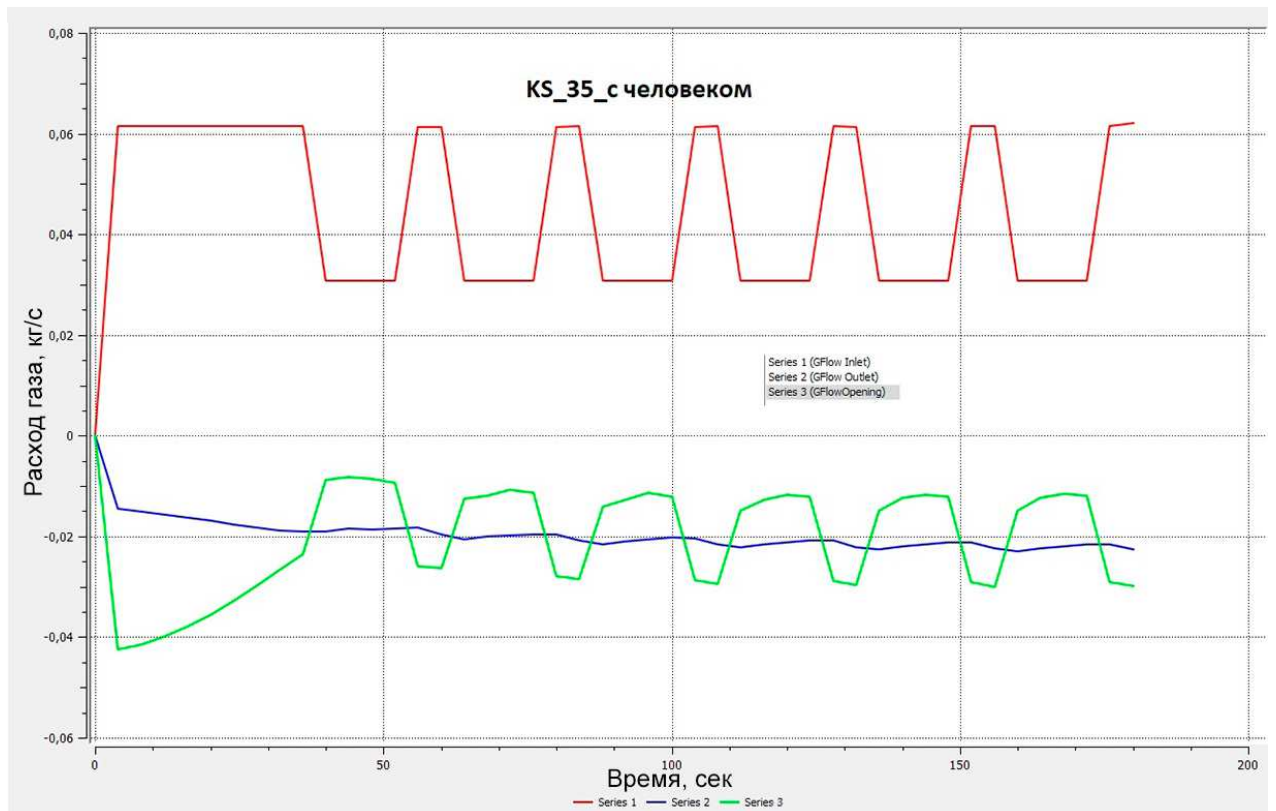


Рисунок 3.31. Расходы газа в расчете с человеком. Непилообразный график – расход через открытую границу

### 3.4.2. Температура объекта охлаждения и тепловой поток

Различные применения криовоздействия могут иметь различную целевую температуру кожи или глубину охлаждения. На разработанной модели человека можно определить, насколько глубоко распространяется охлаждение в биологическую ткань при ОГКВ. Рисунок 3.32 включает пример такого распределения температуры.

Разработанная модель человека использована для анализа теплового потока от человека к охлаждающему газу (Рисунки 3.33-3.35) в диапазоне от относительно маленькой женщины (Модель 2, рост 150 см, размеры тела примерно соответствуют 5-му перцентилю) до крупного мужчины. (Модель 3, рост 190 см, без ожирения).

Были сделаны следующие выводы:

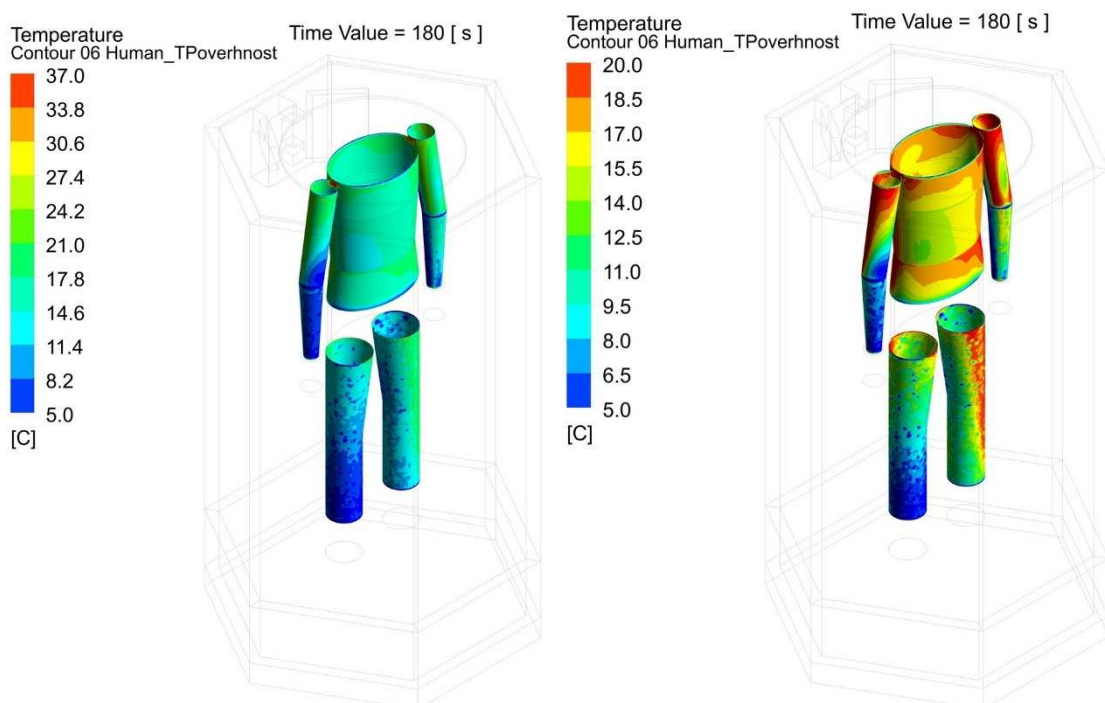


Рисунок 3.32. Примеры распределения температуры кожи на 180 секунде воздействия

- 1) После охлаждения ИУ и газа (например, при 180-секундной

длительности) средний поток теплоты от человека составляет: Модель 1 – 2200 Вт; Модель 2 – 1700 Вт; Модель 3 – 2500 Вт. Средний удельный тепловой поток за 180 с экспозиции составляет: Модель 1 – 1775 Вт/м<sup>2</sup>; Модель 2 – 1950 Вт/м<sup>2</sup>; Модель 3 – 1650 Вт/м<sup>2</sup> (чем меньше жира, тем больше поток). Результаты включают лучистый тепловой поток, который в среднем составляет 300 Вт/м<sup>2</sup>. Такой большой поток способен вызвать тепловой шок (при избыточной длительности воздействия). Организм не в состоянии стабилизировать температуру, но система терморегуляции замедляет скорость охлаждения.

2) Ориентировочные соотношения тепловых потоков: туловище – 28 %, рука – 14 %, нога – 22 %. Следует отметить, что рассчитана модель неподвижного и безволосого человека. В эксперименте наблюдалось более интенсивное охлаждение подвижных ног (например, при вращении испытуемого вокруг своей оси) и менее интенсивное охлаждение рук (в случае их периодического выноса за пределы ИУ). Из-за их произвольного перемещения числовых значений по этому вопросу получено не было.

3) Результаты сравнены с ранее полученными. Баранов А.Ю. [92] с помощью упрощенных моделей получил общее количество теплоты от человека за первые 180 секунд, практически равное предложенной модели. Однако в этой работе температурная зависимость отличается, что приводит к разнице до 20% при охлаждении через 100 секунд. Полидори с соавторами представлена эмпирическая экспоненциальная модель для исследования температурного «шока» тела в зависимости от времени во время сеанса использования ИУ с закрытым верхом (холодильная камера) и приведен пример расчета для мужчины (1,75 м, вес 67 кг, 1700-1500 Вт). Отличие от результатов, полученных с использованием представленной модели для условий ИУ с закрытым верхом (человек без головы), составляет 15%. Необходимо учитывать, что в криокамере площадью 2,1 м<sup>2</sup> находился один неподвижный человек. Если их будет больше или у человека будет больше одежды, то поток теплоты уменьшится. Если больной активно двигается, то

поток будет возрастать. Для сравнения различных условий воздействия следует учитывать, что при ИУ с закрытым верхом охлаждается около 70 % кожи, а при ИУ с открытым верхом — около 60%.

4) В случаях, когда интенсивность охлаждения в условиях ОГКВ меньше полученной, это может быть связано с экономией жидкого азота производителем оборудования. Экспериментально полученный расход жидкого азота после охлаждения составил  $1,7 \pm 0,1$  кг/мин. Скрытая теплота испарения жидкого азота составляет 199,3 кДж/кг. В то время как по результатам моделирования для модели 1 (177 см, 71 кг) у человека удаляется 322 кДж за типичные 180 секунд воздействия. В почти стационарном состоянии она составляет около 130 кДж/мин. Отсюда на охлаждение человека уходит около 33% потребляемой скрытой теплоты испарения без учета последующего нагревания газа после кипения. Следовательно, с точки зрения повышения энергоэффективности перспективна оптимизация используемых конструкций и повышение температуры охлаждающего газа за счет усиления конвекции.

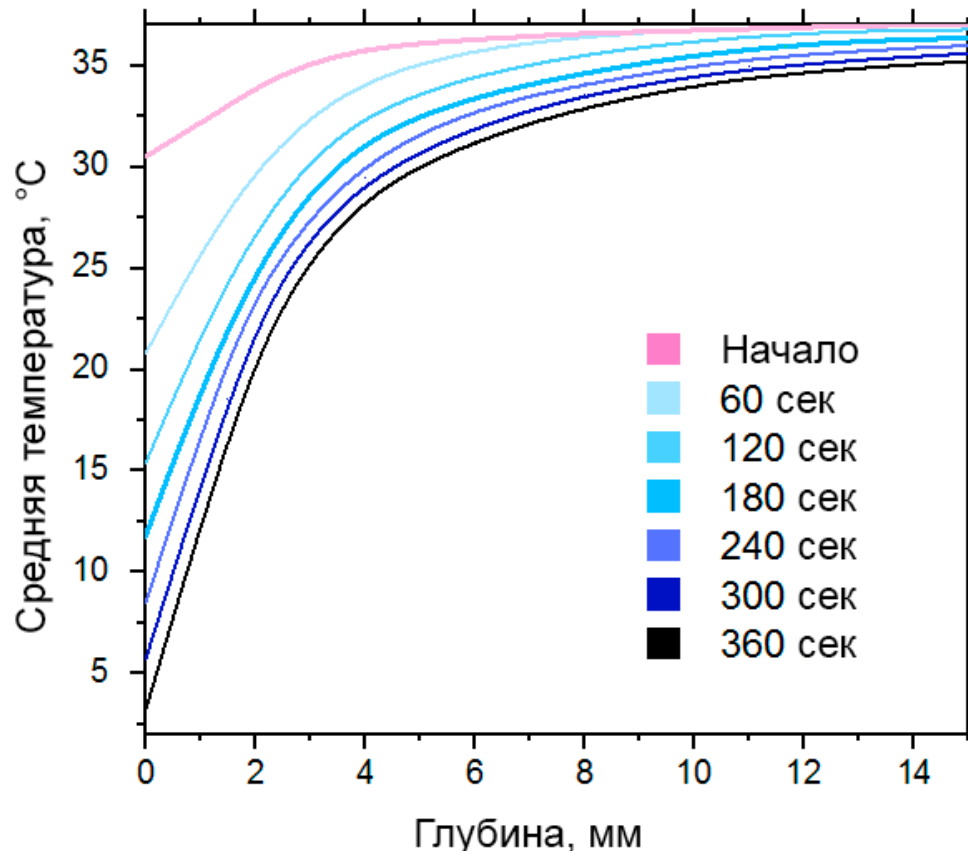


Рисунок 3.33. Средняя температура биоткани (нога) в зависимости от

продолжительности воздействия (Модель №1)

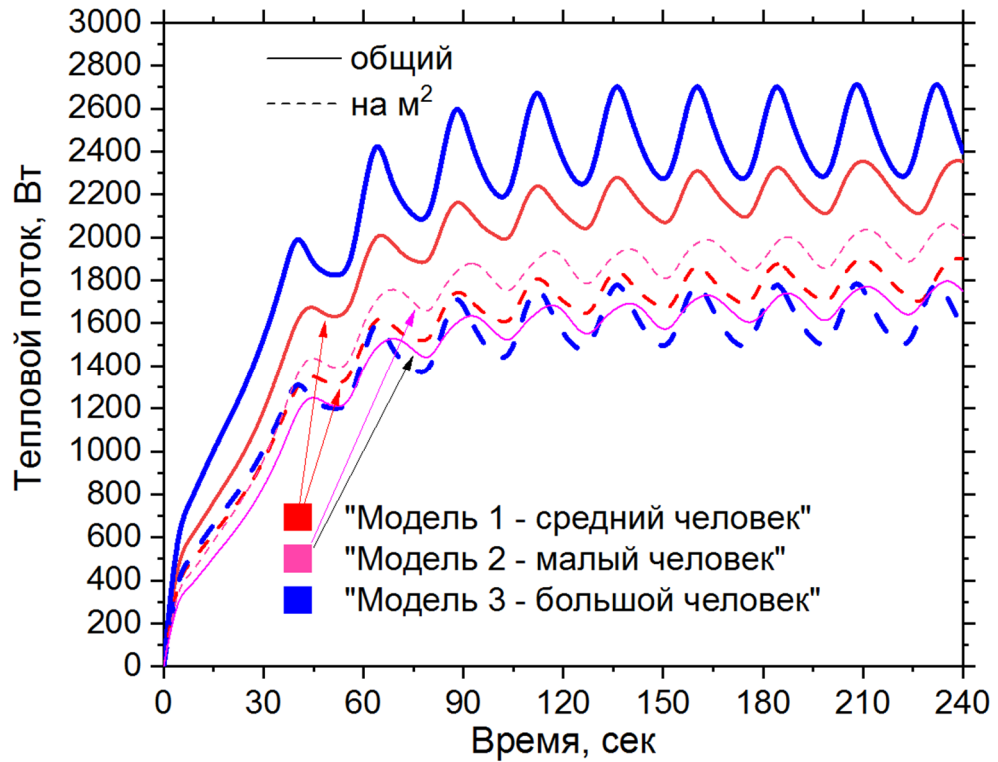


Рисунок 3.34. Поток теплоты

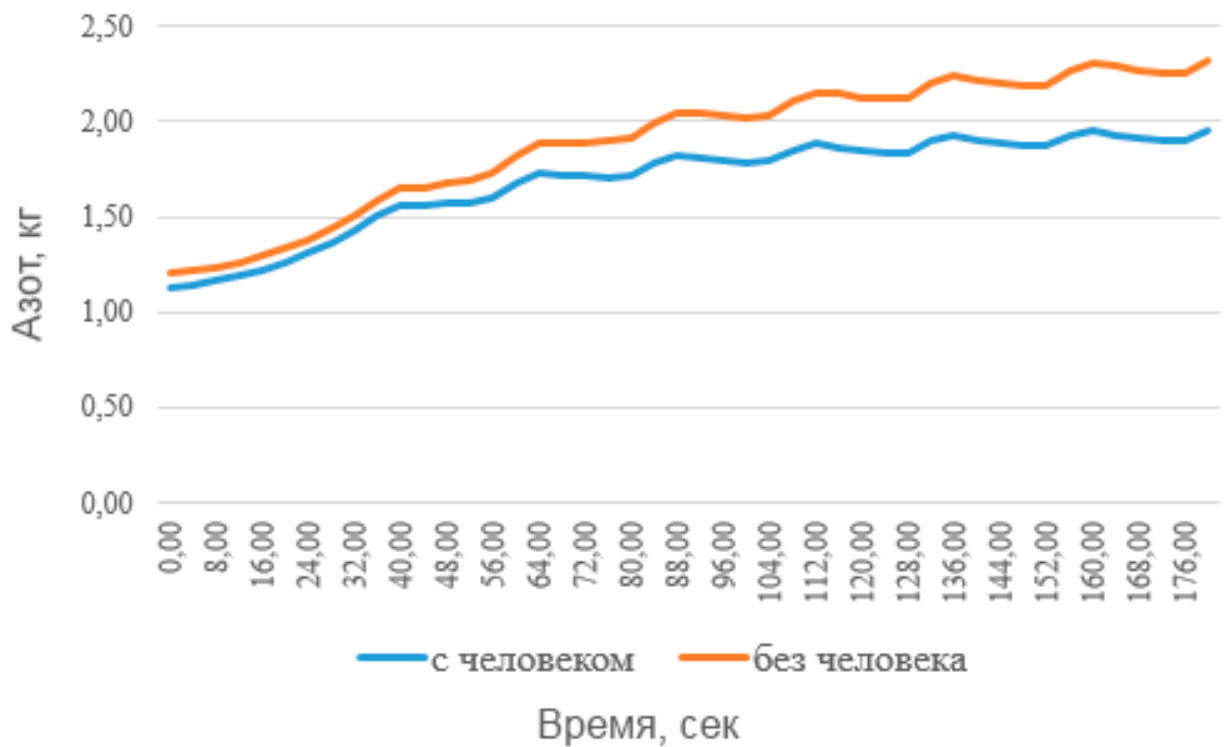


Рисунок 3.35. Аккумуляция газа в ИУ в процессе ОГКВ



## **ГЛАВА 4. ЭКСПЕРИМЕНТАЛЬНО-ТЕОРЕТИЧЕСКИЕ ОСНОВЫ РАЗРАБОТКИ УСТАНОВОК ОГКВ РЕГУЛИРУЕМОГО ТИПА**

### **4.1. О регулируемом ОГКВ**

#### **4.1.1. Актуальность развития метода в предлагаемом направлении регулирования криовоздействия**

На основе результатов анализа ОГКВ и исследований нерегулируемого криовоздействия предлагается следующая информация об актуальности развития данного метода в XXI веке.

Текущий момент характеризуется насыщением «энергетического» и «информационного» этапов обеспечения прогресса. Надежды возлагаются на стыки в областях нано-, био-, когнитивных, социогуманитарных технологий и создание природоподобной техносферы (например, этот подход во множестве трудов поддерживает академик М.В. Ковальчук). Потенциально ОГКВ может рассматриваться как частный случай применения таких стыков (общее тепловое воздействие техническими средствами на биологический объект).

В чем ожидается польза в отдаленной перспективе от применения регулируемого ОГКВ? Системными проблемами человечества на современном уровне развития являются недостаточные для обеспечения стабильного социального, экономического, научно-технического прогресса (как и для повышения качества жизни человека) продолжительность активной жизни и уровень образования населения. По мнению автора, в таких условиях приоритет отдается краткосрочному планированию в экономике, потенциал которого постепенно исчерпывается. Значит актуальными проблемами являются увеличение продолжительности активной жизни человека (а, следовательно, и увеличение сроков планирования), а также снижение издержек на восстановление и поддержание здоровья. Необходимо менять человека к лучшему, как в здоровье тела, так и на уровне ценностей.

Данная технология (как один из способов закаливания) в отдаленной перспективе может внести вклад в решение описанных проблем, в случае, если найдутся возможности ее эффективного массового применения. И как следствие будет повышение работоспособности различных групп населения.

Потенциально закаливание полезно каждому человеку, кому актуальны повышение производительности труда, повышение качества досуга, снижение рисков ошибок. Такой вывод можно сделать на основе пионерского опыта применения ОГКВ в спорте высоких достижений. Эффект заключается, например, в бодрости, повышении качества сна в условиях систематических перегрузок.

Развитие фармакологических средств значительно продвинуло уровень медицинской помощи, но в современной медицине есть еще систематические «белые пятна». Потенциально, в «стимулированных» условиях возможно систематически повысить производительность труда закаленного человека по сравнению с незакаленным.

Наиболее ценными в развитых странах в условиях депопуляции и недостатка уровня образования являются специалисты наиболее высокой квалификации (как высокорисковых профессий, так и нет). На их подготовку требуются большие затраты времени и средств, для их работы требуются сложная техника и обеспечивающий персонал. Это, например, представители силовых ведомств; руководители высокого уровня; систематически перегруженные люди умственного труда; условно здоровые люди, но с проблемами с гомеостазом, у которых есть симптоматика, еще недостаточная для развития серьезных заболеваний, в том числе психосоматическая. Также исторический опыт показывает примеры ситуаций пиковых нагрузок для ключевых специалистов, в которых им надо поддерживать работоспособность (когда они будут нужны, их будет не хватать, и они будут допускать ошибки). Примером этого может быть недостаток квалифицированных медицинских кадров в условиях пандемии, крупных военных конфликтов, катастроф.

В чем ожидается польза от результатов данной работы в среднесрочной

перспективе в случае продолжения работ по данному направлению? С точки зрения экономики РФ благодаря развитию технических средств ОГКВ возможны как прямые, так и косвенные следствия. Среди прямых – патентоспособная на мировом рынке технология, программные продукты и новые технические средства. По изложенным принципам возможно модернизировать работающие установки и создавать новые. Они потенциально могут позволить получить больший эффект за меньшие издержки. Это может открыть путь к более широкому применению метода. Это длительный процесс. С точки зрения бизнес-процессов, ОГКВ может быть достаточно рентабельным, когда используются сотни установок под единым техническим обслуживанием. Косвенные – это пациенты, к которым вследствие использования данного оборудования может вернуться здоровье.

Медицина будущего может рассматриваться более широко, чем современная, может иметь новые составляющие. Например, сегодня выдвинут принцип «5П-медицины»: персонализированная, предиктивная, профилактическая, пациент-ориентированная, позитивная. Это новый тренд в медицине, основанный на индивидуализированном подходе к пациенту и акценте на профилактике заболеваний, не доводя до необходимости их лечить. Для внедрения таких идей необходимо преодолеть множество технических и социально-психологических барьеров.

Не менее важен и процесс реабилитации. Организация реабилитации после получения серьезных травм (как физических, так и психических, например, ПТСР) и инвалидности на данный момент еще не достигла насыщения в своем развитии. Бремя в части восстановления возможностей организма и психики в первую очередь лежит на самом пострадавшем, не имеющем необходимой подготовки. Потенциально, метод ОГКВ может играть роль простой стимулирующей терапии, с воздействием как на костно-мышечный аппарат, покровные ткани, так и на нервную систему.

Данная работа нацелена в будущее с перспективой на последующее широкое применение метода. Еще неизвестны пределы и локализации его

развития и внедрения. Являясь технологией гражданского применения, ОГКВ является открытой для публики технологией. Ее развитие может быть вкладом российских ученых в развитие медицинской помощи в целом в условиях превалирования развития медицинской помощи на западе.

Разработанное оборудование и концепция, которой оно соответствует, созданы для решения задач регулируемого криовоздействия и предоставления возможности медико-биологическим специалистам поиска лучших вариантов выполнения ОГКВ.

#### **4.1.2. Принципы создания концепции**

Учтены следующие общие принципы:

1) Концепция – система понимания. Задачи концепции – отвечать на вопросы и ставить прикладные задачи. Она должна быть впереди возможностей отдельного научного коллектива, т.к. для развития направления возможностей одной научной группы недостаточно. Идеи должны распространяться. Например, куда и зачем идти с целью развития принципов персонифицированной медицины будущего в приложении к ОГКВ.

2) Нацеленность за горизонт текущих потребностей экономики. Таков принцип научных инициативных работ, ярким примером которых являются ранние исследования С.П. Королева в условиях сложного социального и экономического положения в стране, потребности в индустриализации и военно-политической конфронтации.

3) Концептуальные улучшения приходят на уровне идей, из науки, устремленной в будущее. Технология есть производная философии. Ученый в своем направлении способен простым образом доносить неочевидные решения до практики. Так развитие техники, и низкотемпературной в частности, идет по направлениям, достигая насыщения в каждом. Далее инженеры улучшают детали исходя из новинок на рынке (материалы, корпус, контроллеры и другие элементы). Низкотемпературная техника применяется разных типов, у каждого

из них свои весовые коэффициенты внимания к рабочим процессам, конструкции элементов. С точки зрения закаливания, в первоначально созданных методиках применения холодной воды техника не требовалась. Далее техника криовоздействия имела два импульса к развитию – первоначальное создание концепции группового криовоздействия, далее концепции индивидуального криовоздействия без учета различий объектов. В обоих случаях проблемы точности выполнения, повторяемости результата охлаждения не были решены. Следующим этапом предлагается углубить его индивидуализацию с целью повышения его качества за счет регулирования.

4) Новый тип конструкции должен иметь большой запас на улучшение в течение процесса эксплуатации. Его развитие с точки зрения энергетической эффективности, качества проведения ОГКВ не должно быть ограничено рамками одной работы.

5) Регулирование – управление, цель которого заключается в обеспечении близости текущих значений одной или нескольких координат объекта управления к их заданным значениям (Сборник рекомендуемых терминов. Выпуск 107. Теория управления. Академия наук СССР. Комитет научно-технической терминологии. 1984 г.). Иными словами, регулирование – вид управления, процесс, посредством которого характеристики управляемой системы удерживаются на траектории, заданной блоком управления.

6) Это техника микроклимата. Решение задач ОГКВ предлагается рассматривать согласно подходам создания систем СЖО [222], в которых общепринята система «человек (объект и оператор) – оборудование – окружающая среда». В ней человек обменивается с окружающей средой массой, энергией, информацией. Такой комплекс должен быть «сбалансированным» с физической, механической, энергетической и информационной точек зрения и успешно функционирует, если обеспечены пять «совместимостей» человека с системой и средой: информационная, энергетическая, пространственно-антропометрическая, биофизическая, технико-эстетическая.

7) Учтены принципы, описанные ранее в методе определения рациональных режимов работы криомедицинского оборудования [133].

Следующие принципы учитывались с точки зрения организации процесса выполнения ОГКВ:

1) При разработке оборудования необходимо учитывать особенности объекта охлаждения – человека. Среди них (1) инерционность биологического объекта. Эксперименты показали отставание в реакции сердечно-сосудистой системы на охлаждение, которое может составлять до 60 секунд. Это согласуется с данными зарубежных исследователей, описанными в Главе 1. (2) Есть риски асфиксии, которые необходимо балансировать с требованиями эргономики в части зрительного восприятия объектом окружающего пространства (открытое ИУ в такой постановке имеет преимущества перед закрытым). (3) Человек подвижен (эргономика) и имеет условия неопределенности точных размеров как снаружи, так и внутри, а также других особенностей анатомии и физиологии. (4) В том числе еще не полностью исследованы роль и механизмы терморцепторов человека.

2) Ранее была известна задача регулирования температуры газа при кондиционировании воздуха. В этой же работе рассматривается задача регулирования уже температуры биообъекта (т.к. интенсивность теплоотвода более высокая и такое регулирование становится актуальным в таких условиях).

3) Повышение однородности температурного поля – это шаг к более глубокому эффекту (повышение качества при сохранении безопасности). Собственный опыт говорит, что увеличение степени охлаждения кожи дает более ощутимый и длительный субъективный эффект. Короткое охлаждение с более высокой интенсивностью может иметь больший эффект с точки зрения психологического стресса, но меньший с точки зрения стресса теплового.

4) Регулирование и повышение точности ОГКВ – это шаг в направлении повторяемости эффекта в ключе доказательной медицины. Регулируемое выполнение ОГКВ необходимо для индивидуализации (персонализации)

криовоздействия, т.к. объекты охлаждения имеют различные массогабаритные характеристики, а также другие особенности. Кроме того, цели воздействия тоже различны (например, здоровьесбережение или конкретный вид физиотерапии).

Регулирование процесса криовоздействия – это изменение степеней свободы с точки зрения оборудования в зависимости от заданной программы с возможностью обратной связи с температурой объекта.

Основываясь на результатах проведенных исследований, возможно сделать вывод о том, что современное оборудование для ОГКВ не может обеспечивать требования регулируемого выполнения ОГКВ. Наблюдаются высокая неравномерность охлаждения – «неоднородность», неопределенность результата во времени – «неточность».

Установки способны выполнять только один режим (одну постоянную последовательность изменения температуры, скорости газа) с регулированием по длительности воздействия.

Режим выполнения ОГКВ выражается совокупностью распределения степеней свободы воздействия (каждая из которых может меняться во времени). Среди степеней свободы с точки зрения объекта (в общем случае), которые возможно использовать для индивидуализации ОГКВ (коррекция теплового потока): (1) температура газа от времени (на контакте с объектом охлаждения); (2) скорость газа от времени (на контакте с объектом охлаждения). Скорость может быть номинальной или сниженной. Изменение скорости и температуры составляет алгоритм подачи (частный случай которого – общее время непрерывного постоянного воздействия). Среди степеней свободы с точки зрения оборудования (в общем случае), которые удобны для регулирования процесса воздействия: (1) температура газа от времени (в контрольной точке); (2) расход газа на входе в ИУ и направление приточной струи.

5) Режимы с точки зрения объекта не должны быть экстремальными (не предельные). Принцип гормезиса (от греч. *hórmēsis* быстрое движение,

стремление) – стимулирующее действие умеренных доз стрессоров; стимуляция какой-либо системы организма внешними воздействиями, имеющими силу, недостаточную для проявления вредных факторов. Термин введен С. Зонтманом и Д. Эрлихом в 1943 г. [221]. Это стимулирующее воздействие на организм небольших доз стрессоров, имеющих недостаточную силу для причинения вреда. Общебиологический механизм действия гормезиса таков, что на малые дозы раздражителя организм отвечает стимуляцией. По мере увеличения воздействия стимулирующий эффект сменяется угнетением, а затем наступает смерть организма. Основные принципы такого стресса – краткость, умеренный дискомфорт, контролируемость, цикличность с прогрессией и периодизацией.

б) При рассмотрении вопроса разработки режимов необходимо отделить медицинский метод от технической его реализации (какие части в данной инженерной работе не рассматриваются, т.к. это не является испытанием возможностей технического обеспечения). Какие именно должны быть режимы – это не является задачей инженера и не лежит в сфере его компетенций. Однако, необходимо подчеркнуть, что новая техника – это новая тактика, которую тоже нужно разрабатывать. Например, медико-биологические задачи: влияние пред-подготовки объекта охлаждения и его дополнительных действий во время воздействия, аспекты разработки курса воздействий (включая экстремальный курс), эффект тренировки, комплексное воздействие с использованием дополнительных физических и других факторов или фармакологических средств и т.п.

#### **4.1.3. Концепция выполнения регулируемого ОГКВ**

Процесс обеспечения результата ОГКВ возможно разделить на несколько этапов (Рисунок 4.1).

Этап 1 включает себя сбор исходных данных, их обработку, в результате которой должно быть сформировано предложение по осуществлению курса



криовоздействий, адаптированного под объект и цель (план). Предложение должен рассматривать оператор.

Сбор исходных данных должен включать в себя выделение задачи. Это может быть выделение локализации целевого охлаждения, поддерживающий курс, ознакомительный и т.п. С точки зрения концепции регулирования ОГКВ – это наложение дополнительных требований, ограничений на процесс, которые во взаимосвязи с моделью объекта скорректируют базовый протокол температур целевой области (ПТО) в рамках курса. То есть могут быть как упрощенные варианты, так и специализированные и возможно дать различные ПТО для каждого криовоздействия из курса (например, в рамках постепенного усиления воздействия в рамках адаптации к нему). Но на данном этапе режимы для его обеспечения еще неизвестны.

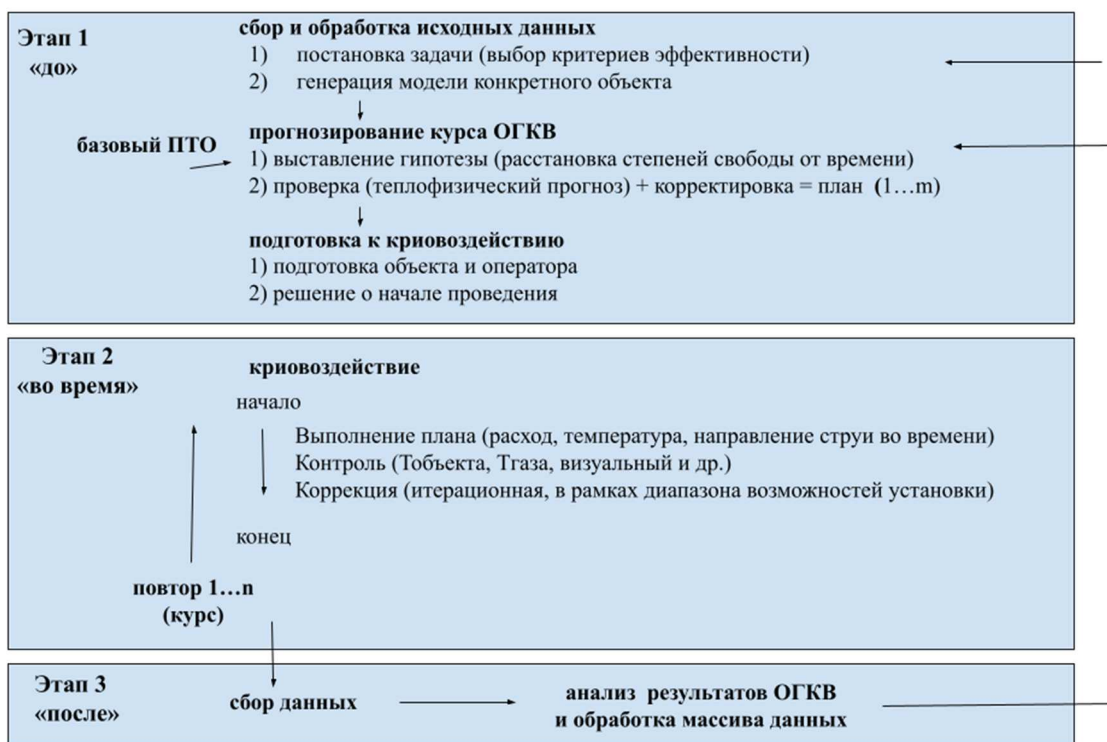


Рисунок 4.1. Схема концепции выполнения регулируемого ОГКВ

Также он включает в себя характеристику объекта, задача которой – выделение целевой области охлаждения (ЦО). Модель конкретного объекта – средство персонификации. Ввиду большого количества параметров и неизвестности точных взаимосвязей между ними методика «оцифровывания»

объекта должна постепенно совершенствоваться по пути снижения трудоемкости создания более полной модели. Могут применяться в качестве входных данных: снимки средств термографирования, габаритные размеры и ИМТ, пол, возраст, плотность волосяного покрова, особенности сенсорики. Достаточно такую модель сделать один раз. В первую очередь, начальный выбор режима должен определяться областью объектов. А именно типом объекта (например, взрослый человек, ребенок, животное) с предварительным учетом его массогабаритных характеристик и площади поверхности теплообмена (например, индекса массы тела), а также вторичных признаков (например, пол, возраст). Определение полной номенклатуры признаков и особенностей объектов охлаждения лежит в сфере медико-биологических исследований уже разработанного оборудования нового поколения.

В результате обработки исходных данных и прогнозирования должно быть сформировано предложение о составе курса с распределением степеней свободы от времени для каждого криовоздействия в нем (температура, скорость, направление струи). Для этого необходимо рассчитать результат воздействия согласно первичной гипотезе о его составе с возможной коррекцией при выявлении отклонений от заданного ПТО (прогнозирование варианта воздействия на конкретную модель человека). В итоге, на основании медицинских требований, к каждому случаю может формироваться алгоритм индивидуального курса воздействий (количество воздействий в курсе, индикатор конечной температуры для каждого воздействия, периодичность повторения воздействий и т.п.).

Для упрощенных вариантов, как например, применяются сегодня, возможно не проводить фазу прогнозирования результата воздействия. Однако, это снижает эффективность воздействия, т.к. в таком случае более сложно гарантировать выполнение основных требований при более длительном ОГКВ.

В общем случае необходимо учитывать область целей: тип терапии, средняя конечная температура и локализация целевой области (по площади и по глубине). Ранее, в работе [133] в общем виде было предоставлено

применение протокола температур целевой области воздействия. Из анализа литературных источников [203, 204], а также экспериментального определения протокола температур целевой области сделан вывод о возможности рассматривать следующие критерии.

Условия безопасности: (1) температура внутренних органов поддерживается на уровне нормотермии (около 37 °С); (2) температура поверхности кожи не ниже 0 °С.

Условия эффективности (достижение цели с достаточной точностью) должны назначаться медицинским работником, например, достижение целевого уровня температур в целевой области воздействия.

На основе проведенных исследований возможно подчеркнуть некоторые принципы создания курса ОГКВ. В первую очередь, алгоритмы не следует излишне усложнять. Рациональным является постепенное снижение конечной температуры поверхности объекта от процедуры к процедуре (тренировка). При этом первые процедуры для неопытного объекта возможно специально организовывать с недостаточной степенью охлаждения для тренировки адаптации психики к стрессу. Кому-то нужно больше внимания рукам, кому-то ногам или торсу, такие варианты тоже возможны посредством регулирования.

Подбор специализированного режима требует предложения и проверки гипотезы (как реализовать необходимый ПТО), содержащей распределение степеней свободы процесса ОГКВ (предварительный расчет индивидуального воздействия). С точки зрения настройки установки в зависимости от протокола, возможно изменять температуру и расход газа, входящего в ИУ и менять его движение внутри ИУ. Выставление гипотезы лежит в части составления протокола воздействия (документа, содержащего назначение режимов) и на его основе возможно формализовать ход воздействия по температуре объекта.

Необходимо отметить, что потенциально, при использовании возможностей Этапа 3 трудоемкость прогнозирования может значительно сократиться. В условиях же современной неопределенности его следует проводить наиболее детально. В рамках созданного в данной работе комплекса

возможно в лабораторных условиях проводить регулируемое индивидуализированное ОГКВ. В дальнейшем, при наличии актуальности возможно будет провести переход к «промышленному» применению без привлечения лабораторных условий и высококвалифицированного персонала.

Прогноз – это первый этап индивидуализации ОГКВ. Так как на результат воздействия влияет множество факторов, то он неочевиден (распределение температур по поверхности объекта сложной формы и внутренней структуры). Следовательно, для назначения индивидуализированного воздействия необходимы специализированные средства расчета, дающие ответ на вопрос: «Какие именно режимы создадут целевое температурное поле (граница биологическая ткань – хладоноситель)».

Расчет имеет следующие особенности:

1) теплофизическое моделирование возможно использовать для поиска режимов (менять степени свободы – скорость, температуру и длительность воздействия). Перспективные установки и средства прогнозирования должны иметь возможность рассчитывать и выполнять область режимов.

2) Среди основных влияющих факторов – индивидуальные особенности как человека, так и оборудования, а также цель криовоздействия.

3) Ввиду стохастического характера биологических структур предварительный расчет индивидуального режима подачи газа может иметь роль только первого приближения.

4) Погрешность моделирования должна быть не меньше, чем у средств контроля воздействия.

В рамках данного исследования разработана физико-математическая модель ОГКВ, и на ее основе компьютерная программа (исследовательская, а не для быстрого прогнозирования), пригодная для выполнения задачи прогнозирования результата воздействия (определение выполнения критериев эффективности и безопасности в каждом конкретном случае) в интересах решения медико-биологических задач. Получены также результаты численных исследований в диапазоне размеров объектов (3 модели человека, 2 пола).

Однако, этого еще недостаточно для внедрения такого подхода в практику. Необходимо из нее создать программное обеспечение типа СППР (система поддержки принятия решений) – компьютерная автоматизированная система, целью которой является помощь людям, принимающим решение в сложных условиях для полного и объективного анализа предметной деятельности. Это означает, что она выдаёт информацию, основываясь на входных данных, помогающую быстро и точно оценить ситуацию и принять решение. СППР возникли в результате слияния управленческих информационных систем и систем управления базами данных.

Как должна выглядеть процедура прогнозирования? После сбора исходных данных в СППР проводится проверка исходного варианта курса ОГКВ. После этого предлагается коррекция согласно выявленным ошибкам и проверочное прогнозирование, в результате которого ошибки уже не будут выявлены (отклонение от критериев). Необходимо подчеркнуть, что сначала проверяется стандартная последовательность, скорректированная предварительно программой. В результате прогноза (ввиду несовершенства первичных рекомендаций) ожидаются ошибки, которые итерационно можно исправить (в том числе такие последовательности возможно осуществить с использованием возможностей искусственного интеллекта в части его обучения типичным ошибкам). Получается исходная последовательность сдвигается для конкретной модели, проверяется и сдвигается еще по результатам проверки.

Для создания такой СППР системы необходимы:

- 1) Компьютерная программа создания цифрового двойника объекта, включающая не только примененные в данной работе признаки, но и расширяющая их число (например, учет волосяного покрова), пригодная для численного анализа или использования его результатов для сравнения и составления переходов от модели к модели.

- 2) Обеспечение подвижности элементов (например, частей тела) или учет этого фактора косвенным образом.

- 3) Возможно совершенствовать учет неоднородности внутренней

структуры объекта охлаждения (например, разница в комплектации и площади поверхности теплообмена). На данный момент это ограничено возможностями использованного программного комплекса.

4) Снижение потребностей машинного времени. Исследовательская программа рассчитывает воздействие с применением рабочей станции около недели. Возможно, упростив алгоритмы, значительно сократить срок ожидания результатов прогнозирования. Например, для ускорения процесса прогнозирования возможен переход от модельного объекта к конкретному. Сравнение модельного объекта с конкретным человеком (реальным) в части отклонения значимых параметров может позволить создать средство быстрого прогнозирования. Это переход от самого изученного к особенностям другого с выставлением рекомендаций.

5) Такое программное обеспечение должно уметь выбирать все степени свободы и правильно учитывать влияющие факторы. Среди влияющих факторов – особенности биологической ткани (геометрическая модель, теплофизические свойства, источники теплоты и т.д.). Потенциально возможно создание таких инструментов быстрого прогнозирования, которые могут позволить врачам анализировать прогнозируемую температурную историю криовоздействия для оптимизации используемых параметров ОГКВ или предлагать индивидуальные протоколы ОГКВ, а также протоколы, предназначенные для целевых групп населения. Индивидуальное строение и особенности организма ограничивают возможность точного моделирования температурной реакции биоткани во время процедуры. Однако моделирование может значительно повлиять на точность дозирования на практике.

Основные особенности регулирования температуры объекта, которые необходимо учитывать на этапе планирования следующие:

1) Рациональным является раздельное зональное регулирование температуры частей тела. Зоны – торс и конечности (причем руки возможно временно убирать из области холодного газа, что тоже следует учитывать). Следовательно, исполнительные устройства системы регулирования должны

отдельно регулировать зоны. Для этого возможно внести изменения в конструкцию для увеличения интенсивности охлаждения торса, который является более энергоемким, чем конечности.

2) Охлаждение поверхности объекта идет неравномерно и на разных участках целевая температура достигается в различные моменты времени. Следовательно, для участков, достигших целевого значения температур, рекомендуется проводить «выдержку» в рамках области целевых температур.

3) В рамках данной работы предложено учитывать критерий однородности охлаждения поверхности объекта. Он заключается в том, что в идеальном случае результирующее в итоге ОГКВ распределение температур должно быть как исходное, но со снижением среднего значения. Однородность температуры важна для обеспечения глубины безопасного охлаждения.

Далее должна быть осуществлена подготовка оператора и объекта к ОГКВ.

Этап 2 – выполнение алгоритма криовоздействия под контролем. Подробнее по вариантам алгоритмов выполнения режимов криовоздействия информация дана в Главе 5. В рамках концепции описана основная сущность организации процесса регулируемого ОГКВ.

Установка должна выполнять предлагаемый ПТО. Средства прогнозирования несовершенны, следовательно, необходимо контролировать температуру поверхности объекта в режиме реального времени. При этом возможна его коррекция путем использования результатов автоматического контроля температуры объекта, газа (в том числе и в случае аварийных режимов), так и визуального со стороны оператора.

Присутствие оператора с точки зрения безопасности должно быть обязательным на этапах внедрения регулируемого ОГКВ. Блок управления установкой ОГКВ регулируемого типа должен содержать распределение функций между оператором и технической системой.

Коррекция должна быть пошаговой с обратной связью. Ее можно делать как произвольно, так и по ошибке между планом и фактом.

Основные особенности контроля следующие:

1) Он не может быть тотальным (весь объект), поэтому необходимо его проводить в ключевых точках. Возможно также в режиме реального времени на основе зависимостей динамики изменения температур частей тела прогнозировать температуры других частей тела, исходя из локализации выбранной точки контроля.

2) Объекты охлаждения имеют диапазон размеров (и других особенностей, см. Главу 2), в результате контроля необходимо проводить коррекцию параметров режима охлаждения (дополнительное регулирование).

3) Может осуществляться средствами бесконтактного измерения температуры. Контроль температуры поверхности объекта возможно проводить пирометром непрерывно во время ОГКВ (при использовании методики пересчета показаний пятна измерения к зависимостям изменения температуры других участков поверхности). Эта корреляция должна быть доказана в рамках отдельных исследований.

Как защищены люди различного телосложения от излишнего охлаждения? В первую очередь защита достигается посредством инструктажа как объекта, так и оператора. Также исследования показали, что опасность ожога может быть на типичных местах, что возможно отслеживать автоматически при корреляции момента повреждения и параметров температуры контролируемого участка.

Этап 3 (сбор и анализ данных блоком управления) направлен на повышение качества ОГКВ. Он не менее важен, чем другие. В его функции могут входить не только работа с базой данных, но и обеспечение создания методик упрощения планирования, управление рисками и качеством. Он может собирать данные об изменении температуры как с установки, так и внешние (термография объектов).

Основные тезисы:

1) Медицина – консервативное направление, внесение изменений и дополнений в нем идет относительно медленно. Влияние ОГКВ на человека



еще не полностью исследовано, т.к. ранее не оптимизировано и массово не исследовалось. Однако, есть перспектива возможных прорывных результатов. Например, среди последствий пандемии COVID-19 есть нарушения сна, если ОГКВ сможет решить эту проблему, то это будет уже значительным вкладом в решение проблем здравоохранения. Такое же возможно и в других потенциальных направлениях применения метода. Для исследований нужны статистические данные о режимах и результатах.

2) На основе централизации сбора данных о результатах выполнения ОГКВ возможно составить зависимости, упрощающие и систематизирующие дозирование. На их основе возможно создать программы быстрого прогнозирования. Далее они могут быть основой для системы принятия решений, автоматизирующей процесс обеспечения ОГКВ в целом и протоколов для клинической практики.

3) Использование современных информационных технологий при анализе больших объемов данных может позволить провести рационализацию требований к режимам охлаждения и ограничить выбор режимов, оставив только самые эффективные как с точки зрения энергетической эффективности, так и выполнения медико-биологических задач. При этом, гипотетически, возможно разделить всю общность объектов охлаждения на систему подтипов, что может значительно упростить методики индивидуализации.

Однако, данное направление не лежит в рамках данной работы.

В рамках данного раздела проанализирована актуальность развития метода, описана концепция, содержащая основные принципы регулируемого ОГКВ и логическую цепочку этапов его выполнения. Основываясь на принципах концепции, возможно на практике организовать такое выполнение криовоздействия и перевести ОГКВ на новый технологический уровень. В рамках данной работы стоит задача создать технические средства для его выполнения.

Конкретные значения регулируемых режимов, а также требования к точности достижения температуры должны быть предметом отдельных медико-

биологических исследований (например, расхождение целевой и достигнутой температур для решения различных типов медико-биологических задач).

Далее были проведены разработка и исследование опытно-промышленного образца установки ОГКВ регулируемого типа, который вместе с разработанной программой прогнозирования образует комплекс для обеспечения этапов 1 и 2 регулируемого выполнения ОГКВ.

#### **4.2. Схемы исполнительных устройств регулируемого типа**

В Главе 1 описаны современные конструкции индивидуальных ИУ. Сделаны выводы о том, что сохраняется потребность как в азотных, так и в безазотных установках. Регулируемое выполнение процесса охлаждения возможно реализовать в обоих типах ИУ (тип 1 «холодильная камера» и тип 2 «индивидуальный криобассейн»).

Схема ИУ включает в себя: (1) объект охлаждения (один из всего возможного их количества); (2) конструкцию аппарата, а именно часть контура циркуляции охлаждающего газа с ограничивающими его стенками, (3) средства контроля его температуры. Особенности объекта охлаждения рассмотрены в Главах 2, 3 и в разделе 4.1. Контроль температуры рассмотрен в разделе 4.4. В данном разделе рассмотрены общие вопросы конструкции ИУ. Конкретные варианты конструкции для типа 1 рассмотрены в разделе 4.3, для типа 2 в Главе 5.

Контур циркуляции охлаждающего газа включает в себя вентилятор, теплообменный аппарат, канал подачи газа, распределительное устройство, приточную струю (для обеспечения точного выполнения воздействия в данной работе предлагается охлаждать объект направленными на него регулируемыми струями) и пространство газа со стенками ИУ. К нему наложены следующие основные требования:

1) Возможность охлаждать объекты различных размеров (рекомендуется от 5 до 95 перцентиля) как по форме струи (обдув нужных частей), так и по регулированию ее скорости (регулировать поток теплоты от объекта).

2) Минимизация теплопритоков к газу (от стенок, от вентилятора, от смешения с теплым газом и т.п., включая теплоемкость захлаживания конструкции).

3) Объект охлаждения должен иметь свободное поле зрения и возможность свободно осуществлять перемещения рук (без движения ключицы вверх).

Исходным схемным решением было использование сопловых панелей (Рисунок 4.1). Однако данная схема имеет относительно высокое гидравлическое сопротивление для обеспечения дальнотойности струи, учитывая эргономические требования по размещению объекта охлаждения. Также сопла должны настраиваться индивидуально механическим способом, что является неудобным. Поэтому в дальнейшем на основе варьирования числа, типа и размеров элементов было разработано два варианта.

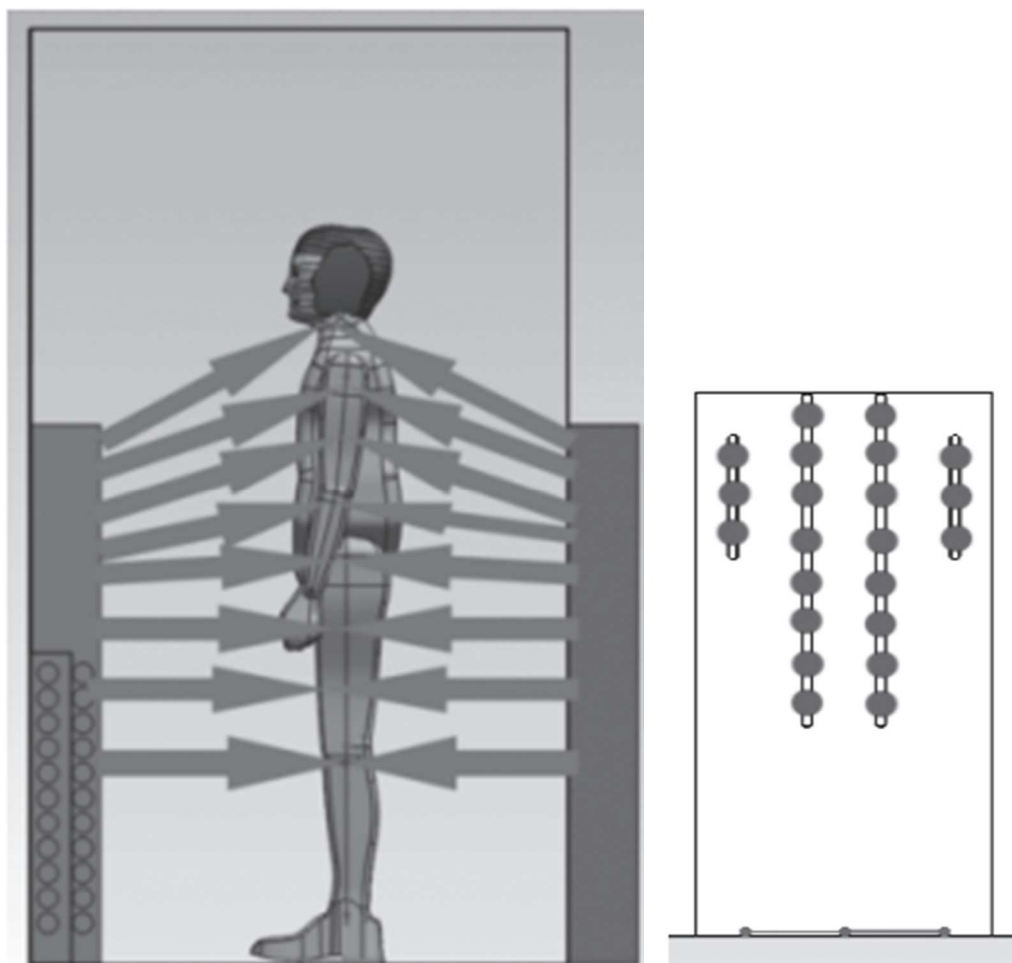


Рисунок 4.1. Исходная схема ИУ: вид сбоку, вид спереди на сопловую панель

Первый – фальшь-стенка с закрученной струёй от осевого вентилятора для ИУ тип 1 «холодильная камера» (Рисунок 4.2). Струя из вентиляторов обдувает человека и через фальшь-потолок поступает к воздухоохладителю. В таком случае используются вентиляторы, располагаемые непосредственно перед объектом. Эта схема требует большего объема газа в ИУ и ее приоритет возрастает с возрастанием температуры газа в ИУ.

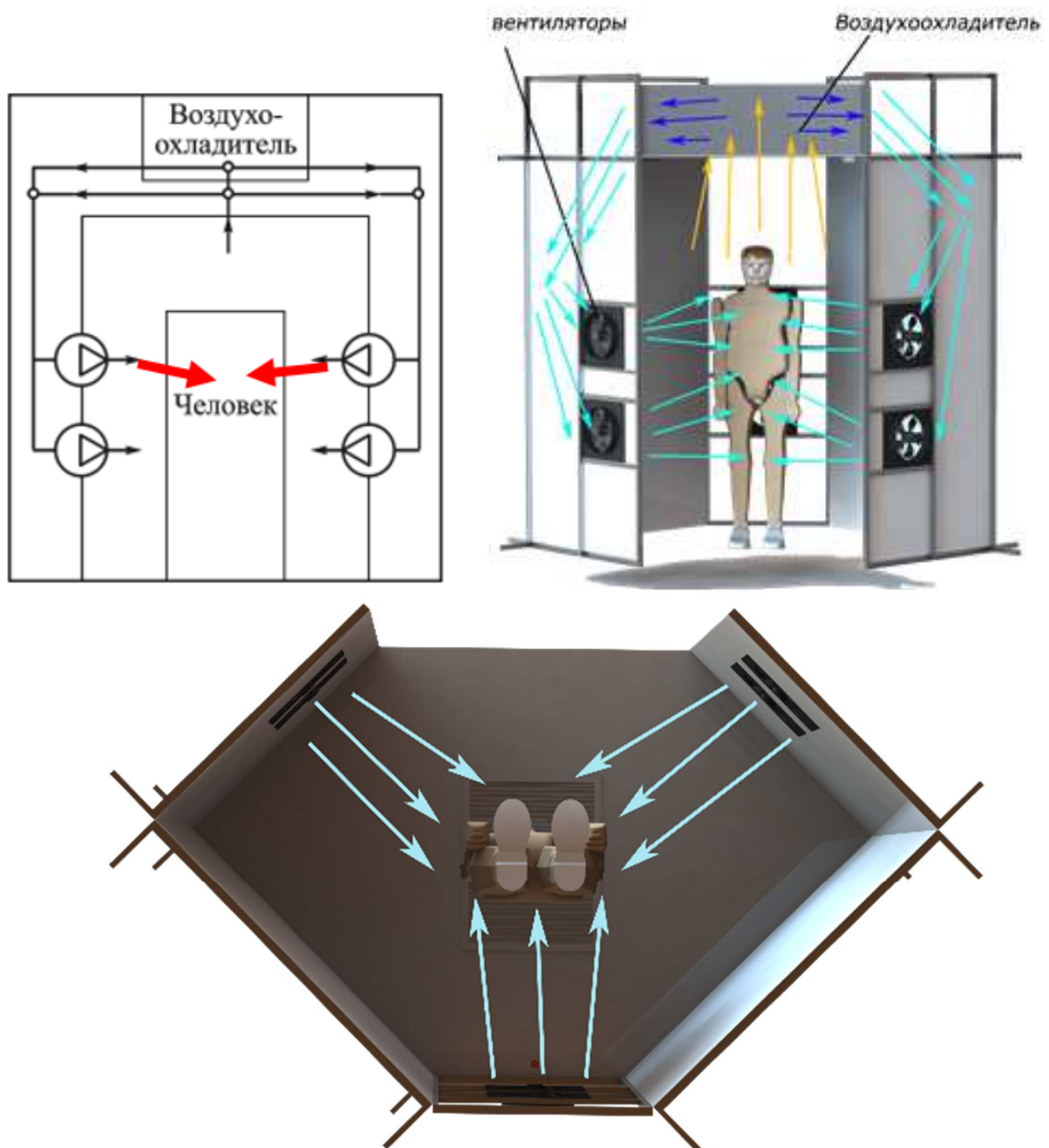


Рисунок 4.2. Базовая схема ИУ тип 1

В рамках раздела 4.3 описано экспериментальное исследование формы, скорости струи (с учетом необходимости регулирования) для схемы ИУ с вентилятором (при наличии человека). Численный эксперимент не проводился, т.к. в данном случае наблюдается закрученная струя, более сложная для проведения вычислительного эксперимента, чем рассмотренная в модели плоская неизотермическая струя щелевого распределителя потока. В дальнейшем эта схема рекомендована для модернизации установок с данным типом ИУ.

Второй – распределительная камера с плоской струей для ИУ тип 2 «индивидуальный криобассейн» (Рисунок 4.3). В таком случае вентилятор возможно использовать один, расположенный в БО.

Дальнобойность струи обеспечивается сужением потока на выходе из распределительной камеры. С ее использованием возможно повысить компактность ИУ, что актуально для азотных установок.

В [197] описаны способы раздачи приточного воздуха, закономерности приточных и конвективных струй, основы расчета воздухораспределительных устройств, движение воздушных потоков в помещении. Исходя из этой информации, в данном случае рассматривается неизотермическая турбулентная струя, истекающая в ограниченное пространство (полуограниченная) из прямоугольного или круглого сечения (плоская или компактная, после поворота потока).

Регулирование потока теплоты в данном случае возможно осуществлять как широтно-импульсным моделированием подачи жидкого азота, так и преобразователем частоты тока двигателя вентилятора. Для согласования параметров струи и поля температур поверхности объекта охлаждения необходимо определить детали процесса направленной управляемой подачи газа. В дальнейшем эта схема подверглась численному исследованию, на основе которого было осуществлено изготовление опытного образца.

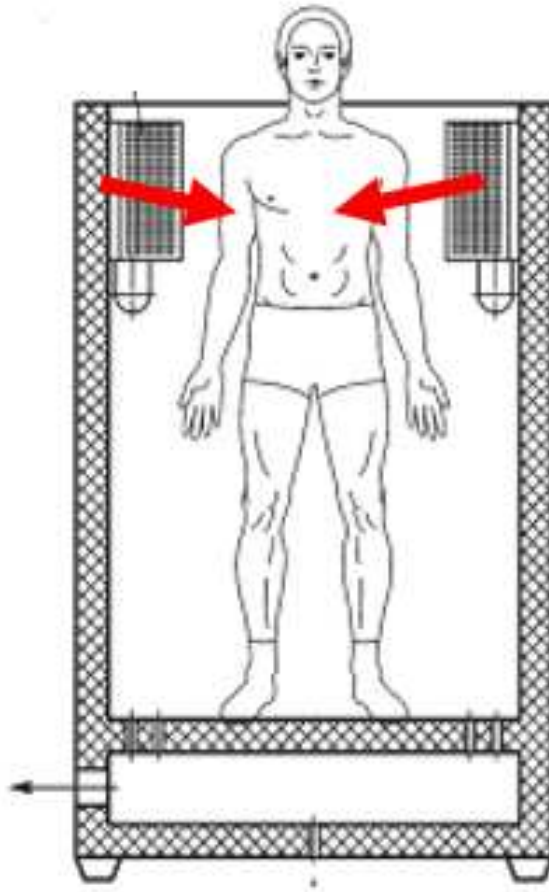


Рисунок 4.3. Базовая схема ИУ тип 2

### 4.3. Экспериментальное исследование подачи приточной струи к объекту охлаждения

#### 4.3.1. Экспериментальный стенд

Стенд моделировал элемент конструкции ИУ тип 1. Подача приточной струи к объекту охлаждения в ИУ тип 2 описана в Главе 5. Он изображен на Рисунке 4.4. Стенд содержит осевой вентилятор Ziehl Abegg FN030-4ЕК.WC.V7 (Рисунок 4.5). Диаметр крыльчатки 300 мм, высота от пола до оси вентилятора – 1400 мм. Температура эксплуатации до  $-40\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Материал крыльчатки: композитный РА6 (усиленное стекловолокно). Потребляемая мощность 0,1 кВт.

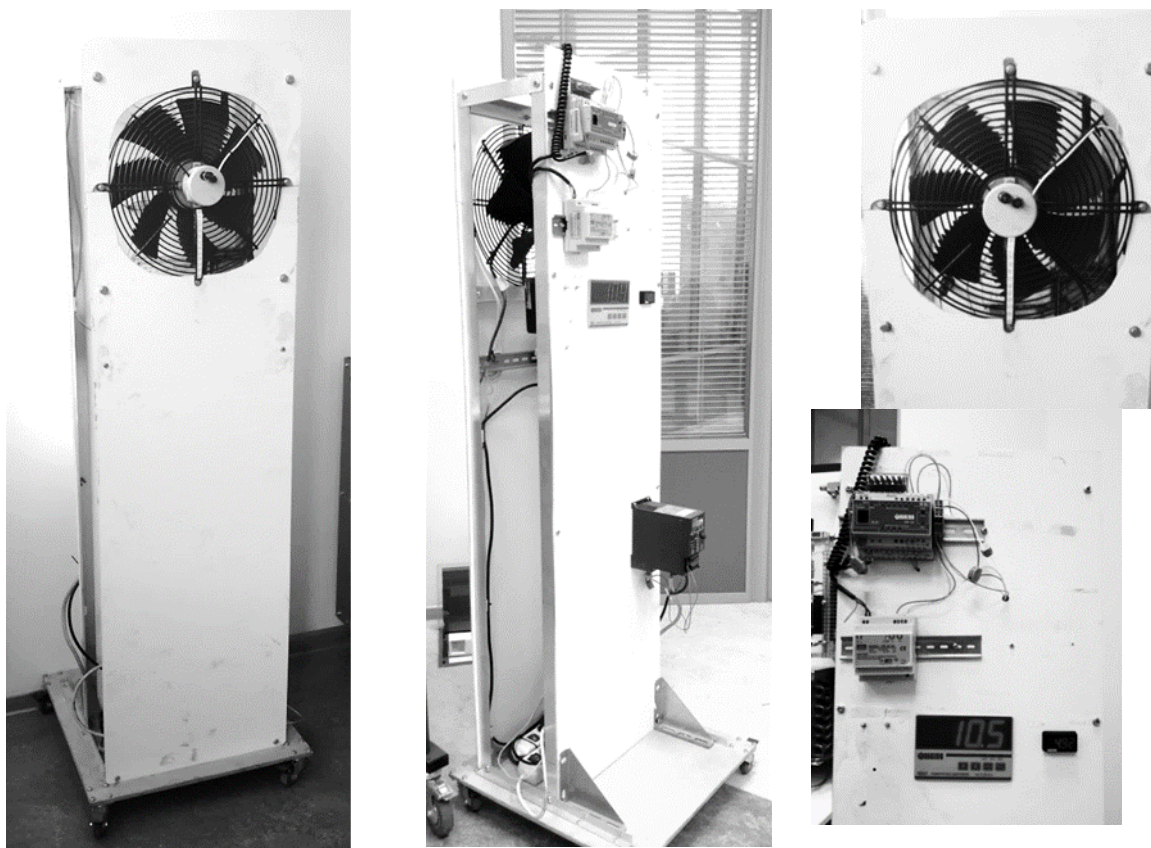


Рисунок 4.4. Общий вид экспериментального стенда

Вентилятор подключен к преобразователю частоты ОВЕН ПЧВ101-К75-А (точность поддержания скорости до 0,1 % от фактической; мощность 0,75 кВт; S-образная характеристика контроля частоты, скорость изменяется плавно для компенсации рывков), расположенному на задней стенке стенда, с помощью

которого осуществляется регулировка его скорости вращения.

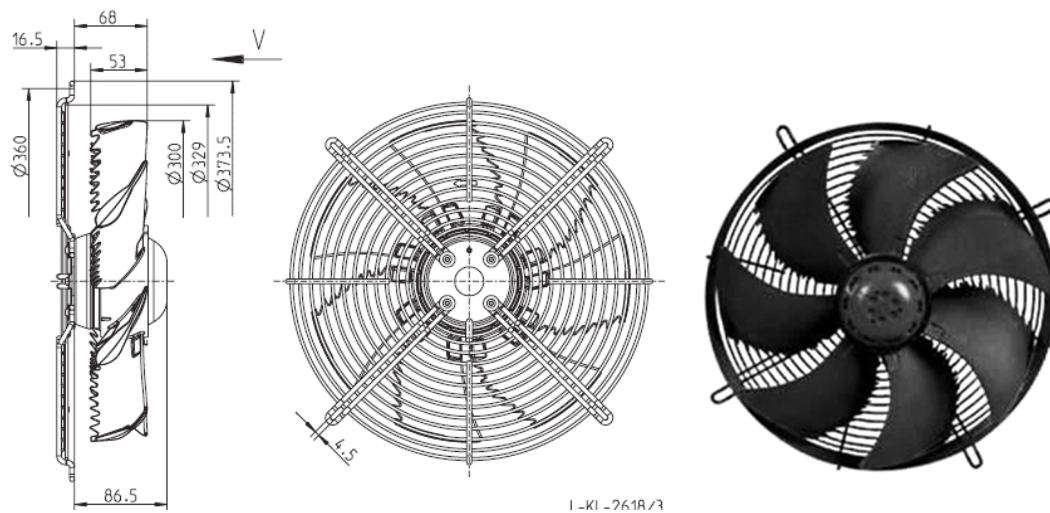


Рисунок 4.5. Общий вид вентилятора (из технического описания)

Для определения скорости воздуха использовались два термоанемометра: Testo 425 и Testo 405-V1 (Таблица 14, Рисунок 4.6).

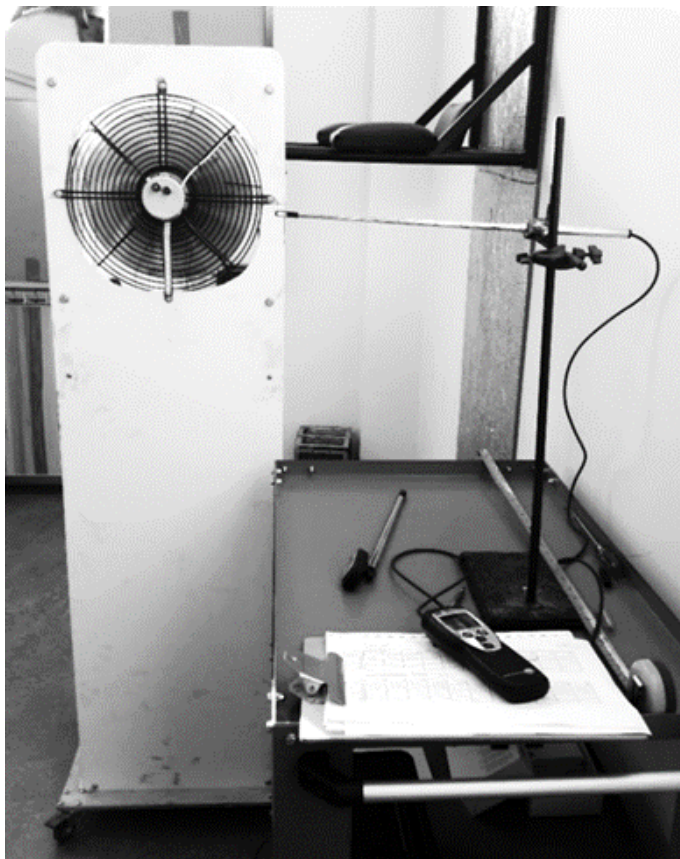


Рисунок 4.6. Проведение эксперимента по определению скорости за вентилятором



Технические характеристики термоанемометров

	Testo 425	Testo 405-V1
Диапазон измерений:		
- скорости воздушного потока, м/с	от 0,1 до 10,0	от 0,0 до 20,0
- температуры, °С	от 0 до +50	от -20 до +70
Погрешность:		
- скорости воздушного потока, м/с	$\pm (0,1 + 0,05V)$ в диапазоне от 0,10 до 2,00; $\pm (0,3 + 0,05V)$ в диапазоне от 2,01 до 10,00; доп. погрешность $\pm 0,3 \cdot \Delta$ от изменения Т на 1 °С от (20±5) °С	$\pm (0,03 + 5\%$ от изменения Т на 1 °С от нормальной (20±5) °С)
- температуры, °С	±0,5	±0,5 (от 0 до +60); ±0,7 (в ост. диап.)
Разрешение:		
- скорость, м/с	0,01	0,01
- температура, °С	0,1	0,1

#### 4.3.2 Распределение скоростей приточной струи

Первым направлением исследований было определение распределения скоростей приточной струи на участке вентилятор-объект. Измерение скорости воздуха необходимо для установления зависимости между интенсивностью обдува, температурой среды и полученными в экспериментах графиками

изменения температуры поверхности объекта.

Сначала было проведено измерение максимальной скорости струи при комнатной температуре ( $25\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 37%, 0,05 м/с) в зависимости от частоты тока, питающего вентилятор (от 50 до 0 Гц) [205]. Измерения проводились на расстоянии до 700 мм от вентилятора (характерное расстояние между вентилятором и объектом). Максимальная скорость воздуха составила 9,5 м/с у выхода и 3,4 м/с. Также необходимо учитывать, что пульсация скорости при  $f=50$  Гц составляет около  $\pm 0,5\text{ м/с}$ . Это интенсифицирует теплообмен, так как происходит срыв пограничного слоя. Скорость 1 м/с получена на расстоянии 700 мм при 20 Гц. Построен график ее изменения в зависимости от частоты тока (Рисунок 4.7). Скорость уменьшается линейно (синим измеренные значения) при снижении частоты вращения вентилятора.

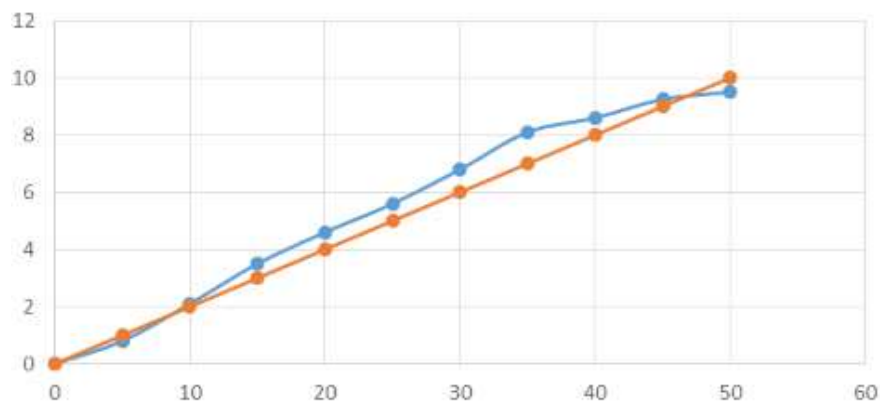


Рисунок 4.7. Максимальная скорость воздуха на выходе из вентилятора в зависимости от частоты электрического тока

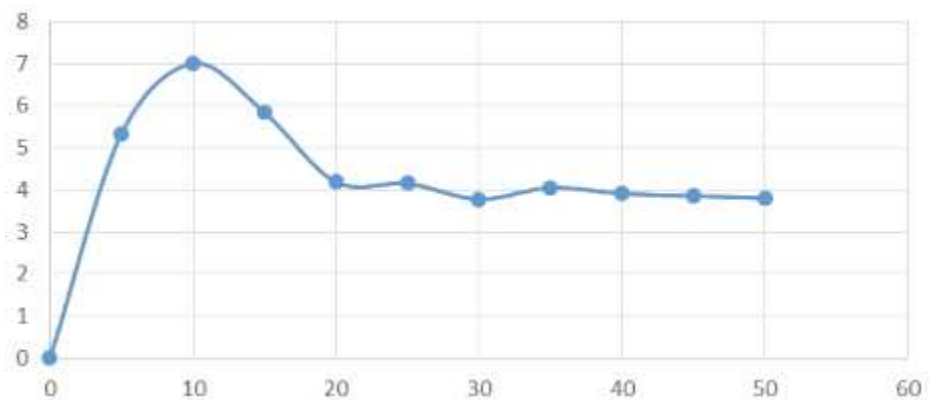


Рисунок 4.8. Отношение максимальных скоростей на выходе из вентилятора и на расстоянии 700 мм

Построен график отношения максимальной скорости у вентилятора и

на расстоянии 700 мм (Рисунок 4.8). Отношение скоростей можно принять равным четырем.

Далее было проведено детальное определение скорости воздуха на выходе из вентилятора, и на расстоянии от него при максимальной частоте вращения вентилятора (форма струи). Было проведено измерение распределения скорости по радиусу вентилятора у решетки. Измерения проводились при комнатной температуре. Результаты измерений представлены в таблице 15 и на Рисунке 4.9. По результатам измерения скорости, оценена зона обдува для статистического большинства людей (Рисунок 4.10) – требуется допустимая степень равномерности охлаждения для всех людей, удовлетворяющих 95 перцентиле (отклонение не более 30 % от максимальной скорости). Вывод – зона удовлетворительна (лицам с низким ростом не дует непосредственно на лицо, зона струи не меньше среднего профиля):

Таблица 15.

Показания приборов при измерении скорости (м/с) в зависимости от относительного радиуса  $r/R$  от центра вентилятора

$r/R$	0,31	0,38	0,44	0,5	0,56	0,63	0,69	0,75	0,81	0,88	0,94	1,00
<b>425</b>	5,71	6,33	7,03	7,41	7,87	8,37	8,31	8,68	8,68	7,71	2,85	1,67
<b>405V1</b>	6,30	6,40	7,20	7,50	7,80	8,20	8,40	8,30	8,30	7,90	1,90	0,90

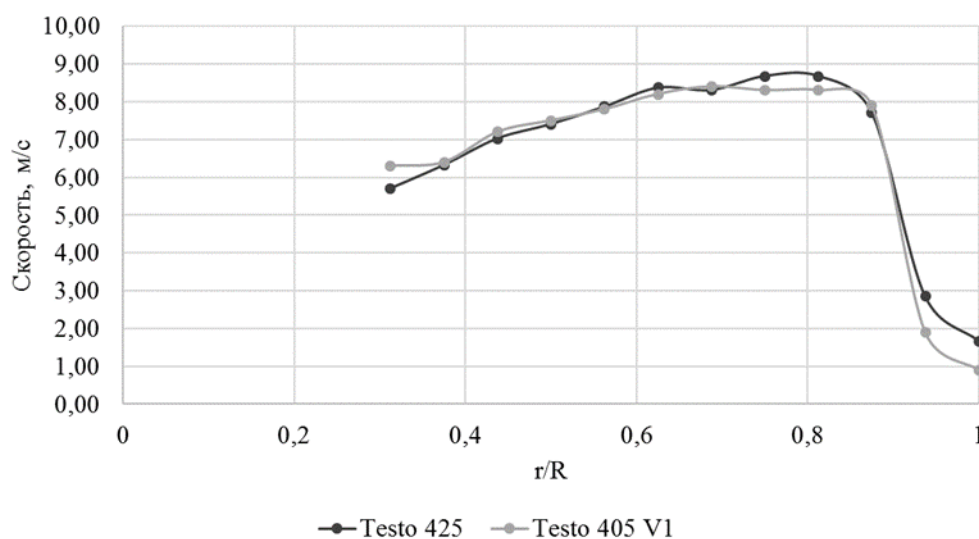


Рисунок 4.9. Распределение скорости по радиусу вентилятора

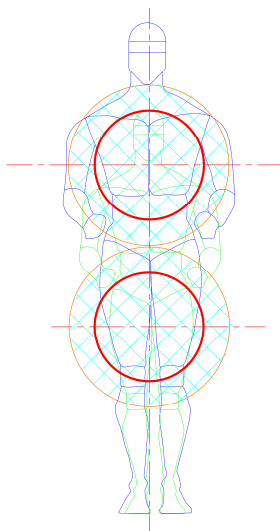


Рисунок 4.10. Результаты анализа зоны обдува (вариант). Распределение максимальной скорости воздуха на подлете к человеку (выделено кругом)

Также было проведено определение средних скоростей на расстоянии от вентилятора. Измерение скорости проводилось при комнатной температуре. Полученные в ходе измерений средние значения проекций скоростей на плоскости представлены в Таблице 16 и на Рисунках 4.11 и 4.12.

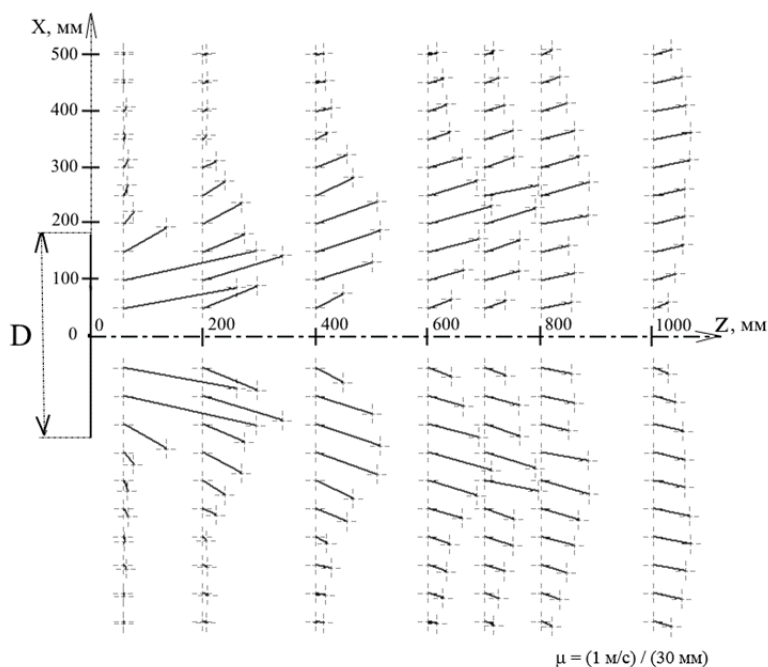


Рисунок 4.11. Направление и величина проекций скоростей воздуха на горизонтальную плоскость  $xz$  ( $D$  – диаметр вентилятора)

Средние значения скоростей на различном расстоянии от вентилятора

<b>z=60 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	1,22	1,75	1,45	0,72	0,62	0,47	0,30
$V_y, \text{ м/с}$	4,35	2,04	1,96	0,67	0,24	0,14	0,17
$V_z, \text{ м/с}$	6,67	7,85	2,53	0,58	0,22	0,25	0,03
<b>x</b>	400 мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,24	0,19	0,11				
$V_y, \text{ м/с}$	0,11	0	0				
$V_z, \text{ м/с}$	0,16	0	0				
<b>z=200 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	1,32	1,44	1,04	1,22	0,85	0,37	0,22
$V_y, \text{ м/с}$	2,69	2,79	1,90	1,78	1,44	0,48	0,30
$V_z, \text{ м/с}$	3,21	4,73	2,45	2,29	1,29	0,79	0,21
<b>x</b>	400 мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,13	0,10	0,06				
$V_y, \text{ м/с}$	0,32	0,21	0,30				
$V_z, \text{ м/с}$	0,28	0,30	0,22				
<b>z=400 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	0,87	1,07	1,28	1,32	1,06	0,75	0,37
$V_y, \text{ м/с}$	1,64	1,40	1,53	1,60	1,73	0,95	0,80
$V_z, \text{ м/с}$	1,64	3,37	3,82	3,65	2,24	1,85	0,67
<b>z=400 мм</b>							
<b>x</b>	400 мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,18	0,13	0,09				
$V_y, \text{ м/с}$	0,55	0,16	0,31				

Таблица 16 (продолжение)

<b>z=400 мм</b>							
<b>x</b>	400мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,18	0,13	0,09				
$V_y, \text{ м/с}$	0,55	0,16	0,31				
$V_z, \text{ м/с}$	0,92	0,61	0,46				
<b>z=600 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	0,54	0,61	0,78	1,06	0,88	0,56	0,43
$V_y, \text{ м/с}$	1,11	1,24	1,23	1,20	1,12	0,76	0,70
$V_z, \text{ м/с}$	1,39	2,08	2,99	3,74	2,86	1,99	1,27
<b>x</b>	400мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,38	0,27	0,14				
$V_y, \text{ м/с}$	0,53	0,39	0,35				
$V_z, \text{ м/с}$	1,09	0,88	0,53				
<b>z=700 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	0,45	0,55	0,71	0,93	0,62	0,63	0,52
$V_y, \text{ м/с}$	1,48	1,38	1,02	1,00	1,08	1,20	0,88
$V_z, \text{ м/с}$	1,23	2,04	2,07	3,01	3,16	1,74	1,65
<b>x</b>	400мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,37	0,32	0,22				
$V_y, \text{ м/с}$	0,99	0,51	0,42				
$V_z, \text{ м/с}$	1,18	0,83	0,53				
<b>z=800 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	0,36	0,42	0,39	0,49	0,81	0,65	0,51
$V_y, \text{ м/с}$	1,00	0,83	0,81	0,91	0,93	0,72	0,84
$V_z, \text{ м/с}$	1,82	1,99	1,63	2,80	2,82	2,23	1,96

Таблица 16 (продолжение)

<b>z=800 мм</b>							
<b>x</b>	400мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,47	0,38	0,28				
$V_y, \text{ м/с}$	0,67	0,58	0,35				
$V_z, \text{ м/с}$	1,52	1,10	0,63				
<b>z=1000 мм</b>							
<b>x</b>	50 мм	100 мм	150 мм	200 мм	250 мм	300 мм	350 мм
$V_x, \text{ м/с}$	0,36	0,38	0,40	0,44	0,39	0,44	0,42
$V_y, \text{ м/с}$	0,78	0,74	0,71	0,78	0,74	0,72	0,82
$V_z, \text{ м/с}$	0,87	1,28	1,73	1,82	1,81	2,14	2,20
<b>x</b>	400мм	450 мм	500 мм				
$V_x, \text{ м/с}$	0,34	0,36	0,33				
$V_y, \text{ м/с}$	0,71	0,63	0,61				
$V_z, \text{ м/с}$	1,89	1,66	1,04				

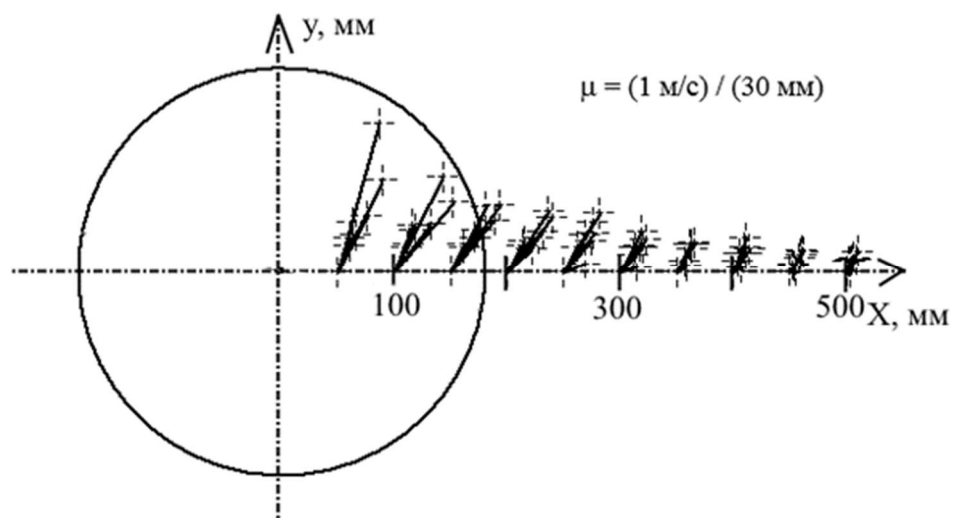


Рисунок 4.12. Направление и относительная величина проекций скоростей воздуха за вентилятором на плоскость ху

Ось z направлена перпендикулярно плоскости решетки вентилятора и имеет начало координат у стенки стенда. Оси x и y являются горизонтальной и

вертикальной плоскостями соответственно. Измерения проводились в точках пространства, принадлежащих плоскости  $xz$ , кронштейн был жестко закреплен относительно вертикали.

Данные из Таблицы 16 необходимы для определения скорости обдува при проведении охлаждения объекта. Кроме того, из Рисунка 4.12 видна неравномерность распределения скорости от оси вентилятора. Максимальные скорости обдува на фиксированном расстоянии от вентилятора могут в 2 раза превышать скорости на оси  $z$ , а спрямление профиля скоростей начинается на расстоянии 600 мм. При этом на указанном удалении от вентилятора максимальные скорости обдува преобладают на расстоянии 200 мм от центра, при том что средняя ширина спины человека составляет около 400 мм. Наиболее оптимальным является расстояние от 600 до 800 мм.

#### 4.3.3. Влияние скорости приточной струи на динамику охлаждения объекта

Следующим направлением исследований было определение изменения температуры объекта в условиях вынужденной конвекции при различных скоростях и температуре среды. Для этого была проведена серия экспериментов по охлаждению кожи спины при различных температурах и скоростях охлаждающей среды для оценки влияния параметров обдува на динамику изменения температуры кожи.

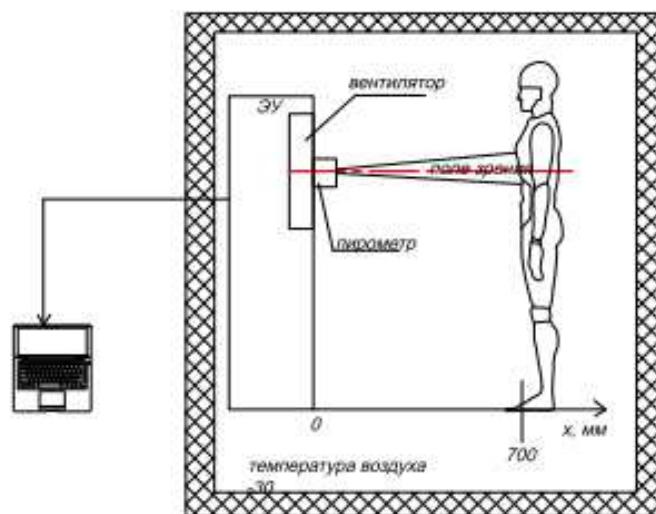


Рисунок 4.13. Схема эксперимента



Использовалась холодильная камера компании «Остров» (Рисунок 4.14). Она является установкой среднетемпературного уровня и позволяет достигать температуры до  $-33\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Камера предварительно была захлажена до нужного уровня температуры, затем проводилось отключение вентилятора на испарителе, в ИУ помещался экспериментальный стенд. Камера имеет следующие составляющие: компрессорный агрегат OA142-EMN-2GES2Y-C (Рисунок 4.15 (а)); воздухоохладитель OH201-135S1A-E70-CF DE VE VS (Рисунок 4.15 (б)); шкаф управления EXC-1x11xFC-1x1x0,35-pRack-B51-13-8,5-IR33-EVD-RS (Рисунок 4.15 (в)). Для изменения температуры в холодильной камере существует возможность изменения уставки давления нагнетания. Камера имеет ряд датчиков, показывающих параметры хладагента в холодильном контуре, а также датчики температуры воздуха в разных областях камеры (пол, внутренние и наружные стенки камеры, ребра испарителя, вход и выход из испарителя). Следить за показаниями всех датчиков холодильной установки удобно с помощью системы мониторинга Refservice на платформе M2M Connect. Также для определения распределения температуры по поверхности кожи после охлаждения был использован тепловизор FLIR P620.



Рисунок 4.14. Внешний вид холодильной камеры фирмы OSTROV

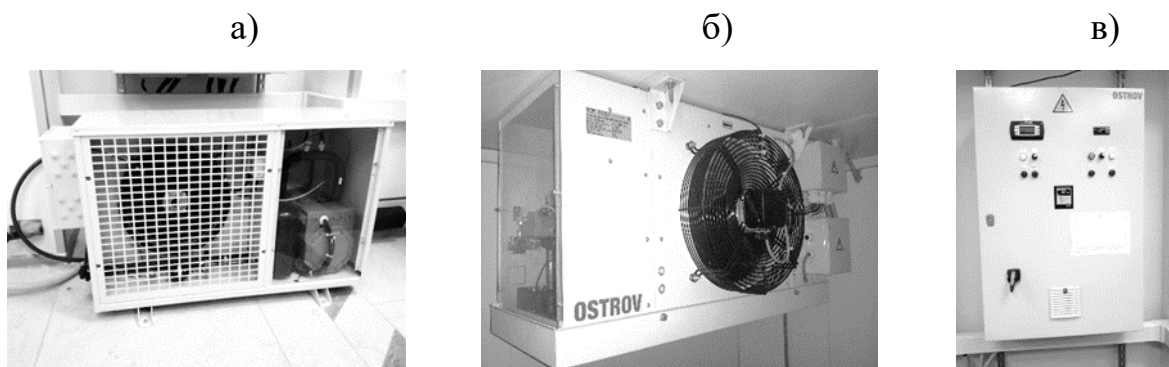


Рисунок 4.15. Внешний вид элементов холодильной камеры OSTROV: а) компрессорно-конденсаторный блок, б) испаритель, в) шкаф управления

На оси вентилятора экспериментального стенда было расположено 2 пирометра (Рисунок 4.16), измеряющих температуру объектов дистанционно. Пирометр КЕЛЬВИН ИКС 4 20/10 (показатель визирования: 1:10), Пирометр КЕЛЬВИН ИКС 4 20/5 (показатель визирования: 1:5). Диапазон измерения температуры: от  $-50$  до  $350$  °С; время измерения температуры: менее 0,33 сек; погрешность измерения температуры:  $\pm 3$  °С при  $T$  объекта меньше  $0$  °С;  $\pm 1$  °С в остальном диапазоне; разрешение по температуре:  $0,02$  °С; возможность установки излучательной способности измеряемой поверхности: от 0,01 до 1,00. Пирометры были подключены к индикаторным табло (измерителям), показывающим значения температуры объекта по сигналу поступающего от пирометра тока (от 4 до 20 мА). Кроме того, оба пирометра были подключены к контроллеру ОВЕН ПЛК 150, подсоединенному к wi-fi-роутеру, осуществляющему связь с компьютером.

Порядок проведения экспериментов заключался в следующем: испытуемый находился в камере «Остров» в течение комфортного для него времени, показания температуры кожи снимались пирометрами, температура в камере фиксировалась датчиками холодильной камеры и записывалась с передней панели шкафа управления. Расстояние от спины до экспериментального стенда, помещенного в холодильную камеру, варьировалось для обеспечения определенной скорости воздуха, измеренной экспериментально. В зависимости от исследуемого режима охлаждения проводилось при естественной конвекции, а также при максимальной

мощности вентилятора стенда. Температура варьировались от  $-30$  до  $-15$  °С, скорость обдува от 0 до 4 м/с у поверхности кожи. В результате экспериментов были получены графики изменения температуры кожи при разных режимах охлаждения.

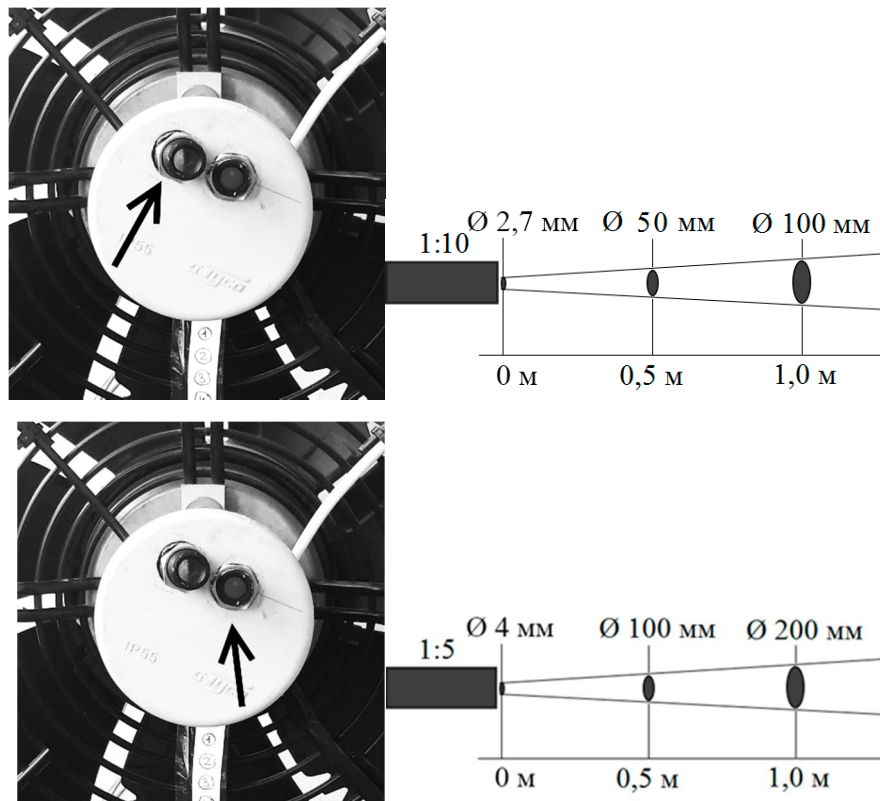


Рисунок 4.16. Внешний вид элементов холодильной камеры OSTROV

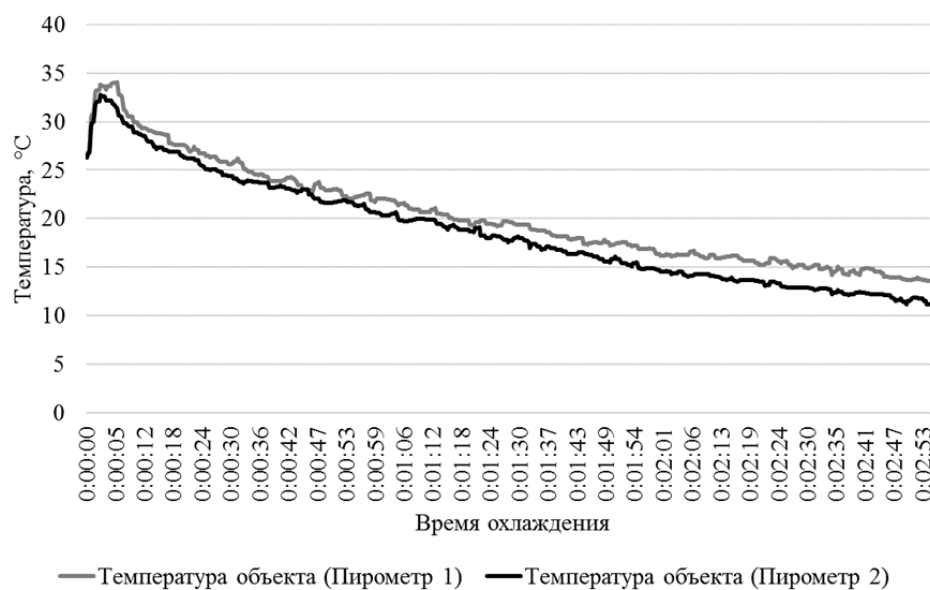


Рисунок 4.17. График охлаждения при температуре  $-24$  °С и скорости обдува  $(3,5 \pm 0,5)$  м/с (на расстоянии 50 см от плоскости закрепления вентилятора)

Примеры графиков в случае естественной и вынужденной конвекции с максимальной мощностью вращения вентилятора при температуре  $-24\text{ }^{\circ}\text{C}$  показаны на Рисунках 4.17 и 4.18.



Рисунок 4.18. График охлаждения при температуре  $-24\text{ }^{\circ}\text{C}$  при естественной конвекции



Рисунок 4.19. Изменение средней скорости охлаждения при  $-24\text{ }^{\circ}\text{C}$  и скорости обдува  $(3,5 \pm 0,5)\text{ м/с}$

Изменение средней скорости охлаждения приведено на Рисунках 4.19 и 4.20. При максимальной мощности вентилятора и температуре воздуха  $-24\text{ }^{\circ}\text{C}$  удавалось получить среднюю температуру кожи спины близкой к  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ , однако более интенсивного охлаждения достигнуто не было. Тем не менее, по полученным данным можно оценить степень увеличения скорости охлаждения с повышением скорости обдува вентилятором.

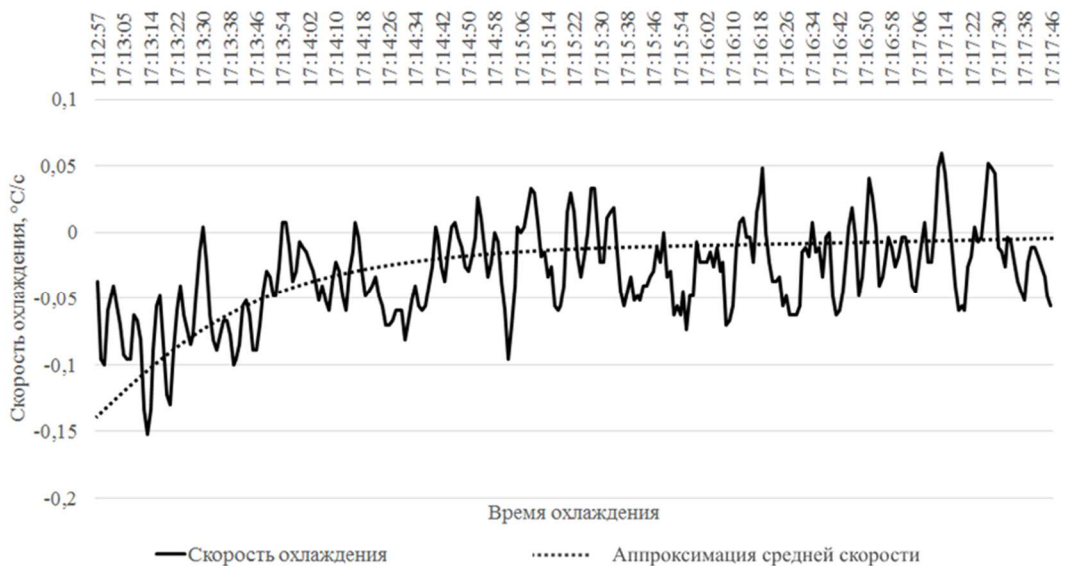


Рисунок 4.20. Изменение средней скорости охлаждения при  $-24\text{ }^{\circ}\text{C}$  в условиях естественной конвекции

Так как максимальная мощность вентилятора экспериментального стенда не позволяет добиться температуры поверхности кожи, требуемой для достижения целей ОГКВ в применяемых условиях (ниже  $10\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), было принято решение провести эксперимент с использованием более мощного вентилятора – вентилятора испарителя камеры «Остров». Была получена зависимость температуры кожи спины от времени охлаждения в холодильной камере при  $-17\text{ }^{\circ}\text{C}$  с включенным вентилятором воздухоохлаждителя. Средняя скорость данного вентилятора у поверхности кожи ( $5,0 \pm 0,5$ ) м/с. При этом комфортное время охлаждения составило около 160 секунд, далее наблюдалось пощипывание кожи. Измерения температуры проводились тепловизором FLIR R620, Зависимость максимальной, средней и минимальной температуры спины, определяемой тепловизором, от времени представлены на Рисунке 4.21.

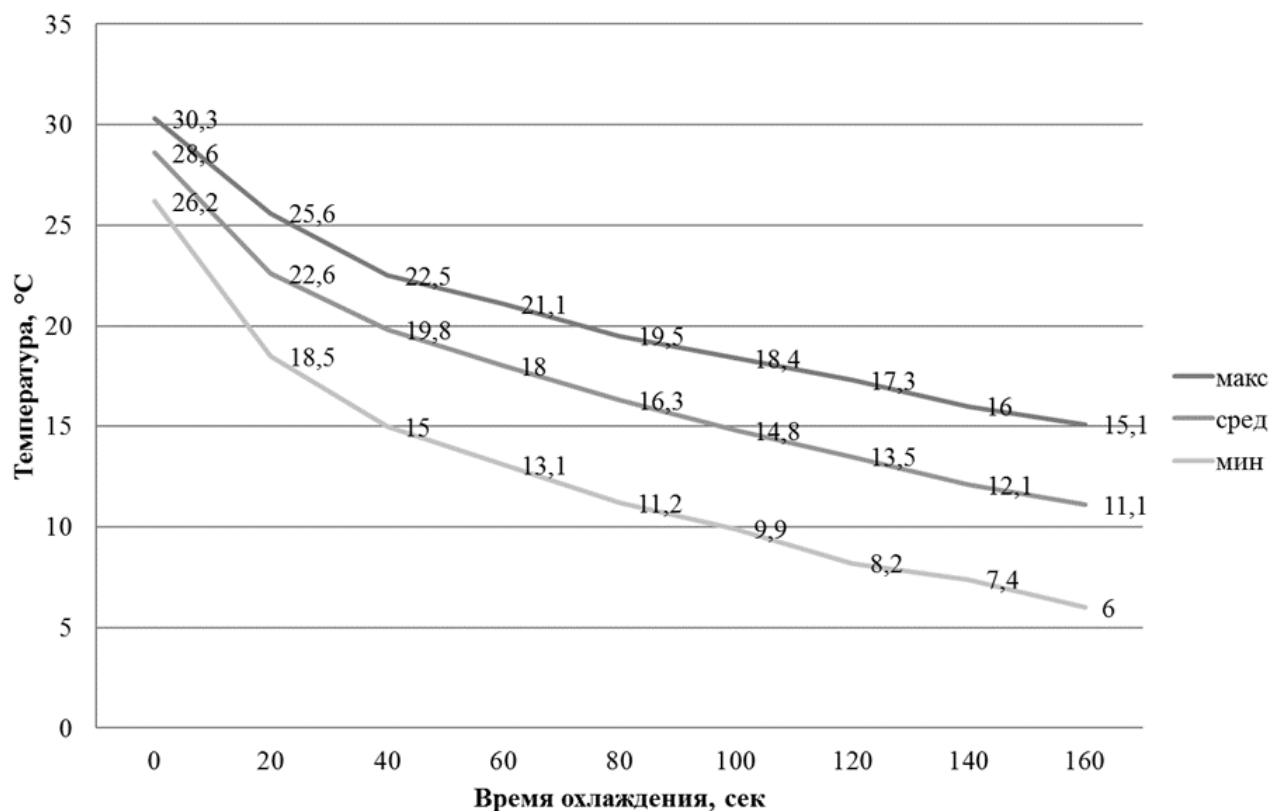


Рисунок 4.21 Зависимость максимальной, средней и минимальной температуры кожи от времени при охлаждении вентилятором камеры (-17 °С)

Разница между минимальной и максимальной температурой спины после охлаждения вызвана высоким расположением вентилятора испарителя холодильной камеры. Обдув при этом неравномерен, наиболее высокие скорости воздуха приходятся на верхнюю часть спины и шею, в связи с чем сложно оценить перспективу охлаждения в случае нормального расположения вентилятора по отношению к человеку. Был построен график температуры для наиболее охладившейся области спины, область лопатки, скорость у поверхности, которой максимальна (Рисунок 4.22). Он показывает, что при указанных параметрах скорости обдува и температуры кожа охладилась в среднем до  $7 \pm 2$  °С, что может позволить достигнуть полезного эффекта криотерапии. Полученные графики показывают, что организация охлаждения при скоростях воздуха у поверхности кожи выше 4 м/с и температуре среды от -20 до -30 °С потенциально может позволить обеспечить эффективное проведение ОГКВ.

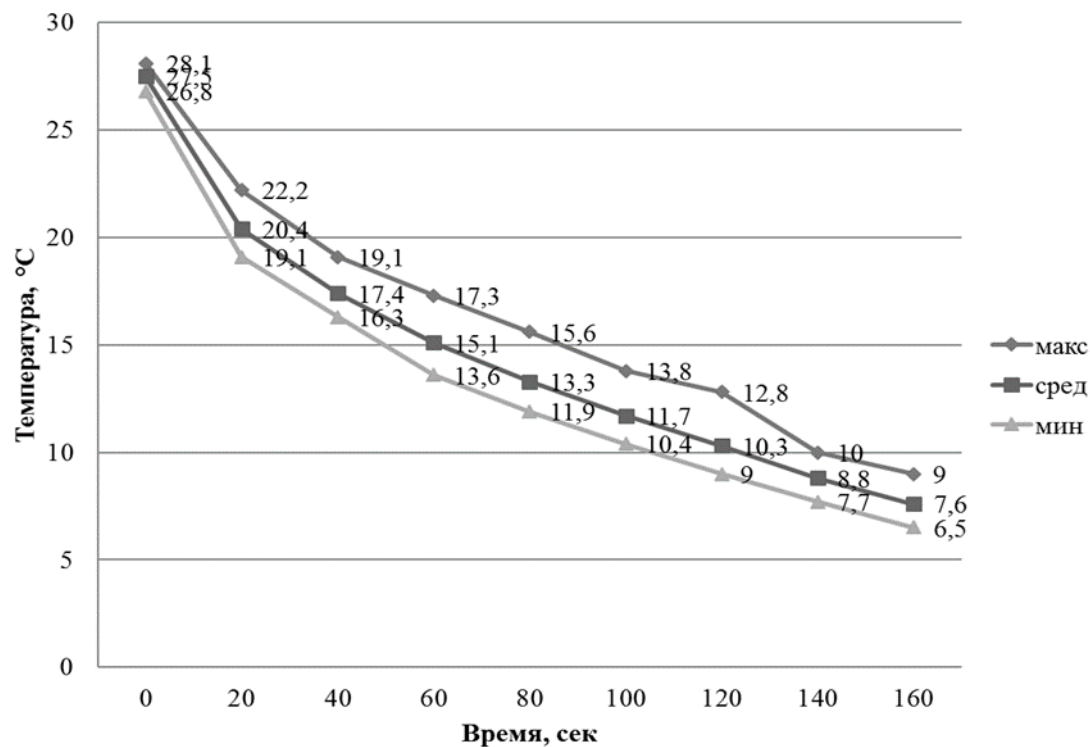


Рисунок 4.22. Зависимость максимальной, средней и минимальной температуры кожи верхней части руки от времени охлаждения при  $-17\text{ }^{\circ}\text{C}$  и  $5,0 \pm 0,5\text{ м/с}$

#### 4.3.4. Влияние положение вентилятора на динамику охлаждения объекта

При определении профиля скоростей на разных расстояниях от вентилятора, а также во время экспериментального определения распределения температур поверхности спины после охлаждения с помощью тепловизора была выявлена неравномерность охлаждения кожи из-за неравномерности скоростей натекающего на тело потока (а также особенностей строения организма). Для предотвращения данной неравномерности существуют два основных способа: установка спрямляющих поток устройств – решеток, направляющих каналов; иное расположение вентилятора по отношению к обдуваемой поверхности. Первый способ, установка направляющих решеток, уменьшает дополнительный эффект обдува от закручивания потока. В связи с этим было предложено изменить расположение вентилятора относительно поверхности кожи, а именно –

не перпендикулярно, а под углом (Рисунок 4.23). Это должно способствовать более равномерному натеканию воздуха на поверхность тела, выравниванию профиля скоростей обдува, а кроме того повысить качество проведения ОГКВ за счет направленности потока в противоположную от лица сторону – для вентилятора, обдувающего область груди. Анализ литературных данных также показал увеличение коэффициента теплоотдачи при угле атаки больше  $0^\circ$  [200]. Это связано с тем, что теплоотдача может уменьшаться при поперечном натекании на поверхность объекта из-за наличия зоны торможения потока [201]. В случае угла атаки отличного от нуля, зона наличия пограничного слоя уменьшается, приводя к увеличению теплоотдачи с поверхности. Угол наклона вентилятора принят равным  $70^\circ$  для того, чтобы приблизить направление скорости обдува к касательной к поверхности тела, что должно привести к улучшению отвода теплоты от объекта охлаждения, а также увеличить площадь обдува одним вентилятором. При этом нельзя расположить вентилятор горизонтально в потолке камеры, в связи с тем, что основной поток воздуха будет обдувать голову.

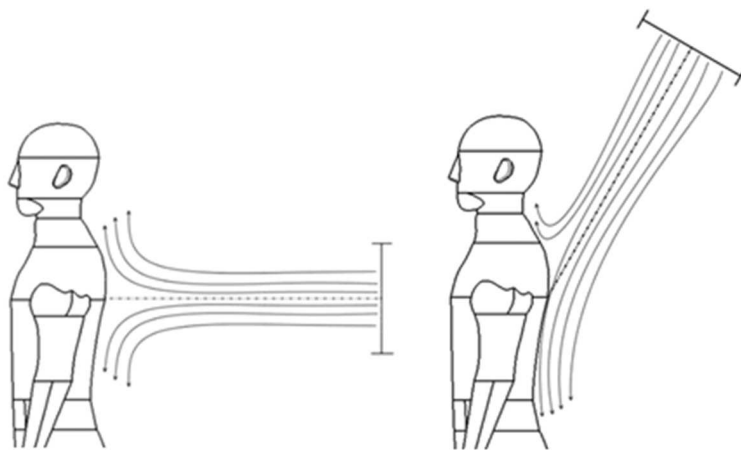


Рисунок 4.23. Схема обдува при изменении расположения вентилятора (необходимо учитывать также, что поток от осевого вентилятора в данном случае закрученный)

Для оценки влияния наклона вентилятора на равномерность распределения температуры проведено экспериментальное исследование охлаждения и сравнение изменения температуры при разных углах обдува.



В связи с сложностью установки вентилятора под полотком холодильной камеры «Остров», а соответственно и неудобством проведения эксперимента по охлаждению кожи человека, было принято решение проводить эксперименты на модельной среде. В качестве модельной среды был выбран 95 % водный раствор желатина. Применимость данного раствора обусловлена схожестью теплофизических свойств желатина со свойствами биоткани. Для моделирования процесса обтекания воздухом спины человека было принято решение охлаждать желатиновую массу, залитую в заднюю половину полого пластикового манекена.

Для расчета необходимой массы желатина для изготовления желатинового геля с требуемым влагосодержанием (95 %) с известным объемом воды была использована формула (4.2), полученная из системы уравнений (4.1):

$$\begin{cases} 0,95 = \frac{m_{\Sigma}}{m_g + m_{жс}} \\ m_{\Sigma} = m_g + 0,1 \cdot m_{жс} \\ 0,95 \cdot (m_g + m_{жс}) = m_g + 0,1 \cdot m_{жс} \\ 0,85 \cdot m_{жс} = 0,05 \cdot m_g \end{cases}, \quad (4.1)$$

$$m_{жс} = \frac{m_g}{17}, \quad (4.2)$$

где  $m_{жс}$  – масса желатинового порошка;  $m_g$  – масса воды без учета влагосодержания желатина;  $m_{\Sigma}$  – суммарная масса воды в растворе.

Сначала был проведен пробный эксперимент по охлаждению желатиновой модели небольшого объема с помощью вентилятора при температуре среды  $-30$  °С. Внешний вид модели представлен на Рисунке 4.24. Для определения температуры модели по глубине использовались термопары Galil Medical 17G Single-Point Thermal Sensor. Длина рабочей части датчика – 175 мм, диаметр 1,5 мм. Термопары были подключены к контроллеру ОВЕН МВ110-224, подсоединенному ко второму

компьютеру с собственной программой считывания показаний, результаты которых также обрабатывались в программе MasterSCADA. Для контроля температуры поверхности использовался термометр сопротивления Pt100. Датчики, контроллер и блок питания представлены на Рисунке 4.25. По результатам пробного эксперимента был составлен подробный план изготовления полномасштабной желатиновой модели и проведения основного эксперимента. Также в процессе проведения эксперимента было зафиксировано обледенение модели по краям, в связи с чем время охлаждения в дальнейших экспериментах было установлено не более 5 минут.

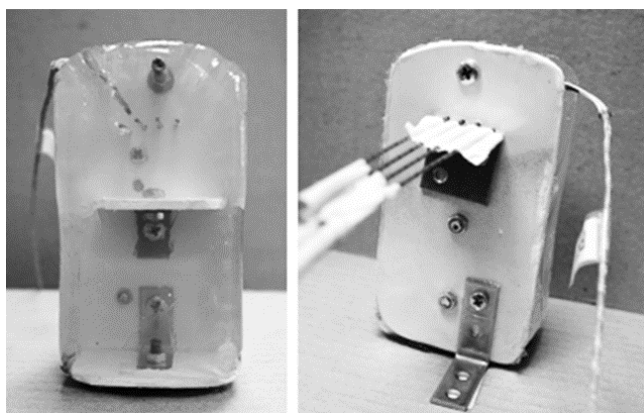


Рисунок 4.24. Внешний вид пробной желатиновой модели, поддерживающей стенки и закрепления датчиков

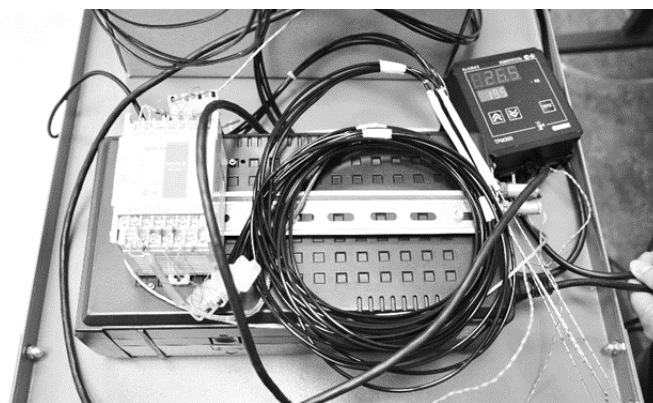


Рисунок 4.25. Дополнительное оборудование для проведения эксперимента по охлаждению желатиновой модели

Для определения влияния наклона вентилятора на интенсивность изменения температуры был проведен полномасштабный эксперимент на желатиновой модели, имитирующей форму спины человека (Рисунок 4.26).

Для обеспечения угла наклона вентилятора к плоскости поверхности обдува в  $70^\circ$  было принято решение положить модель на подставку с углом наклона  $30^\circ$  к вертикали в связи с тем, что повернуть вентилятор стенда было бы более трудоемкой задачей. Градиентом температур по высоте в данном случае предлагается пренебречь. При размещении модели в камере в наклонном эксперименте расстояние до модели было выровнено по точке, находящейся на уровне центра вентилятора в случае вертикального эксперимента. Модель была изготовлена при помощи полого манекена. Также заранее была изготовлена поддерживающая стенка из пластика с отверстиями под датчики температуры и поддерживающая модель подставка с углом наклона в  $30^\circ$ . В модели при заливке было закреплено 8 термопар на одном уровне по высоте спины и с шагом в 5 мм по глубине и в 20 или 10 мм по ширине (Рисунок 4.27). Охлаждение проводилось в трех режимах: естественная конвекция в наклонном положении модели; вынужденная конвекция при максимальной частоте вращения вентилятора стенда в наклонном положении; вынужденная конвекция при максимальной частоте вращения вентилятора стенда в вертикальном положении. Температура в камере во всех трех случаях поддерживалась на уровне не выше  $-20^\circ\text{C}$ . Охлаждение проводилось в течение 4 минут (Рисунки 4.28-4.30). Как видно из полученных графиков, температура поверхности в условиях вынужденной конвекции на  $10^\circ\text{C}$  ниже температуры поверхности при естественной конвекции. Скорость обдува при этом составляла около 3 м/с при температуре  $-20^\circ\text{C}$ . Сравнение показаний температуры при вынужденной конвекции в вертикальном и наклонном положении модели показало, что температура поверхности в конце эксперимента практически одинаковая ( $5^\circ\text{C}$ ), хотя в случае вертикального охлаждения она была ниже на  $2^\circ\text{C}$ . Тем не менее показания термометров сопротивления в случае вертикального расположения вентилятора могут быть недостоверными, т.к. дополнительный контроль температуры поверхности ИК-камерой показал наименьшую температуру в конце данного эксперимента  $8,8^\circ\text{C}$ . Кроме того показания термопар свидетельствуют о том, что отвод

теплоты в случае наклона осуществлялся лучше, т.к. была достигнута более низкая температура от 2 до 4 °С (термопары номер 1, 4, 5). В ходе проведения экспериментов также фиксировалась температура поверхности модели с помощью тепловизора после охлаждения (Рисунки 4.31-4.34). ИК-изображения показали, что в случае наклонного расположения модели больше охлаждается верх спины, на который сильнее дует вентилятор, т.к. эта область спины располагается ближе к его центру. Однако более удаленная от него область охладилась сильнее, чем в случае вертикального расположения, и минимальная температура составила 3,6 °С против 8,8 °С. Максимальная температура поверхности в обоих случаях равна (12,2 °С).

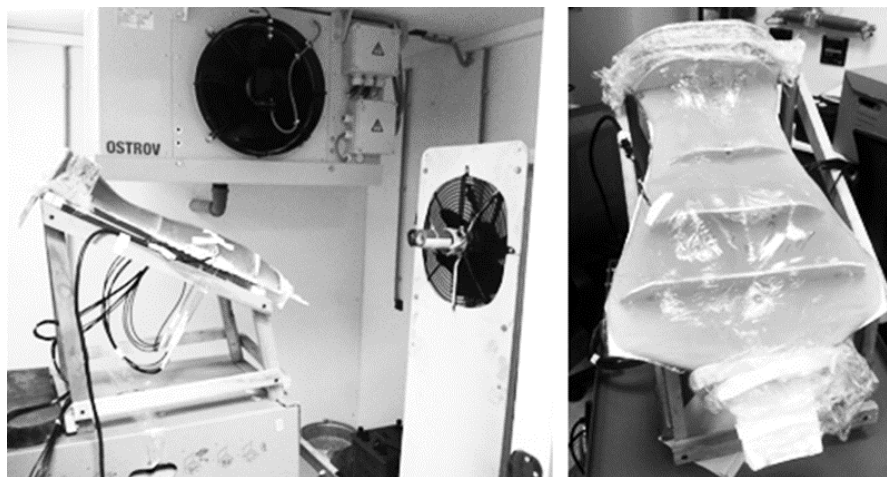


Рисунок 4.26. Внешний вид желатиновой модели и установки для проведения эксперимента

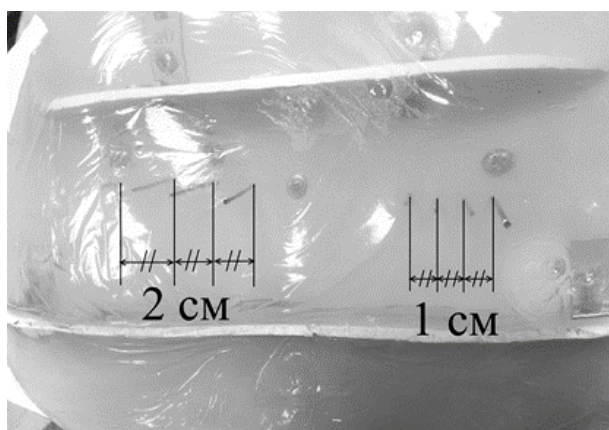


Рисунок 4.27. Расположение термопар в желатиновой модели

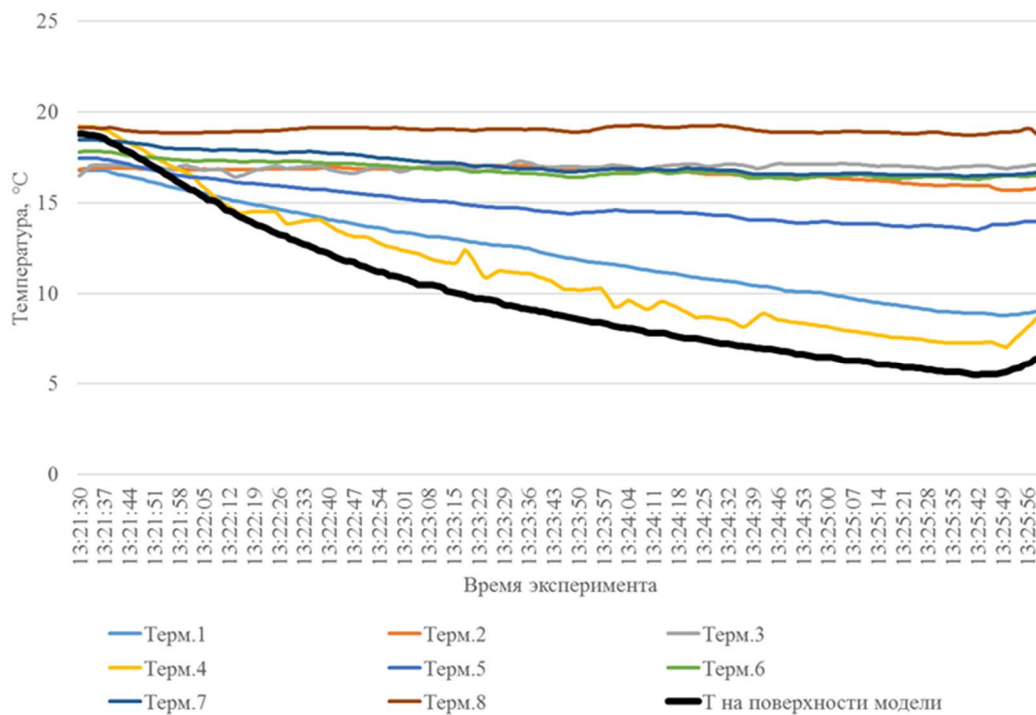


Рисунок 4.28. Графики изменения температуры модели в случае вынужденной конвекции под наклоном

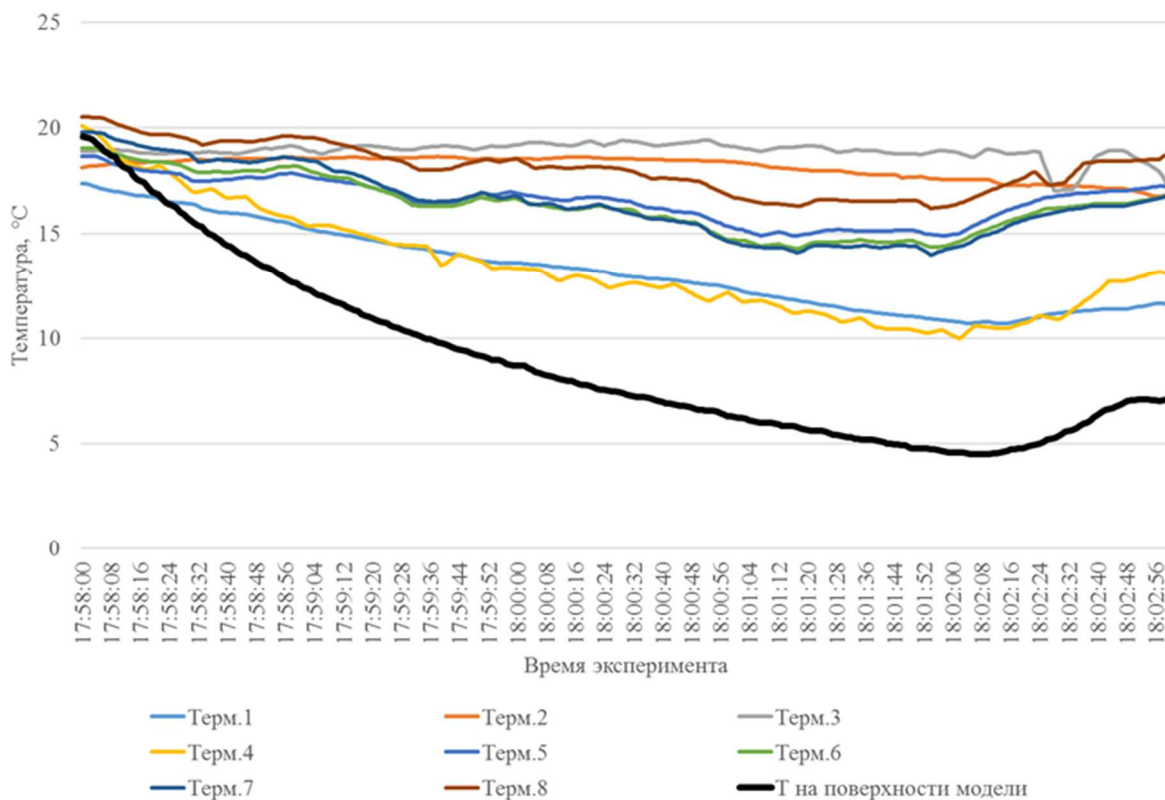


Рисунок 4.29. Графики изменения температуры модели в случае вынужденной конвекции в вертикальном положении модели

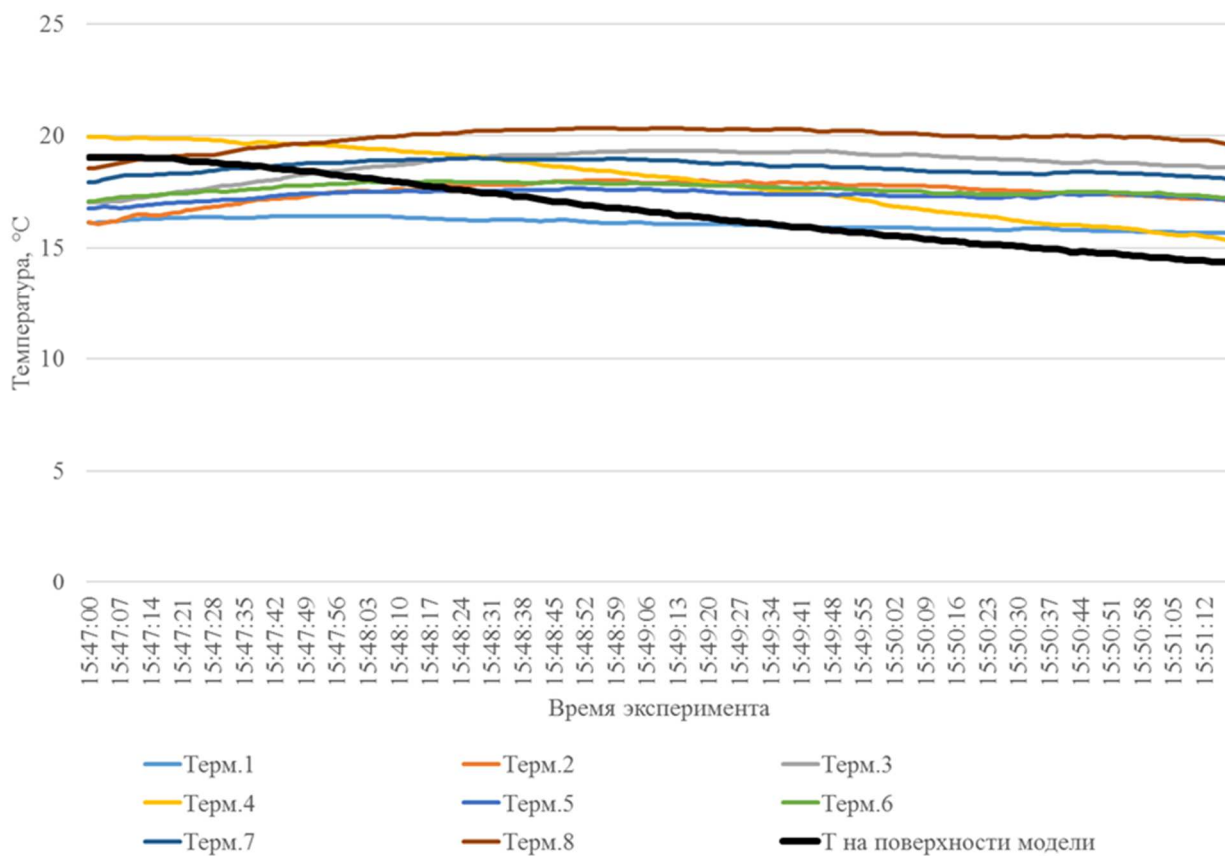


Рисунок 4.30. Графики изменения температуры модели в случае естественной конвекции (перед экспериментом модель отогрелась не полностью до 20 °C)

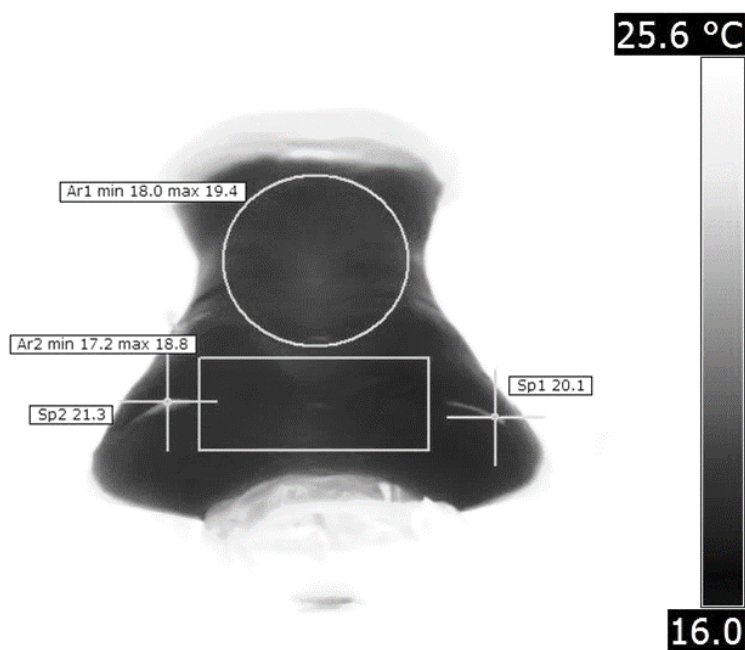


Рисунок 4.31. ИК-изображение модели перед экспериментом с охлаждением под наклоном

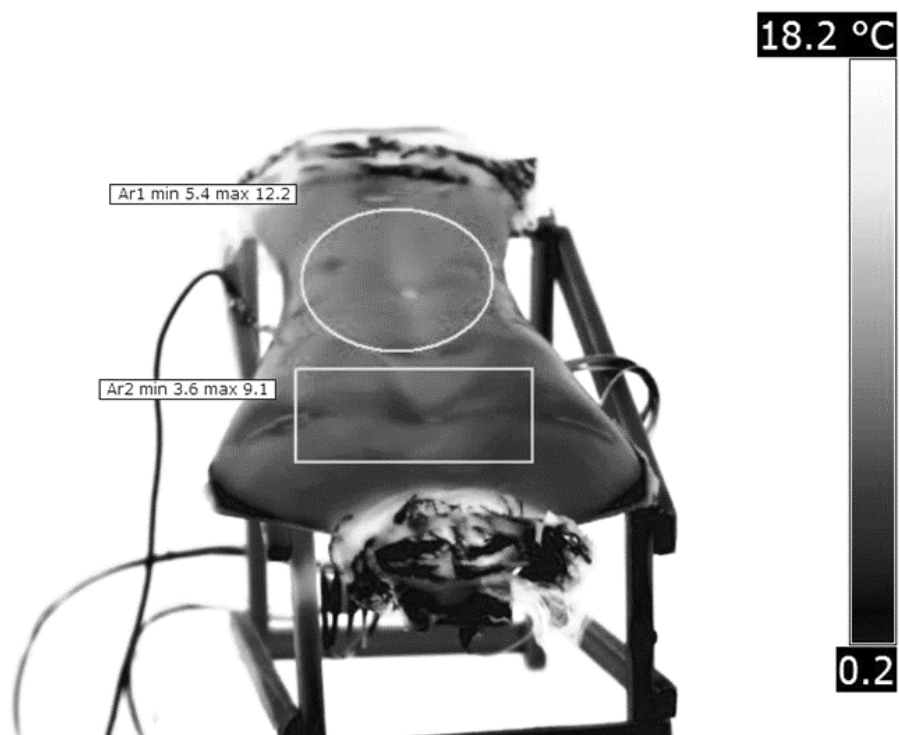


Рисунок 4.32. ИК-изображение модели после эксперимента с охлаждением под наклоном

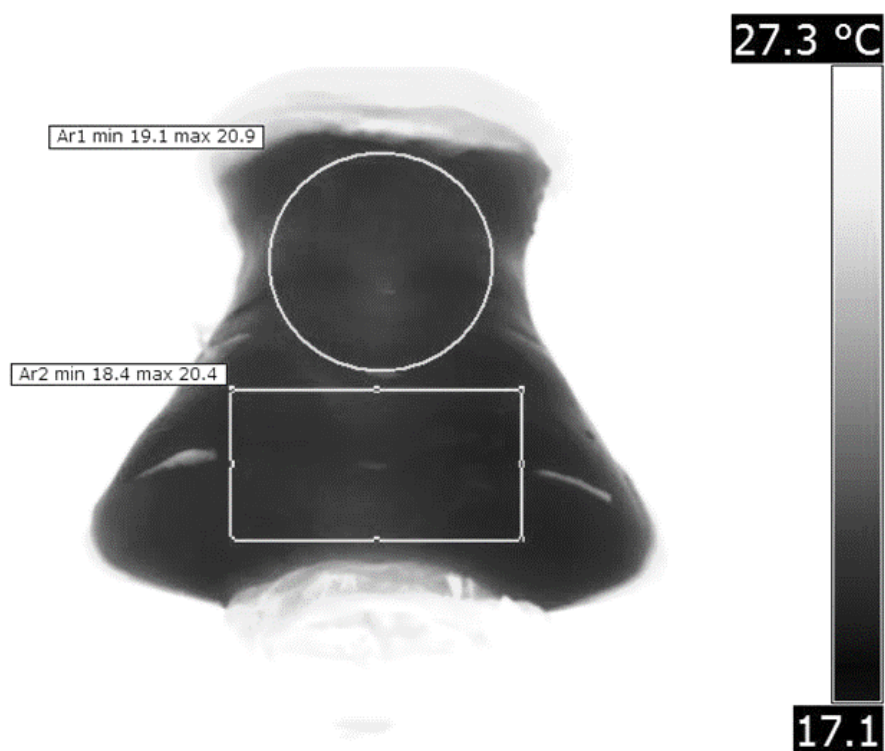


Рисунок 4.33. ИК-изображение модели перед экспериментом с охлаждением в случае вертикального расположения

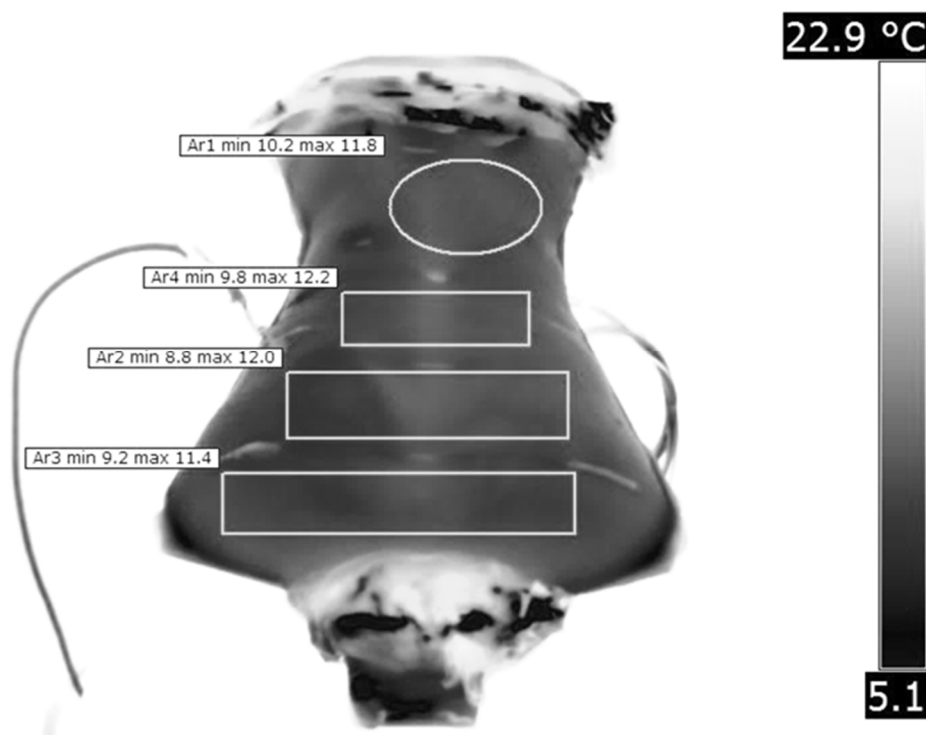


Рисунок 4.34. ИК-изображение модели после эксперимента с охлаждением в случае вертикального расположения

Таким образом, расположение вентилятора под наклоном в процессе проведения ОГКВ позволяет более интенсивно охлаждать поверхность тела человека. Кроме того, такое расположение увеличивает площадь поверхности обдува. Для улучшения равномерности охлаждения следует также подбирать угол наклона вентилятора в зависимости от габаритов ИУ для минимизации эффекта обветривания кожи в областях наиболее близких к вентилятору. По умолчанию угол наклона плоскости решетки вентилятора к вертикали может составлять  $70^\circ$ , что позволяет эффективно охлаждать кожу без образования зоны торможения потока, не обдувая при этом голову.

#### 4.3.5. Анализ способов регулирования скорости охлаждения объекта

Основываясь на упрощенном подходе к построению физико-математической модели [199] были проведены предварительные расчеты с учетом различных значений скорости газа. Ниже представлены графики



изменения температуры кожи по времени для случаев: ступенчатого изменения скорости воздуха после 120 секунд (Рисунок 4.35); линейного изменения скорости воздуха в течение всего расчетного времени от 0,1 м/с до конечного значения (Рисунок 4.36); линейного изменения скорости в течение всего расчетного времени от указанного начального до конечного значения (Рисунок 4.37). На Рисунках с 4.35 по 4.37 указаны графики температур, однако характеристики скорости обдува могут быть различными, и их выбор должен быть осуществлен после их апробации.

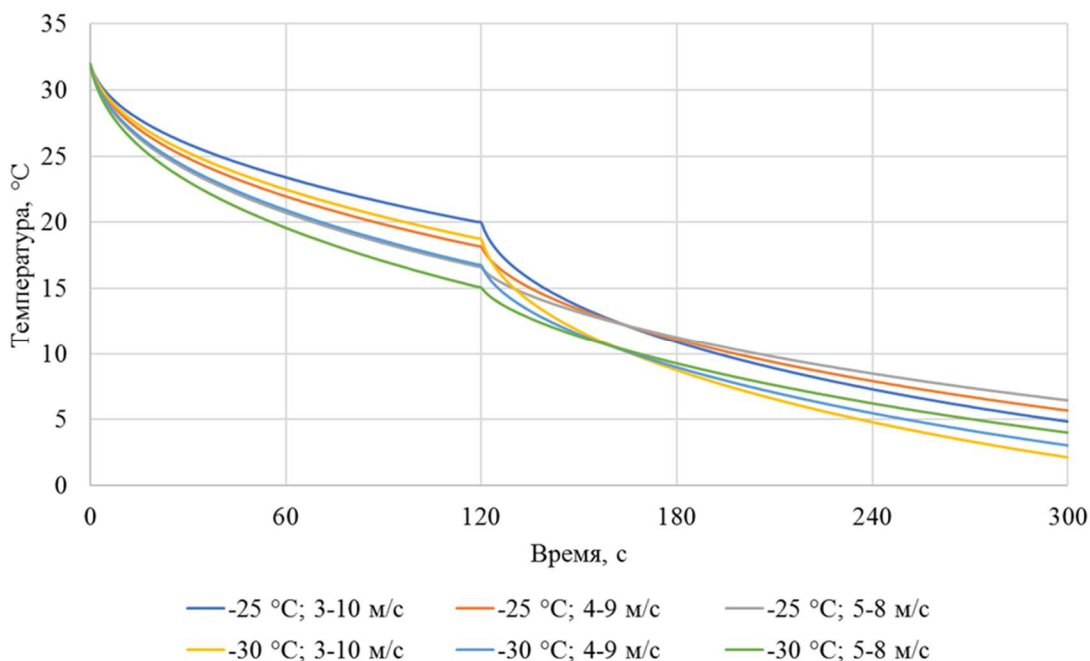


Рисунок 4.35. Графики изменения температуры кожи по времени при ступенчатом изменении скорости воздуха после 120 секунд

Также необходимо учитывать, что на практике показателем комфортности при ветреной холодной погоде является ветро-холодовой индекс (WCET) [198]. Этот показатель отображает ощущения человека при одновременно холодной и ветреной погоде, а также показывает риск переохлаждения открытых участков. Данный фактор нельзя считать абсолютным показателем безопасности проведения ОГКВ, так как в случае воздействия в существующих установках при температурах от -110 до -140 °C и низкой скорости воздуха значения ветро-холодового индекса находятся в

области крайне высокого риска обморожения менее чем через 2 минуты, что противоречит реальным наблюдениям.

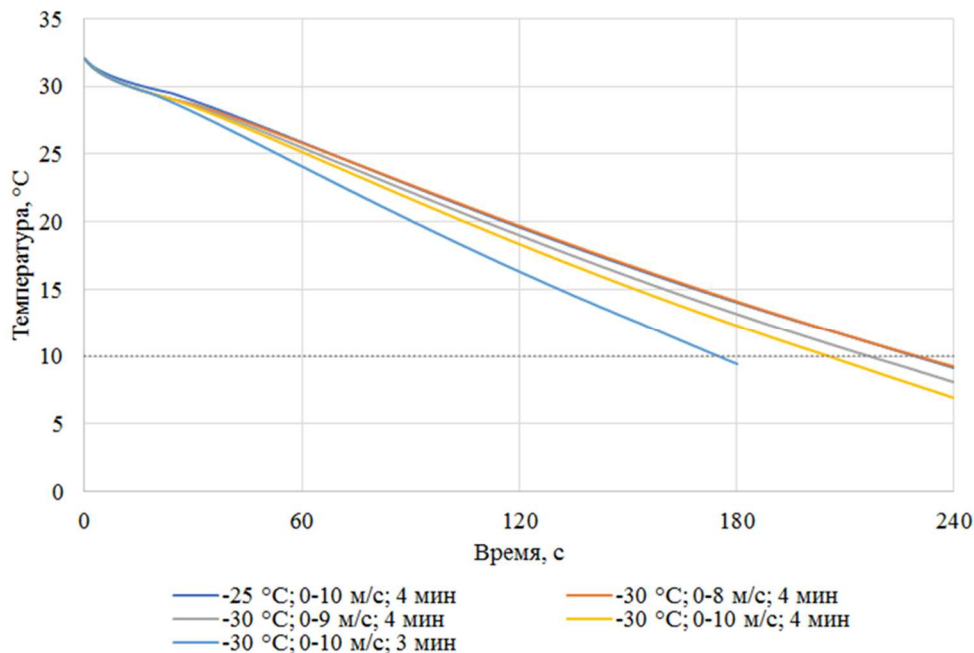


Рисунок 4.36. Графики изменения температуры кожи по времени при линейном изменении скорости воздуха в течение воздействия от 0 м/с до конечного значения

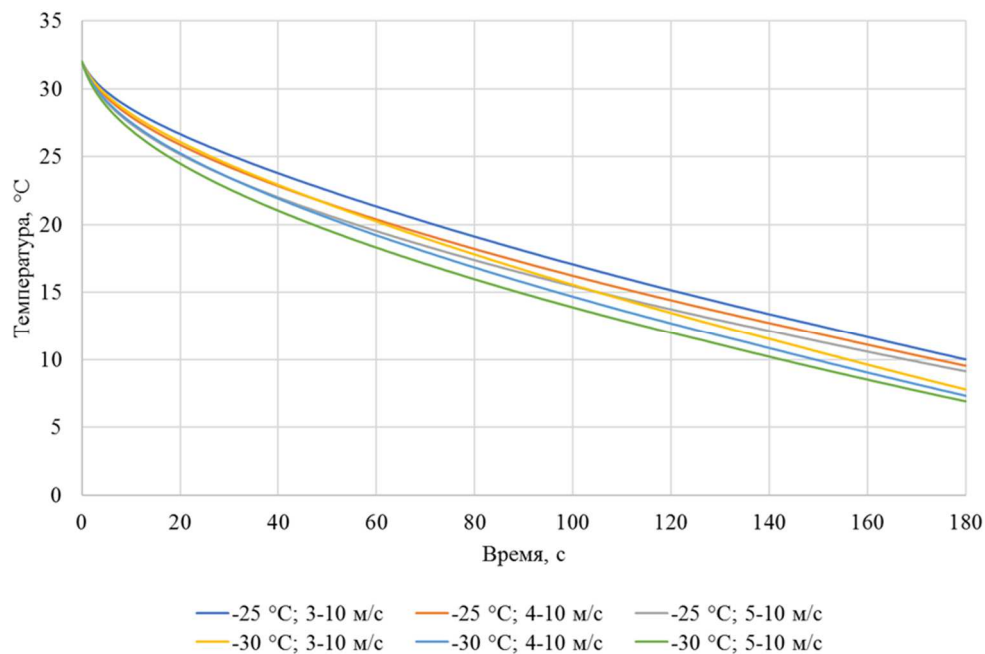


Рисунок 4.37. Графики изменения температуры кожи по времени при линейном изменении скорости воздуха от начального до конечного значения

#### 4.4. Бесконтактный контроль температуры поверхности объекта

## **охлаждения**

### **4.4.1. Постановка задачи**

Для создания алгоритмов управления интенсивностью охлаждения массива объектов охлаждения необходимо разработать средства контроля режима подачи газа (обеспечение обратной связи по температуре кожи объекта охлаждения при ОГКВ). Для выполнения этой задачи подходят бесконтактные датчики температуры или тепловизионные камеры (ИК-камеры). Сложности с применением контактных датчиков описаны в Главе 2.

Наиболее простым, и, следовательно, массовым прибором такого класса является пирометр. Есть 2 основных метода пирометрии: радиационная пирометрия, оптическая пирометрия. Радиационные пирометры чувствительны к излучению в определенной полосе частот. Применяется зависимость энергетической яркости излучения объекта (в ограниченном диапазоне длин волн). Яркость излучения зависит от измеряемой температуры. Оптические пирометры чувствительны во всем диапазоне частот. Применяется метод пирометрии спектрального отношения. Пирометры спектрального отношения измеряют энергию инфракрасного излучения на двух длинах волн, а не на одной, как в радиационных пирометрах. Соотношение энергий на этих двух длинах волн затем преобразуется в температуру. Этот способ позволяет снизить влияние изменения излучательной способности объекта измерений, оптических помех и неверного расположения прибора. Исходя из этого для данной задачи наиболее подходящим является радиационный пирометр.

Тепловизионные камеры также возможно применять в исследуемой постановке проведения измерений. Ввиду большей сложности и стоимости оборудования и средств обработки сигнала в данной работе они рассматриваются в качестве средства фиксации конечного распределения температур.

Применение стандартных методик бесконтактной термометрии

затрудняется следующими особенностями задачи (Рисунок 4.38): низкими температурами (корпуса прибора, среды между прибором и объектом), дисперсностью среды (ледяной туман, который содержит частицы воды и диоксида углерода), подвижностью объекта измерения. Объекты охлаждения имеют разные габаритные размеры (индивидуальные особенности), пятно измерения не должно смотреть на холодную стенку или одежду. Для их учета необходимо вносить поправки в сигнал пирометра (коррекция от плотности тумана для характерной длины прохождения сигнала в нем), а также особенным образом обрабатывать его сигнал во времени измерений.

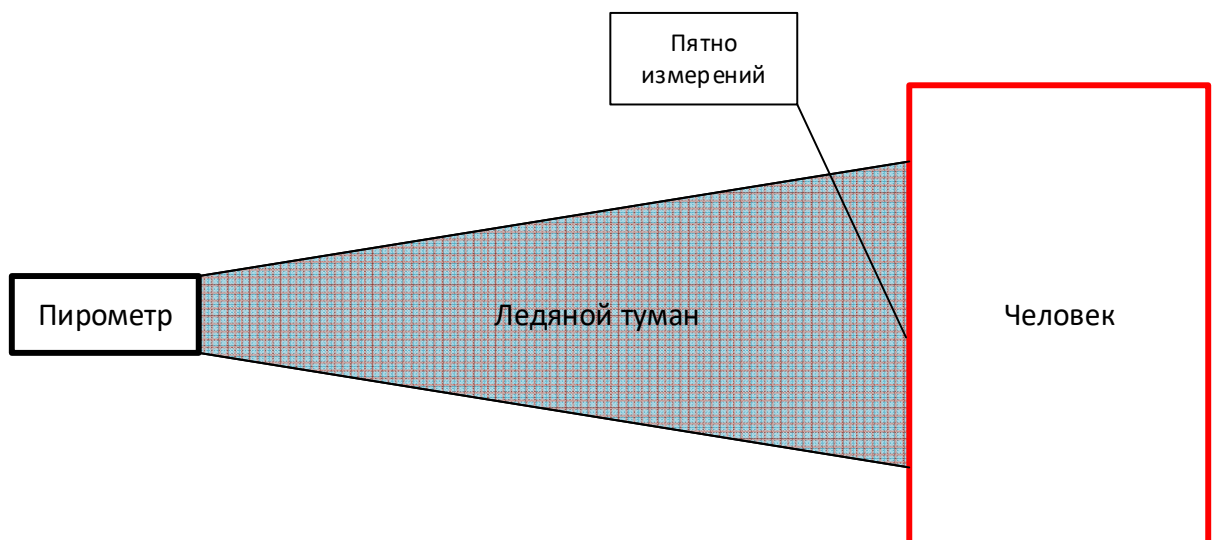


Рисунок 4.38. Исследуемая схема бесконтактного измерения температуры

В рамках экспериментального исследования использованы автономный пирометр Кельвин911, а также 2 пирометра Кельвин ИКС (1:10, 1:5), тепловизор FLIR P620. Использование нескольких датчиков позволило исключить неисправности и погрешности, которыми может обладать каждый из них в отдельности. Технические характеристики пирометров следующие. Диапазон измерения температуры:  $-50^{\circ}\dots+350^{\circ}\text{C}$ . Диапазон рабочих температур:  $-40^{\circ}\dots+50^{\circ}\text{C}$ . «Токовая петля 4-20мА» с «паразитным» питанием пирометра. Время измерения температуры: 0,2 с. Разрешение по температуре:  $0,1^{\circ}\text{C}$ . Показатель визирования: 1:5 (или 1:10). 1:5 = 5 см (пятно меньше 1 см), 40 см (пятно около 8 см). Спектральный диапазон: 8 - 14 мкм. Габаритные размеры:  $\text{Ø}14\times 70$  мм, крепление: M12. Степень защиты от пыли и влаги: IP65.

Погрешность измерения температуры объекта  $\pm 1$  °C (от 0 до 100 °C),  $\pm 3$  °C (менее 0 °C).

Погрешность использованного тепловизора не больше  $\pm 2$ °C,  $\pm 2\%$  от показания. Повторяемость  $\pm 1$ °C или  $\pm 1\%$  от абсолютной температуры (в °C). Погрешность зависит от температуры окружающих стенок. В ИУ стенки холодные (следовательно, они не вносят искажений).

#### **4.4.2. Влияние охлаждения прибора на результат измерений**

В инструкции к прибору указано следующее: «Необходимая точность измерения обеспечивается, если температура корпуса прибора меняется достаточно медленно. Если прибор подвергается большим колебаниям внешней температуры ( $\pm 15$ °C), то для обеспечения точности измерения необходимо выдержать прибор по крайней мере 10 минут. Меньшие колебания температуры окружающей среды не требуют выдержки». Однако, длительность ОГКВ составляет менее 10 минут, что потребовало проведения исследования влияния возможного изменения температуры пирометра на результат измерений.

Температура в камере на момент начала эксперимента была установлена на уровне  $-20$  °C. Внутри камеры был заранее установлен стенд. Кроме того, использовался теплоизолированный со стороны газа термометр сопротивления (Pt100). Порядок проведения эксперимента заключался в следующем: перед началом эксперимента была налажена связь компьютера с контроллером стенда, замерена температура воздуха в камере по показаниям датчиков со шкафа управления камеры; был выключен воздухоохладитель камеры и вентилятор стенда; к коже руки рядом с областью измерения пирометрами был прикреплен датчик Pt100, также соединенный с контроллером стенда; в начальный момент снятия показаний (17:33:42, Рисунок 4.39) испытуемый заходил в камеру и помещал руку напротив пирометров так, чтобы пятно измерений полностью попадало на кожу. Измерение температуры продолжалось 4 минуты. Полученный в результате эксперимента график

показал существенное расхождение действительной температуры кожи (показания термометра сопротивления) и показаний пирометров. Причем показания термометра отставали от показаний пирометра, значит термометр не переохладился от холодного газа. Однако при этом оба пирометра показывали одинаковую динамику изменения показаний температуры, подобную действительной динамике охлаждения. Тем не менее, проверка значений измерений при комнатной температуре показала, что пирометры исправны. Кроме того, не удалось решить проблему с помощью компьютерной настройки датчиков.

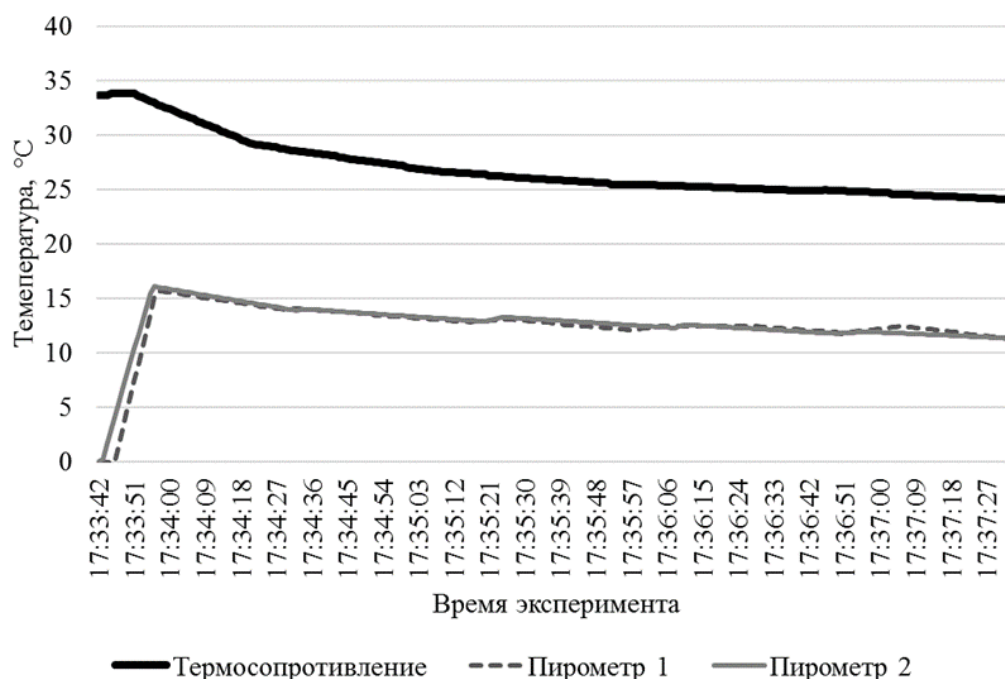


Рисунок 4.39. График показаний температуры кожи в процессе охлаждения

Второй задачей было экспериментальное установление причин отклонения показаний температуры. Для этого был проведен опыт по охлаждению пирометров в холодильной камере, а затем их отогреву при комнатной температуре с одновременным снятием показаний объекта. Объектом измерения была постоянная температура черной стенки, практически равная температуре окружающей среды. Температура корпуса пирометров при отогреве определялась с помощью тепловизора FLIR P620 (Рисунок 4.40). Перед началом эксперимента теплыми пирометрами была замерена

температура стенки. Затем эта же температура замерялась во время отогрева пирометров. В процессе измерений было замечено образование инея на стекле приборов, который приходилось периодически удалять вручную. Результаты эксперимента представлены на Рисунке 4.41. По результатам эксперимента были определены возможные причины искажения показаний пирометров: образование холодного инея на стекле пирометра; зависимость показаний от собственной температуры корпуса пирометра. В процессе дальнейших наблюдений было установлено, что внутри камеры иней не образовывается (при включенном вентиляторе), а ошибка показаний пирометров внутри камеры связана именно с изменением их собственной температуры.

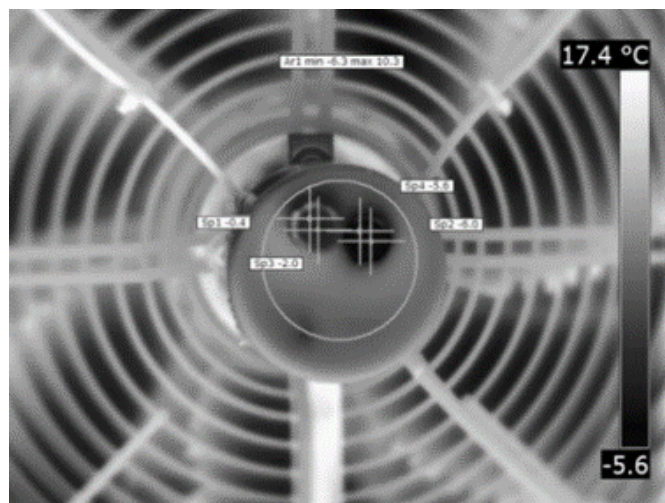


Рисунок 4.40. ИК-фотографии пирометров в процессе отогрева

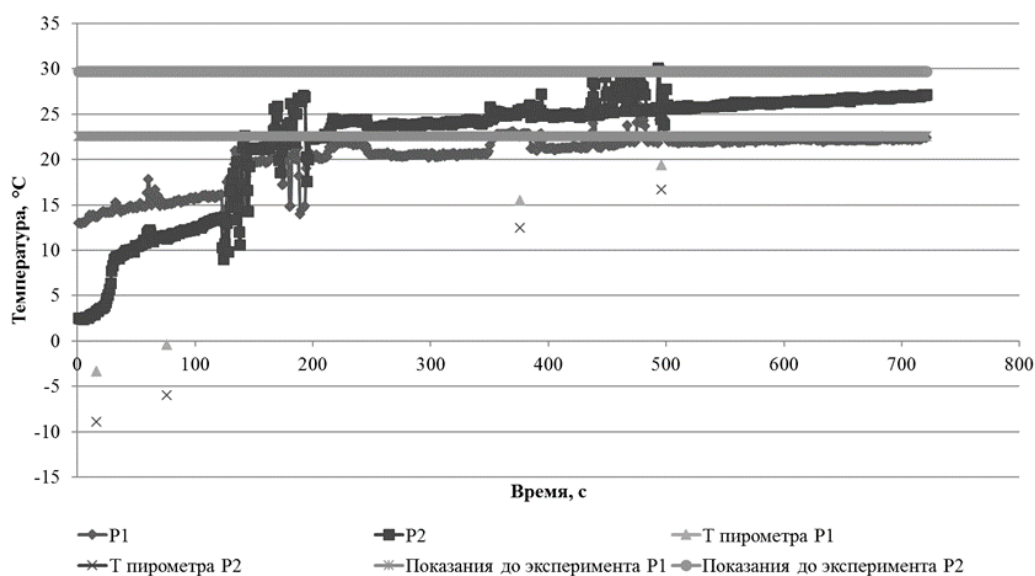


Рисунок 4.41. График показаний пирометров при отогреве

Третьей задачей данного направления была градуировка пирометров с учетом их собственной температуры. Для установления зависимости показаний датчиков от их собственной температуры пирометры были помещены в пластилиновую цилиндрическую накладку для увеличения теплоемкой массы корпуса и теплоизоляционную трубку из вспененного полиэтилена, что позволило достигнуть более равномерного и медленного охлаждения пирометров в камере. Кроме того, под слой пластилина к корпусам также были прикреплены датчики температур – термометры сопротивления Pt100, для снятия показаний температуры корпуса пирометра. Для удобства определения пятна измерения при проведении эксперимента, среднюю температуру которого показывают пирометры, посередине был помещен лазерный указатель (Рисунок 4.42).

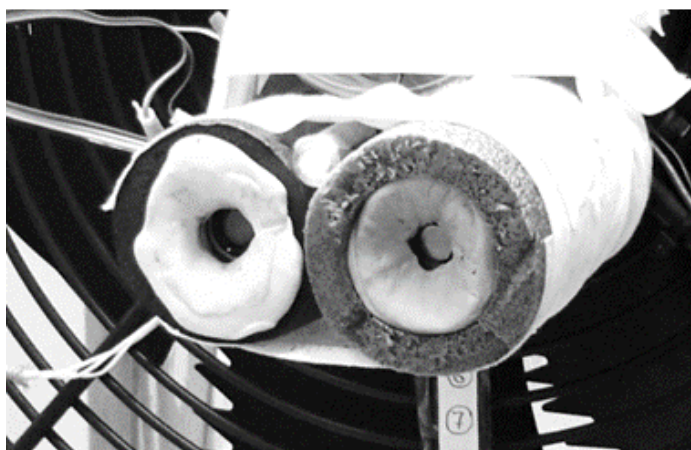


Рисунок 4.42 Внешний вид изоляции пирометров

Для установления точной зависимости показаний пирометров от их собственной температуры была проведена серия экспериментов по охлаждению объектов при разных температурах воздуха ( $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,  $-30\text{ }^{\circ}\text{C}$ ) и различных температурах охлаждаемых объектов: кожа, емкость с горячей водой (Рисунок 4.43). Основные снимаемые показания:

- температура объекта, измеренная двумя пирометрами;
- температура объекта, измеренная термометром сопротивления Pt100;
- температуры корпусов обоих пирометров, измеряемые также термометрами сопротивления Pt100.



Дополнительно определялась текущая температура воздуха в камере.



Рисунок 4.43. Эксперимент по градуировке пирометров

После обработки результатов экспериментов был произведен подбор эмпирической формулы для пересчета показаний в реальную температуру:

$$T_{OBJ} = T_{PYR} + (T_{OBJ} - T_{CORP}) \cdot 0,3, \quad (4.3)$$

$$T_{OBJ} = 1,43 \cdot T_{PYR} - 0,43 \cdot T_{CORP}, \quad (4.4)$$

где  $T_{OBJ}$  – температура объекта, измеренная термометром сопротивления, принимаемая за реальную температуру объекта;  $T_{PYR}$  – температура объекта, измеренная пирометром;  $T_{CORP}$  – температура корпуса пирометра.

Пересчет по данной формуле показывает совпадение показаний пирометров с показаниями термометра сопротивления с погрешностью в пределах не более 5 %. График пересчитанных показаний приведен на Рисунке 4.44. Данная формула верна для обоих испытанных пирометров. Полученная зависимость была записана в программу MasterSCADA для пересчета показаний пирометров. Была проведена серия экспериментов по охлаждению с дополнительным контролем температуры поверхности охлаждаемого объекта датчиком Pt100. Таким образом можно утверждать, что бесконтактный способ контроля температуры с помощью инфракрасных пирометров является достаточно достоверным.

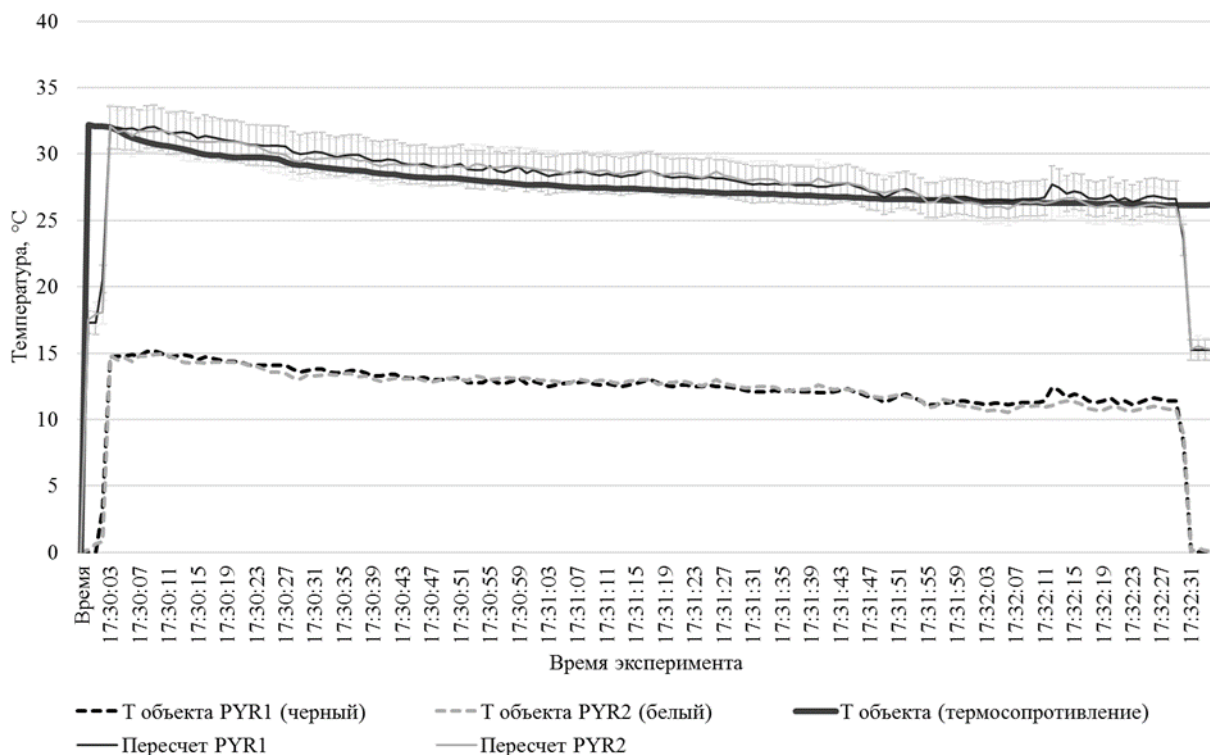


Рисунок 4.44. Пересчет показаний пирометров с учетом погрешности

Таким образом, в рамках экспериментальных исследований была проведена настройка дистанционного контроля температуры объекта в процессе ОГКВ с помощью бесконтактных датчиков температуры (пирометров), что не было реализовано ранее. На основании этого даны рекомендации к монтажу прибора. Монтаж необходимо проводить к корпусу ИУ. Условия окружающей прибор среды следующие. Пирометр должен быть при комнатной температуре (у него есть встроенный датчик температуры).

Снижение температуры корпуса влияет на показания. Следовательно, рекомендуется применять меры термостатирования (от 10 до 30 °C). Пирометр должен быть вне зоны выпадения влаги. Наличие влаги или инея на стекле влияет на показания.

#### 4.4.3. Влияние ледяного тумана на результат измерения во время ОГКВ

График понижения температуры поверхности тела человека приведен на Рисунке 4.45.

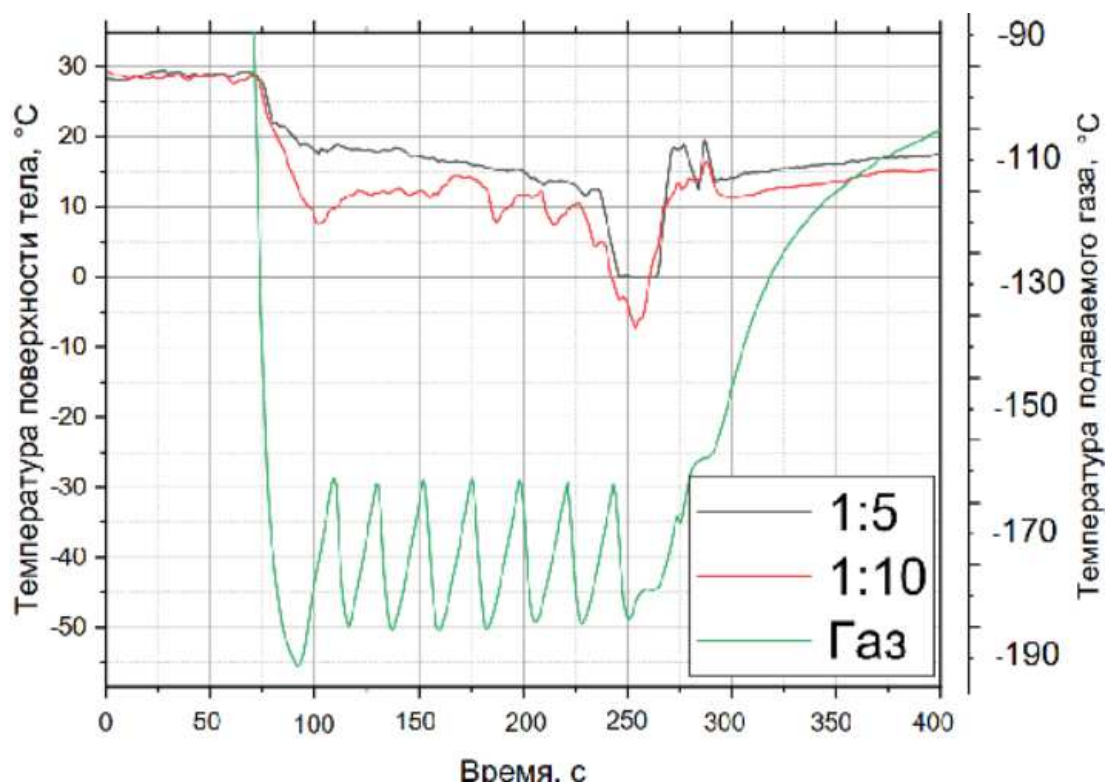


Рисунок 4.45. Изменение температуры части поверхности тела человека во время ОГКВ (шкала слева для температуры части поверхности тела человека, шкала справа для температуры подаваемого в исполнительное устройство газа). Использовано 2 пирометра, они имеют разные показатели визирования

Исходя из полученных результатов можно сделать следующие выводы:

1) В ледяном тумане возможно проводить измерения (он не вносит критическую погрешность). Показания стационарного пирометра при наличие ледяного тумана будут меньше реальной температуры (т.к. иней снижает их). Чем меньше будет расстояние в тумане, тем меньше необходимо учитывать искажение. Расстояние рекомендуется от 20 до 40 см. Полоса неопределенности по влиянию пути в инее оценивается не менее  $\pm 0,5$  °C.

2) Наблюдается начальный резкий скачок вниз показаний после заполнения ИУ газом (численные значения могут быть разные, т.к. зависит от расстояния, характерное значение для установки пирометра сверху ИУ было 8 °C). Согласно эксперименту, на расстоянии 45 см показания пирометра уменьшаются на  $8,5 \pm 0,5$  °C (линейно). Это и видно на графике пирометра

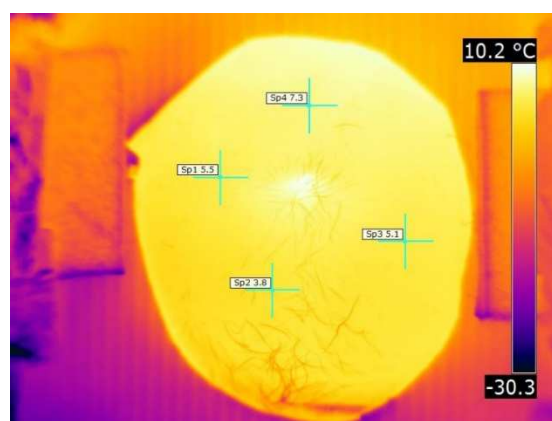
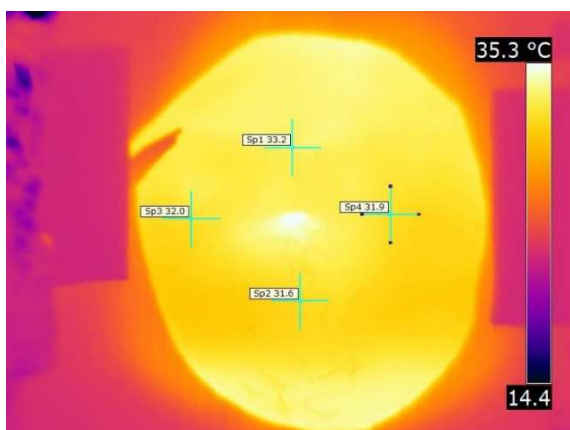
в начале воздействия. Когда иней «выливают» из ИУ, наблюдается скачок в обратную сторону (но при этом человек сразу выходит, следовательно, график резко меняется, он тянется вверх от отсутствия тумана, но вниз от того, что пирометр смотрит в холодную стенку). Эти данные важны для разработки алгоритма обработки результатов измерений.

3) Наблюдается постепенное уменьшение плотности тумана во второй половине воздействия, которое искажает наклон графика (в сторону повышения уровня показаний). То есть во второй половине воздействия иней менее плотный, чем в начале (видимость глазами лучше на 10 см, а в начале она меньше 50 см).

4) Нужно настраивать поправку по локализации пятна измерения пирометра. Для различных мест показания будут отличаться – форма графика та же, а конечное положение другое и наклон другой.

5) Наблюдается пилообразная зависимость температуры для пирометра 1:10. Газ подавался «пилообразно», и график пирометра имеет «эхо».

Для расчета поправочного коэффициента был проведен дополнительный опыт (Рисунок 4.46). Оборудование: тепловизор FLIR P620; пирометр Кельвин 911. Условия проведения эксперимента: емкость (ДхШхВ, мм): 560 x 366x 445; отверстие: 150 мм; термос с азотом: 1 л; нагреватель 220 В. Порядок проведения эксперимента: перед заполнением туманом делались предварительные снимки и измерения температуры поверхности живота испытуемого. Имеющиеся технические отверстия в емкости (для живота испытуемого с одной стороны, и для тепловизора с пирометром с противоположной) закрывались перегородками. Термос с азотом устанавливался в коробку на высоте 100 мм от дна, а затем в него помещался включенный ТЭН для создания азотного тумана. После заполнения туманом, в отверстие диаметром около 150 мм располагался живот волонтера, делались снимки или замеры пирометром. Также была проведена съёмка тепловизором и замеры температуры пирометром, находящимися внутри ёмкости, чтобы уменьшить расстояние от датчика до поверхности живота.



До запуска азотного тумана средняя температура: 32,5°C

В условиях плотного азотного тумана средняя температура: 5,4 °C

Рисунок 4.46. Эксперимент по коррекции показаний тепловизора

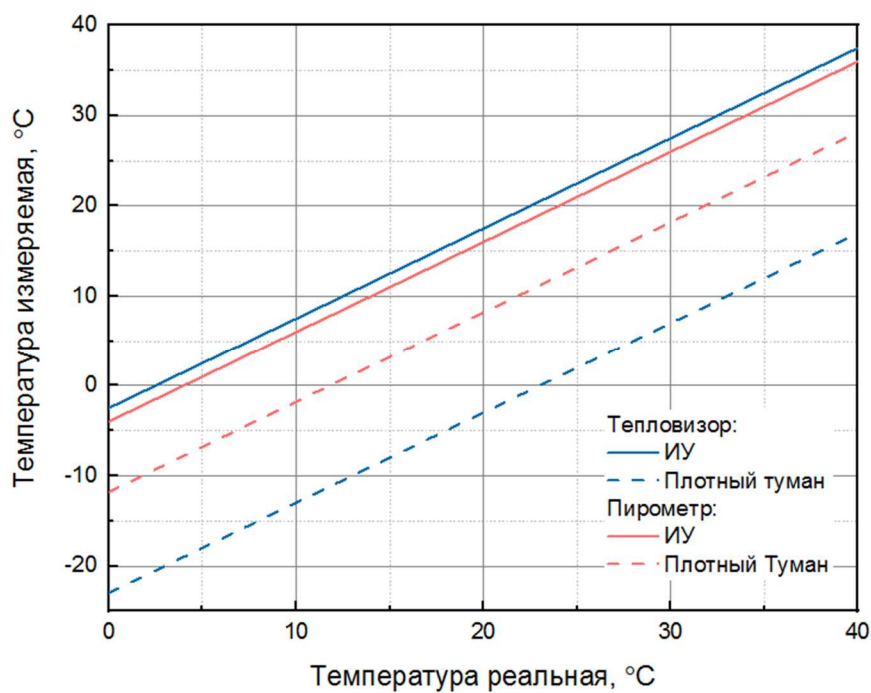


Рисунок 4.47. Коррекция показаний пирометра и тепловизора в условиях ОГКВ

На основании результатов исследования даны рекомендации к выбору прибора, установке и разработке алгоритма обработки сигнала (Рисунок 4.47). А именно, рекомендуется показатель визирования 1:5, прибор использовать 4-20 мА с модулем ввода (например, MB110) с выводом на СКАДА. Что касается угла наклона прибора относительно объекта – рекомендуется установка прибора близко горизонтальному положению.

Что касается алгоритма обработки сигнала, в первую очередь, необходимо учитывать особенности прибора. Пирометр показывает косвенный сигнал (а не температуру своего чувствительного элемента), однако его можно трактовать. Он сам преобразует косвенный сигнал в значение температуры, которые возможно корректировать. Пирометру необходимо время для выхода на режим после подачи тока. При включении он «разогревается», до температуры от 30 до 35 °С (при температуре окружающей среды от 20 до 25 °С). Он имеет небольшие внутренние тепловыделения и базовый алгоритм прибора учитывает этот прогрев. Также прибор способен работать круглосуточно. Пирометр имеет колебательную инерцию при резком изменении величины сигнала. Сначала может занижить, а потом стабилизировать показания при резком охлаждении объекта. Есть программное обеспечение производителя, оно позволяет менять уставки управляющей электроники прибора. Рекомендуется их вносить только силами производителя (т.к. необходимо калибровочное оборудование и дополнительная информация о его особенностях). Степень черноты выставлять от 0,95 до 0,98 и проверять адекватность показаний прибора. Применять для этого программу настройки прибора (например, Regis). Подключение проводится по СОМ-порту. Диапазон измерений выставлять -50 °С, ширина 100 °С (либо 0 °С, ширина 50 °С, если для выбранного пятна измерения поверхности сигнал не снижается ниже 0 °С).

Во вторую очередь, необходимо учитывать влияние ледяного тумана (резкое падение показаний на старте, резкий скачок при выливании тумана в комнату). Начало падения нужно рассматривать как старт воздействия (можно не учитывать плато от 5 до 8 секунд, пока заливается газ), конец как

начало периода работы алгоритма контроля. Величина падения показаний зависит от пути луча в инее (имеет накопительный эффект).

В-третьих, необходимо учитывать влияние местонахождения пятна измерения (в рассмотренном случае это круг на спине). Рекомендуется выставлять его индивидуально. Смена положения объекта должна логически обрабатываться (исключаться из рассмотрения), когда перемещаются – импульсы вниз – вверх (после них меняется наклон, т.к. другое пятно) – кривая будет ломаная («кусочная»).

В-четвертых, даны рекомендации к обработке потоковых данных. Для снижения влияния отдельных скачков (для сглаживания сигнала), рекомендуется применять эмпирически подобранные фильтры (время запаздывания и температурная чувствительность) в конфигураторе контроллера (например, MB110). До и после воздействия сигнал стабилен (стенку показывает, например  $-4\text{ }^{\circ}\text{C}$ , человека от  $28$  до  $22\text{ }^{\circ}\text{C}$ ), в контроллере пуск и стоп можно отслеживать отдельно для логики пирометра).

В-пятых, даны рекомендации к построению алгоритма воздействия. Базовая логика алгоритма должна включать следующие элементы: стартовый спад показаний, линейное охлаждение, фильтрация ошибок, стоп. Индикатор конца воздействия должен быть не абсолютной температурой, а суммой снижения от начальной (после сглаживания данных).

#### **4.4.4. Позиционирование пятна измерения пирометра на поверхности объекта ОГКВ**

Выбор расположения пятна измерения основывался на следующем:

- 1) область абдоминальной полости (не торакальная);
- 2) нет одежды и волосяного покрова;
- 3) не позвоночник (см. Рисунок 4.48, его температура выше средней);
- 4) вдали от краев (не менее 2 см).

На Рисунке 4.48 видно, что рационально направлять пятно измерения на «зеленое пятно» на пояснице на левомверху (плато по температуре, но на удалении от одежды и края). Для данного пятна реальная температура после 240 секунд ориентировочно  $13,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , общее снижение  $17\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$  (для 180 секунд ориентировочно показания  $15,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , общее снижение  $15\pm 0,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ ). Примерно за первую минуту температура пятна снижается на  $7,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , за вторую –  $4,5\text{ }^{\circ}\text{C}$ , за третью –  $3\text{ }^{\circ}\text{C}$ , за четвертую –  $2\text{ }^{\circ}\text{C}$ .

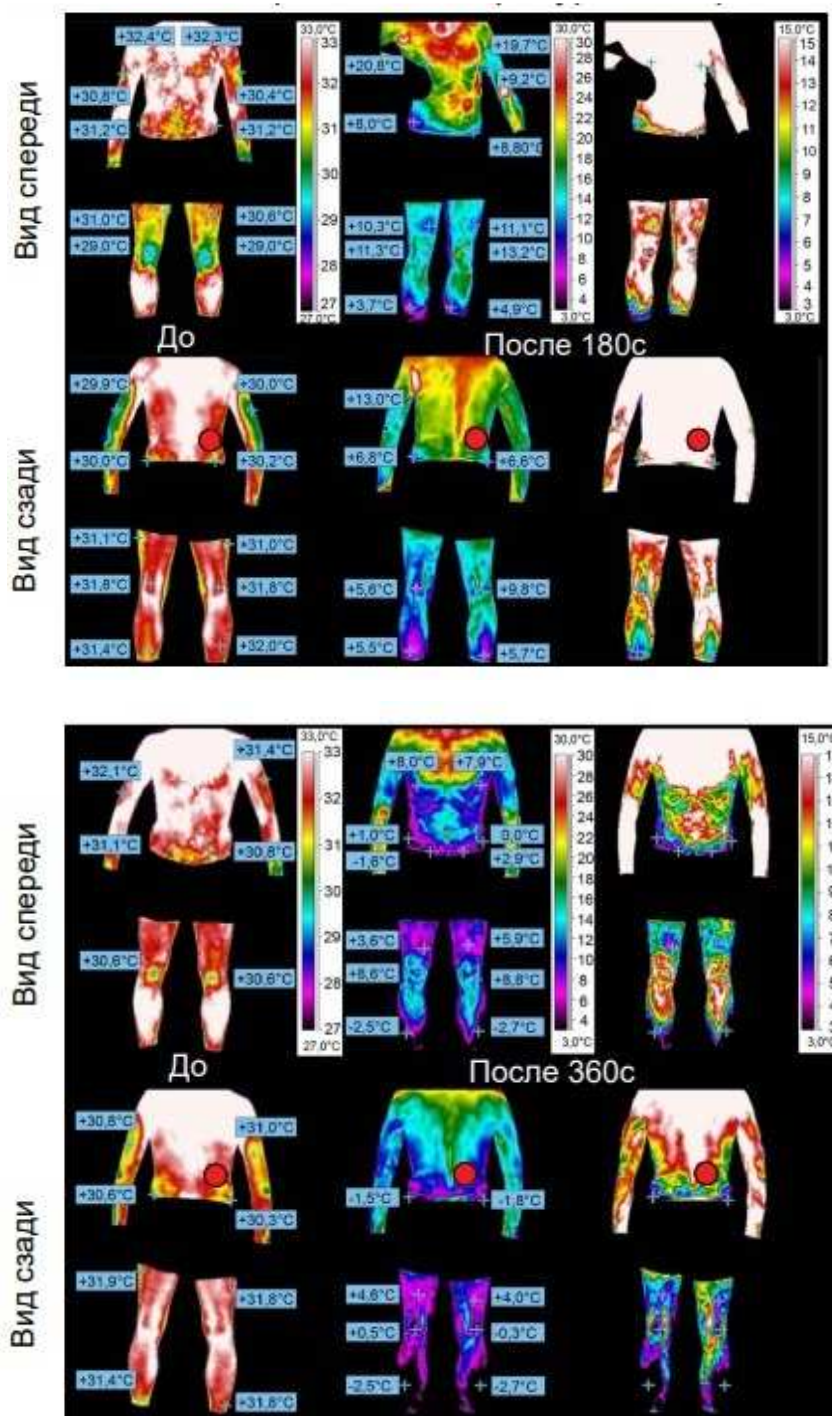


Рисунок 4.48. Выбранное положение пятна измерения температуры



Исходя из полученных результатов даны следующие рекомендации. Выставление пятна измерения (человек) должно проводиться следующим образом. Смотреть – на спину (на поясницу, не на позвоночник), справа или слева – не важно. Рекомендуется горизонтальное расположение пиromетра (рассматривался вариант с углом наклона, но пятно становится длинным эллиптическим, следовательно, оно хуже для учета размеров всех объектов). Количество пиromетров от 1 до 2. Лазер должен светить в центр пятна измерения (желательно, чтобы пучок был расходящимся с тем же показателем визирования, что и у пиromетра, чтобы визуализировать полноценно). Необходимо соблюсти их соосность.

## **ГЛАВА 5. РАЗРАБОТКА И ИССЛЕДОВАНИЕ ОПЫТНО-ПРОМЫШЛЕННОГО ОБРАЗЦА УСТАНОВКИ ОГКВ РЕГУЛИРУЕМОГО ТИПА**

### **5.1. Расчет режимов подачи охлаждающего газа**

Необходимость проведения расчетов режимов подачи охлаждающего газа была обусловлена следующим. Они были нацелены на: (1) оценку влияния изменения значений параметров подачи газа в ИУ опытно-промышленного образца установки на динамику охлаждения объектов (получение недостающих сведений для расчета режимов и разработки конструкции ИУ), (2) создание средства прогнозирования результата ОГКВ и (3) предоставление примера практической реализации Этапа 1 предложенной в Главе 4 концепции (прогнозирование). Задачи создания конструкции установки и прогнозирования результата ОГКВ взаимосвязаны.

Было проведено численное исследование вариантов подачи газа (варьировались температура, расход газа на входе в ИУ, Таблицы 17-19). Необходимо отметить, что предварительно, перед основной серией расчетов, проводились дополнительные расчеты по рационализации скорости обдува объекта по критериям соответствия ширины струи габаритам человека и снижению влияния областей минимумов температуры поверхности объекта на результирующее температурное поле для повышения равномерности охлаждения. Они относились к разработке конструкции ИУ (см. раздел 5.2)

Расчеты проводились следующим образом. Применена физико-математическая модель, описанная в Главе 3. Модель человека не претерпела изменений (включая 3 варианта размеров). Модель ИУ скорректирована с учетом разработанной конструкции опытно-промышленного образца (при разработке применялся принцип цифрового двойника).

Ключевые отличия нового ИУ (тип 2): улучшенная теплоизоляция,

наличие щелевого распределителя потока (Рисунок 5.1). Подвижные направляющие не моделировались, их применение было утверждено по результатам данных расчетов. Модель БО (граничные условия подачи и отвода газа и домен текучей среды) также была скорректирована и детально соответствует разработанной конструкции. Газ на входе в ИУ в данном случае подавался не «пилообразно», а постоянным расходом. Для снижения потребления жидкого азота, был смоделирован «горячий старт» установки (не было предварительного охлаждения стенок).

Необходимо отметить, что в данной серии расчетов применен принцип приближенности к реальной конструкции и одинаковости условий воздействия на разные объекты, чтобы обеспечить одинаковые условия сравнения результатов.

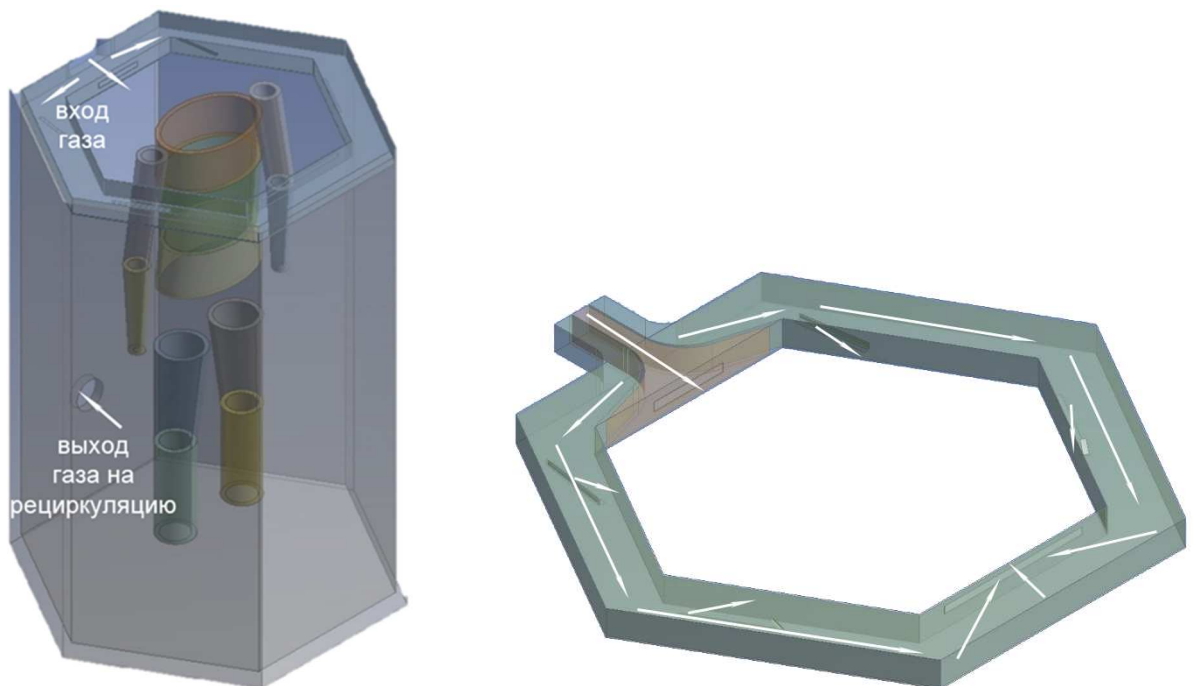


Рисунок 5.1. Использованная трехмерная геометрическая модель ОГКВ (показан вариант применения размеров человека «Модель №1»). Справа показана схема движения газа в щелевом распределителе потока

Характерным временем воздействия выбрано 220 секунд. Первая минута воздействия – это преимущественно подготовка установки (превалируют

заливка газа и первичное захлаживание). После третьей минуты наблюдается стабилизация условий теплообмена при ОГКВ, далее наблюдается линейная зависимость.

Проанализированы: (1) тепловой поток от объекта охлаждения (общий и по компартаментам, Таблица 22, Рисунок 5.2), (2) температура компартиментов (Таблица 22), (3) потребление жидкого азота (Таблица 20).

Критерии выбора: (1) рост однородности охлаждения – сближение динамики охлаждения компартиментов (торс и конечности, средние температуры), (2) отсутствие негативного влияния слишком большой скорости охлаждения (анализ минимумов температур), (3) снижение потребления жидкого азота. Результаты выбора режимов представлены в Таблицах 17 и 23 (выбранные режимы подачи газа для диапазона объектов от женщины высотой 150 см до мужчины высотой 190 см, Таблицы 6 и 7).

Таблица 17.

Граничные условия подачи и отвода газа, Модель №1

Температура газа на входе в ИУ, °С	Расход на входе в ИУ, г/сек \ расход на рециркуляцию, г/сек						
	40\20	50\30	55\35	60\40	70\50	80\60	90\70
-180							
-160			выбран				
-140							
-120							

Таблица 18.

Граничные условия подачи и отвода газа, Модель №2

Температура газа на входе в ИУ, °С	Расход на входе в ИУ, г/сек \ расход на рециркуляцию, г/сек					
	40\20	50\30				
-180						
-160	выбран					
-140						

Граничные условия подачи и отвода газа, Модель №3

Температура газа на входе в ИУ, °С	Расход на входе в ИУ, г/сек \ расход на рециркуляцию, г/сек					
	40\20	50\30	60\40	65\45	70\50	
-180						
-160				выбран		
-140						
-120						

Структура чисел в ячейке Таблицы 20 (результаты расчета потребления жидкого азота): (1) средний расход жидкого азота (от 0 до 220 сек), г/сек; (2) средний расход жидкого азота (после 220 сек), г/сек; (3) длительность воздействия, сек (финальная средняя температура кожи компартмента, °С); (4) необходимая масса азота на воздействие, г., она рассчитывалась из условия, что теплоприток в БО составляет от 1900 до 1500 Вт (в зависимости от температуры газа). Для этого проводился расчет по результатам каждого шага по времени, сколько требуется жидкого азота, чтобы температуру потока газа на рециркуляции понизить до значений потока газа на входе в ИУ. Учитывалась вся длительность воздействия. В первом приближении снижение потребления азота на 1 г/сек в среднем увеличивает время работы от одного сосуда Дьюара на 1 минуту. Применены следующие условия окончания воздействия (условия основаны на полученных в Главе 2 экспериментальных данных): (1) условие безопасности. Средняя температура компартмента должна быть не ниже 5 °С; (2) условие эффективности. Если минимальная средняя температура компартмента достигла 10 °С, то максимальная длительность воздействия составляет 360 сек. Если минимальная средняя температура компартмента не достигла 10 °С за 360 секунд, то максимальная длительность воздействия составляет 420 сек.

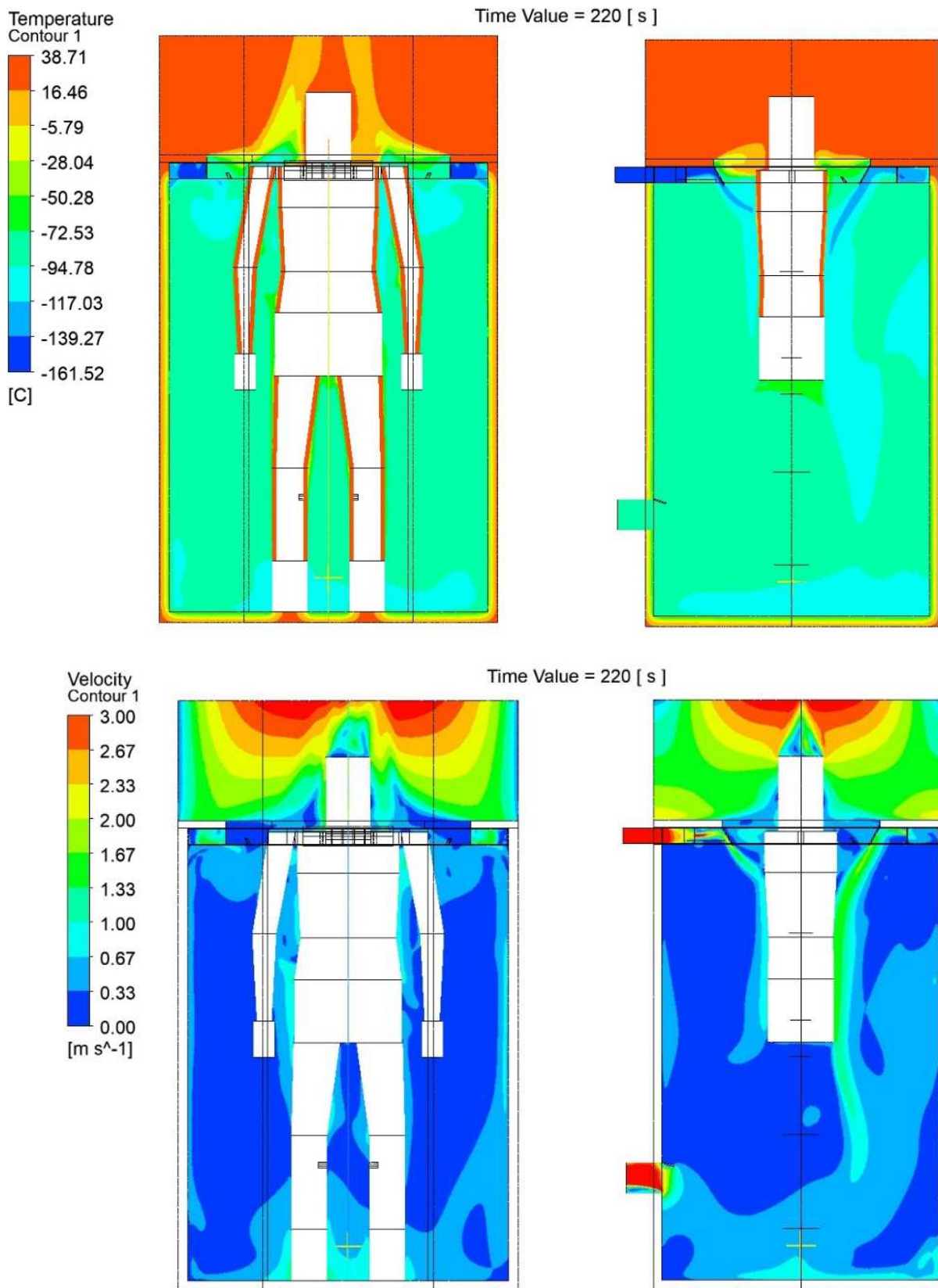


Рисунок 5.2. Пример распределения температур и скоростей газа (вариант -180 °С, 60/40 г/сек)

Анализ потребления жидкого азота, Модель 1

Температура газа на входе в ИУ, °С	Расход на входе в ИУ, г/сек \ расход на рециркуляцию, г/сек						
	40/20	50/30	55/35	60/40	70/50	80/60	90/70
-180	(1) 10.1 (2) 8.11 (3) 420 (+9) (4) 3846	14 11.13 360 (+8) 4638	16,1 12.3 360(+5) 5264	18 13.5 300 (+5) 5070			
-160	8.5 6.9 420 (+12,5) 3250	11.8 9.65 360 (+9,15) 3947	13.4 10.62 360 (+7,2) 4221	15 11.51 360 (+5) 4915,6	17.52 13.55 315 (+5) 5142		
-140		10.15 7.87 420 (+10) 3807	11.45 8.44 360 (+10) 4028	12.55 9.95 360 (+9,5) 4154	14.7 12 360 (+6,6) 4914	16.754 13.36 360(+5) 5556	
-120							16.69 13.95 380 (+10) 5900

Можно сделать вывод о том, что показано, что расход жидкого азота может быть снижен (Таблица 20), по сравнению с современным оборудованием (Глава 2). Численные значения снижения расхода жидкого азота на практике зависят от многих параметров (в первую очередь от совершенства конструкции установки) и должно быть определено на этапе испытаний серийного образца.

Ввиду ограничений при разработке конструкции из-за наличия человека в ИУ и ограничений по применению экранно-вакуумной изоляции с минимальной теплоемкостью захлаживания с точки зрения нагрева газа конструкция ИУ может быть улучшена. Проводился отдельный расчет при условии адиабатических стенок и подачи газа температурой -180 °С расходом 60 г/сек. На 200 секунде расчета среднеобъемная температура газа установилась на уровне -166 °С, температура газа на выходе на рециркуляцию -162 °С. Это показывает влияние открытой границы при подаче газа из щелевого распределителя потока. Температуру газа также повышает контакт с щелевым распределителем потока и стенками (теплоприток от стенок в дальнейшем при серийном производстве возможно снизить). Для варианта

расчета  $-180\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 60/40 г/сек общий тепловой поток к газу на 220 секунде составил около 3500 Вт (около 1700 от человека, 1500 Вт от стенок, 300 Вт на охлаждение газа).

Таблица 21.

Структура чисел в ячейках Таблице 25 на примере ячейки ( $-180\text{ }^{\circ}\text{C}$ , 60/40)

	Конвективный тепловой поток, Вт	Температура, $^{\circ}\text{C}$
Компартмент «Грудь»	570	10,5
Компартмент «Живот»	210	11,5
Компартмент «Рука»	210	17,8
Компартмент «Нога»	365	21,1
Все компартменты	1950	
Средняя температура газа на выходе из ИУ во время воздействия, $^{\circ}\text{C}$		-107

Таблица 22.

Параметры охлаждения объекта (220 с воздействия), Модель 1

Температура газа на входе в ИУ, $^{\circ}\text{C}$	Расход на входе в ИУ, г/сек \ расход на рециркуляцию, г/сек						
	40/20	50/30	55/35	60/40	70/50	80/60	90/70
-180	428 18,5	489 14,9	529 12,9	577 10,5			
	150 20,6	183 16,6	201 13,6	214 11,5			
	204 20,1	215 18,5	216 18,1	217 17,8			
	315 23	347 22	357 21,5	367 21,1			
	1615	1795	1860	1950			
	-92	-100	-104	-107			
-160	395 20,1	482 16,2	495 14,5	508 12,9	565 10,4		
	150 21,2	173 18,7	181 16,4	190 15	210 12,1		
	175 22,4	188 21,1	193 20,4	198 20	205 19		
	275 24,6	296 23,6	307 23,3	319 22,9	330 22		
	1445	1623	1684	1730	1845		
	-78	-84	-88	-92	-96		
-140		433 18	451 16,5	468 15,7	497 13,7	530 12	
		155 19,9	163 19,1	172 18	185 15,8	200 13,6	
		167 23,2	167 22,5	168 22	180 21,1	183 20,6	
		247 25,4	263 25,0	270 24,6	277 24	295 23,5	
		1416	1456	1516	1596	1690	
		-72,7	-72,7	-76,2	-79	-82	
-120							445 18
							175 18
							165 22,5
							255 24,5
							1460
						-66	



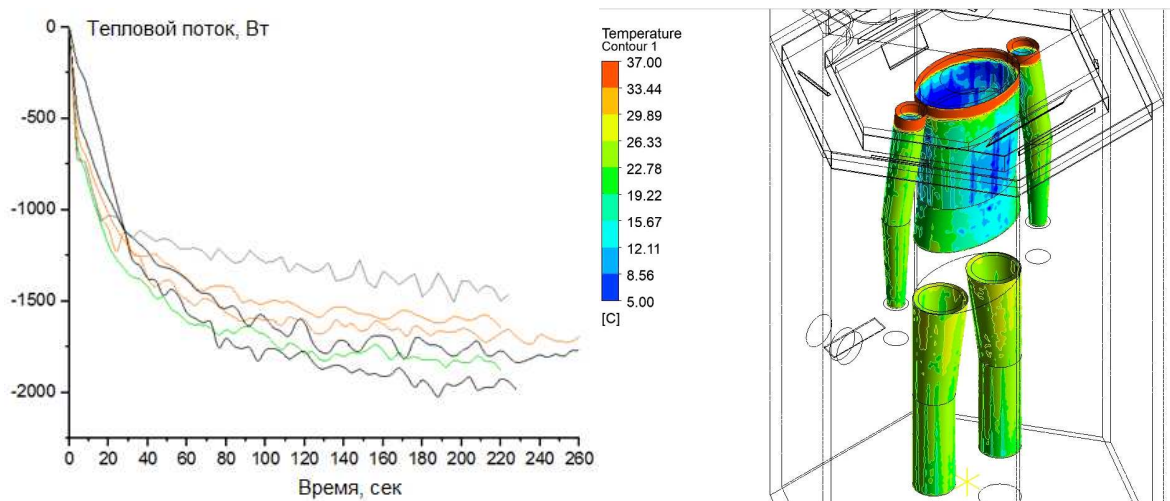


Рисунок 5.3. Примеры суммарного теплового потока от объекта охлаждения (человека) к газу (слева) и распределения температуры поверхности объекта охлаждения (справа)

Общий поток теплоты от человека к газу не является критерием выбора режима (Рисунок 5.3). Основной поток газа дует на торс, эксперимент показал, что на обдув конечностей формировать активный поток холодного газа не является необходимым (это ведет к повышению однородности охлаждения).

По сравнению с результатами охлаждения объектов (Главы 2 и 3) средняя температура отличается следующим образом: конечности теплее, торс холоднее. Следовательно, удалось повысить однородность охлаждения между компартаментами (в том числе и далее, в эксперименте после добавления подвижных направляющих для приточной струи).

С точки зрения анализа скорости газа, выявлено, что излишнее увеличение скорости газа не увеличивает скорость охлаждения объекта в целом (например, в случае  $-120\text{ }^{\circ}\text{C}$ ,  $90/70\text{ г/сек}$  на входе в ИУ скорость газа составила около  $8\text{ м/с}$ , но приращение скорости охлаждения снизилось. При этом необходимо обращать внимание на формирование локальных минимумов температуры на торсе.

Структура чисел в ячейке Таблицы 23:

1) Максимальная разница средних температур компарментов,  $^{\circ}\text{C}$  (первая строчка, см. Таблицу 22).

2) Расчетная минимальная масса азота на воздействие, г (вторая строчка, см. Таблицу 20).

3) Количество таких воздействий, которые возможно провести, используя 1 сосуд Дьюара (25 литров, 20,2 кг), третья строчка.

Таблица 23.

## Выбор режимов подачи газа, Модель 1

Температура газа на входе в ИУ, °С	Расход на входе в ИУ, г/сек \ расход на рециркуляцию, г/сек						
	40/20	50/30	55/35	60/40	70/50	80/60	90/70
-180	23-18,5=4,5 3846у 3,3	22-14,9=7,1 4 638 3.1	21,6-12,6=9,0 5264 2.8	21,1-10,5=10,6 5070б 2.9	Сильно (слева)		
-160	24,6-20,1=4,5 3200 4	23,6-16,2=7,4 3947 3,5	23,2-14,6=8,6 4221 3,4	22,9-12,9=10,0 4916 3	22-10,4=11,6 5142б 2.9	Сильно (слева)	
-140	Слабое (слева)	25,4-18=7,4 3807у 3.7	25-16,5=8,5 4028 3.6	24,6-15,7=8,9 4154 3,5	24-13,7=10,3 4914 3.1	23,5-12=11,5 5556 2.8	Сильно (слева)
-120		Слабое (сверху)	Слабое (сверху)	Слабое (сверху)	Слабое (сверху)	Слабое (сверху)	24,5-18=6,5 5900у 2.7

В Таблице 23 описаны результаты выбора рекомендованного режима для Модели №1 (аналогично был проведен выбор и для двух других моделей). Таблицы 17-19 показывают диапазон рекомендованных режимов. Рекомендованные режимы имеют наилучшую однородность охлаждения – сближение динамики охлаждения компартментов (торс и конечности, средние температуры), не имеют негативного влияния слишком большой скорости охлаждения (анализ минимумов температур), а также имеют невысокое потребление жидкого азота (в том числе и в пересчете на возможность работы от стандартного сосуда Дьюара). Полученные результаты можно трактовать различными способами (с применением различных критериев). В данном разделе продемонстрирован один из них.

Показано расчетно, что в опытном образце возможно снизить общее потребление жидкого азота на значение до 50% (для воздействий до 6 минут). Расчетное среднее потребление рекомендованного варианта для Модели №1

составляет до 700 грамм в минуту и составляет до 18 минут работы от одного стандартного сосуда Дьюара. Практика экспериментов (Глава 2) показала, что в условиях стенда такого сосуда хватало на 9 минут работы. Однако, в данном расчете учтены не все теплопритоки, и испытания опытно-промышленного образца показали большее потребление азота. Это связано с несовершенством конструкции и может быть скомпенсировано уже на этапе разработки серийного оборудования. Поэтому сделан вывод о том, что после анализа результатов расчетов и экспериментов, учитывая, что длительность воздействий может быть менее 6 минут, общее снижение потребления жидкого азота можно оценить на значение до 30%.

Необходимо отметить, что получены результаты предварительных расчетов (пример выполнения Этапа 1 предлагаемой концепции). По результатам данной серии расчетов было обнаружено, что необходимо применять подвижные направляющие приточной струи (раздел 5.2), которые регулируют скорость охлаждения туловища.

## **5.2. Разработка опытно-промышленного образца установки ОГКВ**

Основные технические требования к перспективному образцу в общем виде представлены в Главе 1. В дополнение к ним были проведены обзор патентов [206-220] и анализ результатов экспериментальных исследований (Главы 2-4). Основываясь на этом были выделены ключевые требования:

1. Длительность охлаждения (подача газа) от 3 до 7 минут.
2. За первые 30 секунд после начала воздействия температура газа на входе в ИУ должна достигнуть значений не выше минус 60 °С.
3. Далее температура газа на входе в ИУ должна иметь возможность поддерживаться до минус 180 °С. Также система регулирования должна иметь возможность менять температуру подаваемого газа в зависимости от текущих требований алгоритма. В том числе регулирование частоты вращения вентилятора подачи газа-хладоносителя от номинальных значений до 10% от

них. В том числе средства направленной подачи газа.

4. Для обеспечения поддержания необходимого количества охлаждающего газа в ИУ и выполнения требований эргономики объем внутреннего пространства ИУ должен быть не менее 1 м<sup>3</sup>.

5. Расход жидкого азота при проведении воздействия не должен превышать 2,2 литров в минуту.

6. Установка должна иметь средства контроля температуры поверхности объекта охлаждения.

Основными требованиями к БО являлись: длительность охлаждения (условие возможности непрерывной работы сериями с пусками до 7 минут), быстрый выход на режим охлаждающего газа и поддержание его температуры в требуемом диапазоне, расход жидкого азота. Достижение целевых показателей реализовано благодаря уменьшению теплоемкости и массы БО в целом по сравнению с существующими образцами и использованию системы непосредственного впрыска жидкого азота в поток. Поставки жидкого азота – это основные эксплуатационные затраты при использовании азотных установок ОГКВ. Поэтому снижение количества затраченного жидкого азота для проведения воздействия крайне важно.

Разработанный БО состоит из следующих элементов (Рисунок 5.4): высоконапорный вентилятор, теплообменник (смеситель-газификатор потока жидкого азота с потоком охлаждающего газа [221]), узел подачи жидкого азота с форсункой (подача может осуществляться как от криоцилиндра, так и от сосуда Дьюара с использованием электрического нагревателя азота в сосуде), воздухопроводы.

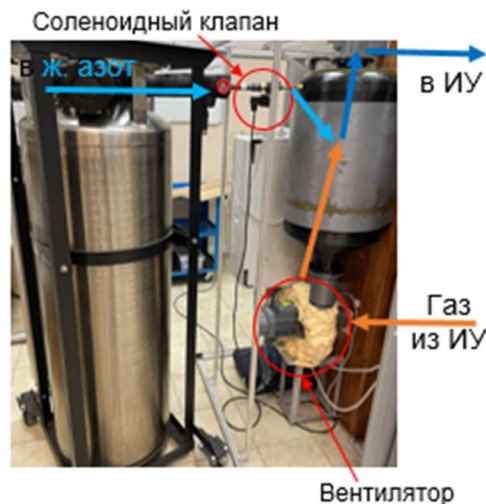


Рисунок 5.4. Схема и общий вид БО. Показаны теплообменный аппарат, вентилятор, узел подачи жидкого азота

При разработке конструкции БО были учтены преимущества и недостатки современных аналогов. Сегодня, в установках с индивидуальным ИУ применяют два типа теплообменных аппаратов (см. Раздел 1.2). В установке КАЭКТ-01 применяется принцип подхватывания кипящего жидкого азота потоком более теплого газа из канала рециркуляции. Аппарат показал свою работоспособность, однако имеет относительно большие объем и теплоемкость (материалоемкость), а также он рассчитан на один основной режим работы. Теплообменный аппарат установки «ICEQUEEN» более компактен, он содержит смесительную камеру («циклон»), в которой находится жидкий азот, поступающий под избыточным давлением из сосуда Дьюара, содержащего электронагреватель. Однако данный аппарат также спроектирован преимущественно для работы на одном режиме работы (при одной тепловой нагрузке). Общим недостатком азотных систем охлаждения является то, что на компенсацию захлаживания и теплопритоков затрачивается больше холода, чем на проведение ОГКВ. Это вызвано большими размерами проточной части аппаратов (включая конструкцию ИУ). Для решения указанной выше проблемы было принято решение отказаться от резервуара с кипящим жидким азотом, а впрыск жидкого азота осуществлять непосредственно в поток. Разбиение жидкого азота на капли позволяет увеличить площадь теплообмена.

Отсутствие резервуара для жидкого азота в конструкции БО снижает металлоёмкость, габариты устройства и потери холода, связанные с захолаживанием конструкции БО.

В качестве способов подачи жидкого азота в БО были рассмотрены варианты подачи криогенным насосом, методом выдавливания жидкого азота из сосуда Дьюара воздушным компрессором или подпариванием электрическим нагревателем. Также был рассмотрен вариант подачи жидкого азота из «криоцилиндра». В ходе предварительных испытаний от подачи с помощью насоса было решено отказаться в связи с нестабильной работой насоса – образовывались газовые пробки, и он переставал работать штатно. Из вариантов выдавливания был выбран способ подпаривания, так как он не требует применения машины – компрессора. Таким образом, было выбрано 2 варианта – метод выдавливания жидкого азота подпариванием нагревателем для сосудов Дьюара, или подача азота под давлением из «криоцилиндра». Для сосудов Дьюара было выбрано рабочее давление – 0,5 бара избыточных. Данное давление было выбрано в связи с тем, что максимальное рабочее давление многих сосудов Дьюара не превышает 0,7 бар, при этом требуется запас на колебания давления и погрешность его измерения. Для «криоцилиндра» оно выбрано на уровне 5 бар.

Было рассмотрено два варианта расположения сопла: по потоку и против потока. Испытания показали, что при прямоточном расположении капли не успевали испариться и достигали выхода из аппарата. При расположении против потока возникала другая проблема – в зависимости от скорости потока воздуха жидкий азот либо проливался вниз под воздействием сил тяжести, либо, также, как и в случае прямоточного расположения, выбрасывался из воздуховода. Стабильная работа достигалась лишь в случае витания капель в воздухе, что происходило только в узком диапазоне объёмных расходов воздуха ( $\pm 5\%$ ). Для решения этой проблемы было решено использовать воздуховод в форме конуса, в котором одна скорость витания капли может достигаться на разных высотах воздуховода, что позволяет работать на разных

режимах [219]. Применено устройство для испарительного охлаждения газа, содержащее вертикально расположенный трубчатый корпус, выполненный с возможностью подачи в него с нижней стороны потока газа, подлежащего охлаждению, а с верхней стороны – выхода из него охлажденного газа, узел для подачи и распыления охлаждающей жидкости, установленный с возможностью подачи жидкости навстречу упомянутому потоку газа, и трубопровод для подачи потока газа, расположенный внутри корпуса и выполненный с коническим конфузуром с нижней стороны корпуса и коническим диффузором с верхней стороны корпуса, отличающееся тем, что упомянутый трубопровод установлен соосно корпусу, а узел для подачи и распыления жидкости расположен соосно упомянутому диффузору внутри него на участке его наиболее широкой части, при этом трубопровод выполнен с возможностью испарения жидкости и охлаждения газа непосредственно в диффузоре, верхняя выходная часть которого совмещена с верхней частью корпуса.

В случае применения сосуда Дьюара проточная часть разработанного узла подачи жидкого азота состоит из четырех частей: блока уплотнения сосуда, совмещенного с нагревательным устройством; блока забора жидкости и/или газа; криогенного рукава для доставки жидкого азота до потребителя; узла выдачи/распыления жидкости с электронно-управляемым криогенным клапаном. Узел рассчитан на подключение к сосудам Дьюара с диаметром горловины от 60 мм. Опционально возможно исполнение для подключения к вакуумным фланцам или иным байонетным соединениям. Схема БО при применении «криоцилиндра» показана на Рисунке 5.5.

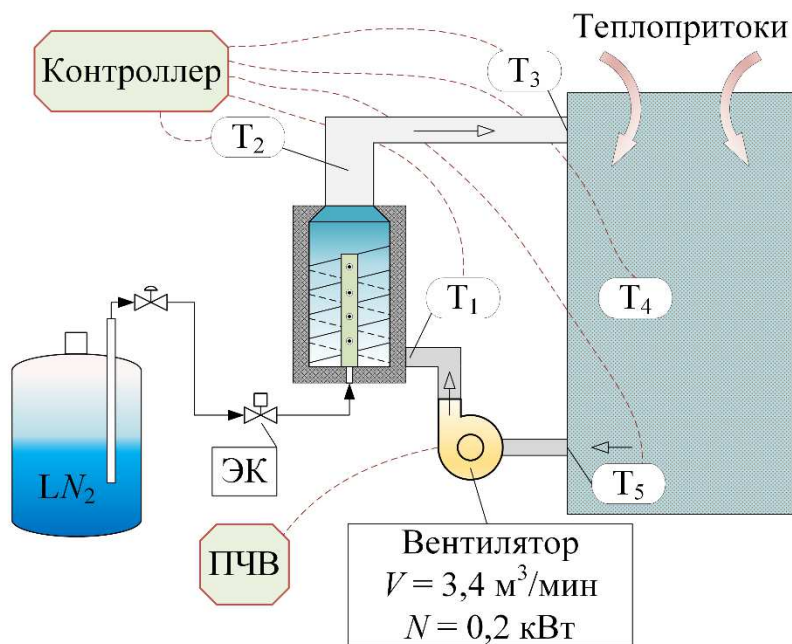


Рисунок 5.5. Схема БО при применении «криоцилиндра» [221]



Рисунок 5.6. Общий вид ИУ

Разработанное ИУ (тип 2, Рисунок 5.6) состоит из следующих частей: несущий корпус (включая дверь), внутренний слой теплоизоляции, блок подъемника (для позиционирования объекта охлаждения), щелевой распределитель (воздуховод, служащий для распределения потока охлаждающего газа), направляющие потока газа, средства освещения (диодная лента). Основными техническими требованиями к ИУ являются: минимизация теплопритока, общий объем газа, наличие средств контроля температуры



поверхности объекта.

Для корпусного изделия существует 2 пути конструирования: создание каркаса, на который крепится внешняя обшивка и создание самонесущей конструкции, которая является формообразующей поверхностью. На стадии эскизирования были рассмотрены оба варианта. Проведя сравнительный анализ возможных способов изготовления корпуса по технологическим и экономическим параметрам, было выбрано решение сделать корпус из массива дерева. Это позволило совместить в одной конструкции, как ее несущие свойства, так и внешний вид. Отсутствие необходимости обшивать корпус снаружи и возможность разделить ИУ на 6 одинаковых составных частей, делает данную конструкцию технологичной и пригодной для единичного, в том числе и опытного производства.

В требованиях указано, что для обеспечения поддержания необходимого количества охлаждающего газа в ИУ объем внутреннего пространства ИУ должен быть не менее 1 м<sup>3</sup>. Решение данной задачи потребовало комплексного подхода. С одной стороны, увеличение объема внутреннего пространства ведёт к увеличению затрат холода. С другой стороны, большее количество охлаждённого воздуха внутри ИУ позволяет увеличить тепловую инерцию и стабильность температур по высоте ИУ. Также больший полезный объем ИУ улучшает эксплуатационные качества установки с точки зрения удобства для пользователя (эргономика). Минимизация теплопритока осуществлена за счет применения пенопласта низкой плотности (10 кг/м<sup>3</sup>).

При разработке щелевого распределителя, основными требованиями к распределению холодного газа, подающегося в ИУ с точки зрения приточно-вытяжной вентиляции, являются:

- а) Поддержание наполнения газом ИУ в течении всего воздействия.
- б) Снижение градиента температур газа по ИУ.
- в) Регулирование направления струи внутри ИУ (направляющие пластины).
- г) Минимизация перемешивания газа с атмосферным воздухом у верхней

кромки ИУ.

В современных азотных ИУ (тип 2), подача и забор холодного газа осуществляется из одной точки, расположенной в задней части ИУ, ближе к верхней кромке. Подобная конфигурация, несмотря на свою технологичность и простоту, приводит к повышению градиента температур в ИУ. Поскольку самый холодный газ начинает скапливаться в нижней части ИУ, в то время как забор на рециркуляцию осуществляется сверху, где холодный газ теплее за счет перемешивания с атмосферным воздухом, возникает постоянная разность температур по вертикальной оси, что может привести к локальному обморожению незащищенных участков нижних конечностей. В ходе проектирования были рассмотрены две конфигурации приточного воздуховода: вертикальная и горизонтальная. По результатам моделирования был спроектирован окончательный вид приточного воздуховода. Вытяжная вентиляция (рециркуляция) была размещена в нижней части ИУ. Это позволяет газу не застаиваться в нижней части ИУ.

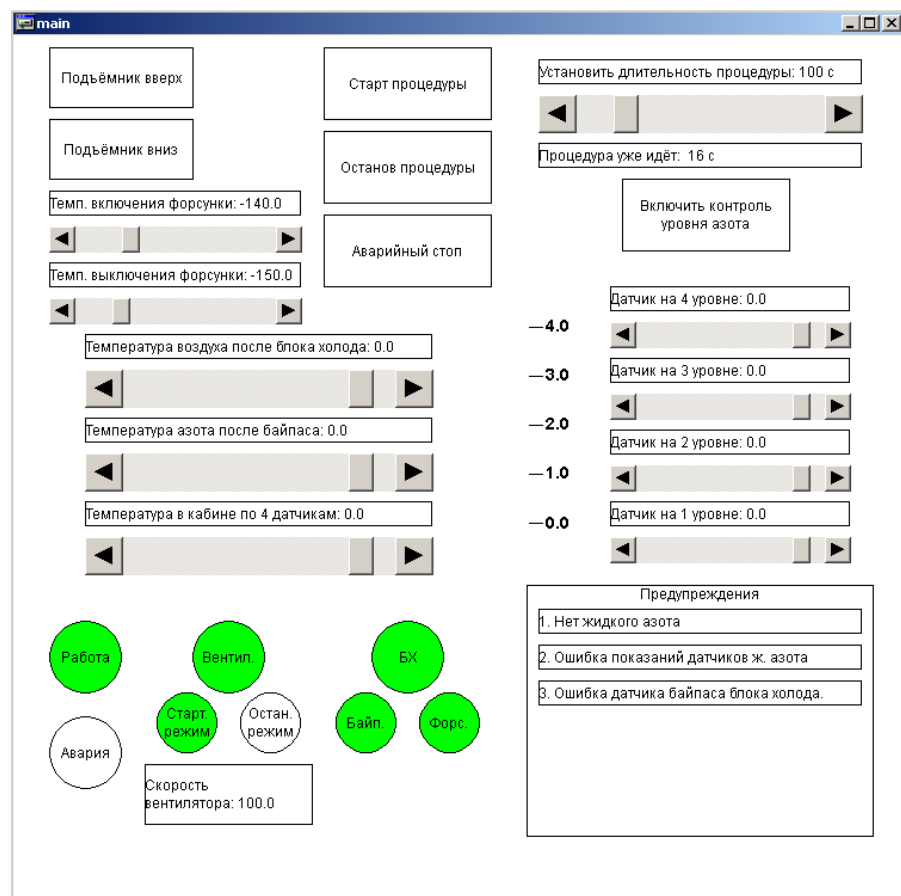


Рисунок 5.7. Интерфейс базовой версии программы управления

Разработанный БУ (Рисунки 5.7, 5.8) состоит из следующих основных частей: программируемый контроллер ОВЕН ПЛК110 (OwenCloud) к которому присоединены модули ввода аналоговых сигналов (8 датчиков температуры; датчик давления и пирометры), модуль вывода аналоговых сигналов МУ110, преобразователь частоты вращения вентилятора (управление вентилятором). Также контроллер управляет электрическим питанием подъемника, подсветки, ТЭН подогрева жидкого азота, криогенных соленоидных клапанов, панели оператора и др. Основными требованиями к БУ являются наличие автономного программного обеспечения, обеспечение изменения степеней свободы регулированием частоты вращения вентилятора, наличие человеко-машинного интерфейса.

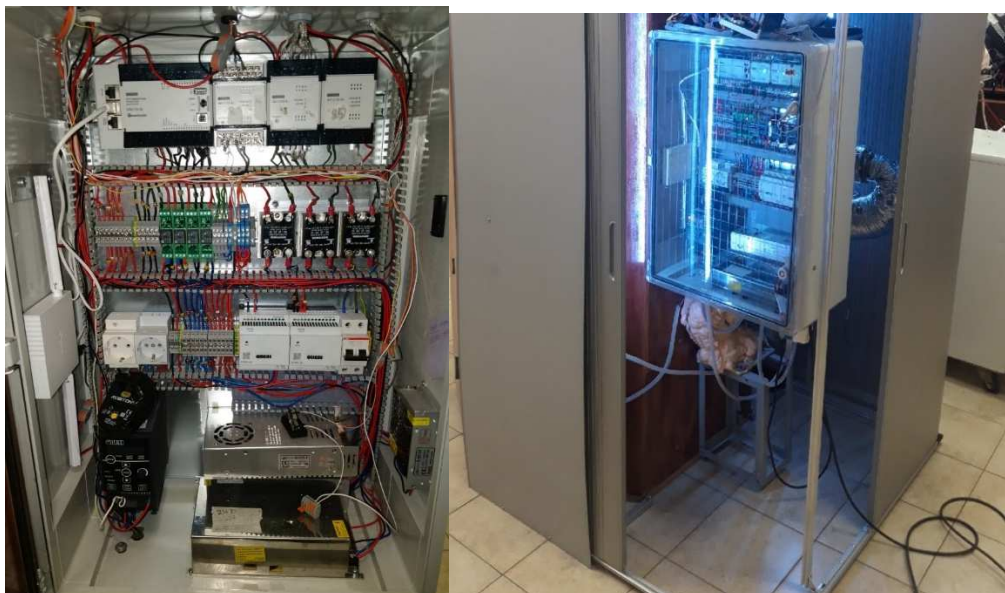


Рисунок 5.8. Внешний вид БУ

С целью импортозамещения и максимальной степени локализации было принято решение использовать программируемые контроллеры и сопутствующие приборы российского производства. Контроллеры Овен серии ПЛК программируются в свободно распространяемой среде CoDeSys. Для подключения датчиков был выбран модуль ввода аналоговых сигналов МВ110 с 8 входами, для регулирования частоты вращения вентилятора – частотный преобразователь ПЧВ101-К75-А (выполняет функцию регулирования частоты вращения вентилятора от номинальных значений до

10% от них).

Обеспечен базовый необходимый функционал работы системы автоматике – функция контроля температуры приточного газа, температуры внутри ИУ, регулирование скорости вращения вентилятора и управление форсункой жидкого азота с возможностью изменения параметров по ходу воздействия и направляющими струи. Данный функционал позволяет эксплуатировать установку, реализовать функцию управления охлаждением во время воздействия.

Программа запускается нажатием соответствующей кнопки в интерфейсе оператором. В дальнейшем подаётся сигнал на запуск частотного преобразователя вентилятора, открывается подача жидкого азота на форсунку. Температура приточного воздуха регулируется подачей жидкого азота в поток. Температура в ИУ по датчикам температуры регулируется с помощью изменения частоты вращения вентилятора, что позволяет изменять холодопроизводительность. Воздействие заканчивается либо по встроенному таймеру, либо при нажатии кнопки остановки воздействия оператором. При этом подача жидкого азота заканчивается, и вентилятор работает до тех пор, пока система не отогреется. Также предусмотрена кнопка аварийной остановки, при которой все элементы установки моментально обесточиваются. Также в программе предусмотрена функция регулировки высоты подъёмного стола и контроля уровня жидкого азота при использовании сосуда Дьюара.

На Рисунке 5.9 представлена модель разработанного пирометрического модуля в разрезе. В ходе разработки к выбранному пирометру ИКС 4-20 (производство РФ) был добавлен утепленный корпус для соединения между собой всех элементов пирометра и вентилятор осевого типа, для обдува пирометрического модуля теплым воздухом из окружающей среды.

Также было определено место установки пирометрического модуля в ИУ. Сложность задачи выбора места расположения пирометра заключается в том, что объекты охлаждения отличаются по росту (соответственно пятно измерения пирометром может попадать на одежду и показывать некорректные

значения температур, так как температура одежды понижается сильнее, чем поверхность кожи человека) и также могут двигаться во время воздействия. В связи с этим было принято решение при необходимости устанавливать один или два пирометрических модуля на разной высоте (первый на расстоянии  $333\pm 5$  мм от крышки ИУ, нижний на расстоянии  $458\pm 5$  мм от крышки ИУ) и в зависимости от роста объекта для контроля температуры поверхности данные считываются либо с нижнего пирометра (для людей низкого роста), либо с верхнего пирометра (для людей высокого роста). Схема расположения пирометров приведена на Рисунке 5.10.

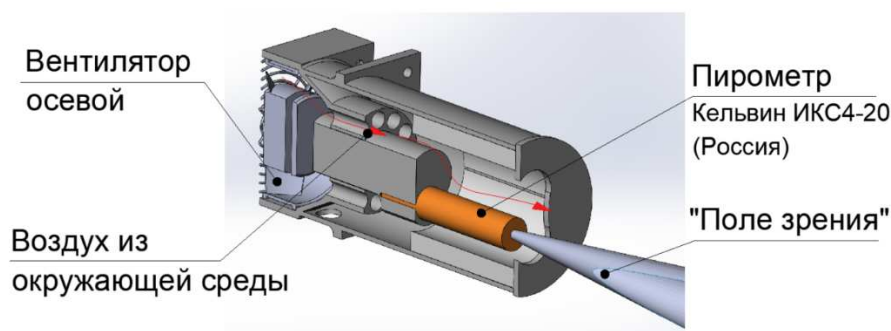


Рисунок 5.9. Модель разработанного пирометрического модуля

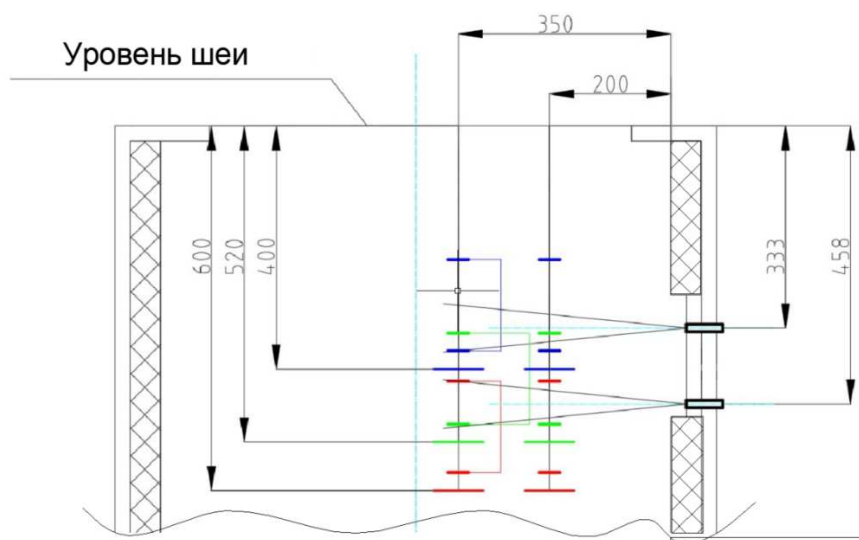


Рисунок 5.10. Схема расположения пирометров ИУ

В результате разработаны конструкторская документация, алгоритмы системы управления. Изготовлен опытно-промышленный образец и проведены его испытания с доработкой конструкции и системы управления (Рисунок 5.11). Установка мобильная, гибкая в управлении, рационализирована

по теплоемкости конструкции и выполняет все остальные выставленные к ней конструктивные требования.

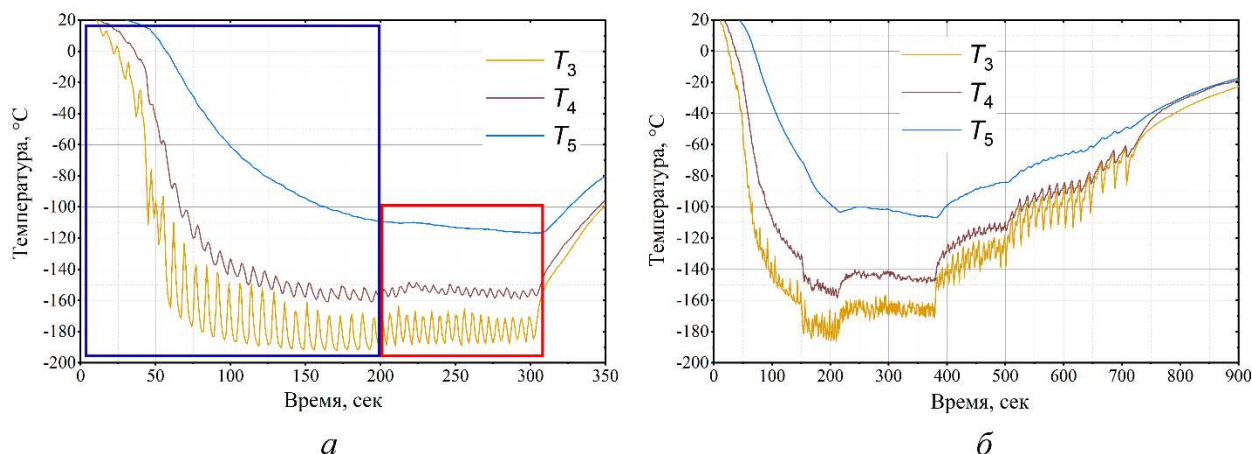


Рисунок 5.11. Результаты испытаний. а – захлаживание (синяя область) и стабильный режим (красная область); б – пример регулирования производительности

Необходимо отметить, что применялся подход проведения смешанной разработки оборудования с использованием как испытаний разрабатываемого образца и его элементов, так и испытаний его модели (цифровой двойник). Результаты численного исследования вызвали коррективы в конструкции образца. Цифровой двойник установки также был использован для определения области рациональных условий подачи охлаждающего газа.

### 5.3. Экспериментальное исследование

Необходимость проведения экспериментов была обусловлена следующим. Эксперименты были нацелены: 1) на оценку режимов работы опытно-промышленного образца установки, 2) на повышение однородности охлаждения (индикатором являлась разница температур компартмента и между компартментами для группы волонтеров), 3) на предоставление примера практической реализации Этапа 2 предложенной в Главе 4 концепции, 4) на оценку результатов прогнозирования с использованием компьютерной программы расчета.

Эксперименты проводились следующим образом. Вначале были проведены пуски без объекта охлаждения. После наладки конструкции установки проводилась серия экспериментов по выбору режима воздействия. Далее было проведено масштабирование результатов для увеличения группы различных объектов воздействия. Расчет погрешности измерений и методика проведения эксперимента описаны в Главе 2.

Всего в экспериментах участвовало 15 волонтеров (Таблица 24). Было проведено 60 воздействий.

Таблица 24.

## Массогабаритные показатели волонтеров

ИМТ, кг/м <sup>2</sup> ±0.25	Рост, см±0.5	Вес, кг±0.25	Возраст	Количество и длительность криовоздействий
18.2	178	57	32	1-180; 1-240; 1-300
20.7	176	64	23	1-240; 2-300
21.1	185	72	28	1-240; 5-300; 1-360
21.1	178	67	37	2-300
21.7	192	80	18	2-300
22.3	177	70	31	2-300
23.2	176	72	33	2-180; 2-240; 2-300
23.4	185	80	33	2-240; 2-300; 2-360; 1-420
24.0	167	67	27	2-300; 1-360
24.6	177	77	35	1-180; 2-240; 3-300; 2-360; 1-420
26.1	177	82	28	1-240; 2-300
27.1	190	98	39	2-300; 1-360
28.1	182	93	33	1-270; 2-300; 1-360
32.7	179	105	29	2-300; 1-420
34.1	172	101	36	2-300; 1-420

Выбранный базовый режим характеризуется следующим: средняя длительность 300 секунд, установившаяся температура на входе в ИУ  $-180\pm 4$  °С, базовая температура на выходе из ИУ  $-70\pm 4$  °С, заслонки подвижны, с циклом движения 30 сек. В дальнейшем в серийном оборудовании ожидается возможность повышения температуры подаваемого газа.

Эксперименты показали работоспособность разработанной опытно-промышленной установки и возможность реализации регулируемых режимов. Установка позволяет гибко менять условия подачи газа. Достигнут заданный уровень температур с возможностью регулирования производительности. Разработанная конструкция позволяет оператору установки конфигурировать режим подачи газа согласно цели каждого воздействия. Далее это возможно применять в медико-биологических исследованиях по созданию протоколов проведения ОГКВ.

С точки зрения оценки результатов прогнозирования с использованием компьютерной программы расхождение по температуре газа в случаях одинаковых температуры и расхода газа на входе в ИУ между расчетом и экспериментом составило не более 5% (в эксперименте газ теплее) и соответствует результатам сравнения расчета и эксперимента в Главе 3. Отмечено снижение времени стабилизации температуры газа. По сравнению с компьютерной программой моделирования расхождение значений температуры на установившемся режиме было на уровне  $\pm 1,2$  К. В эксперименте наиболее всего отличалось охлаждение рук, т.к. они были подвижны. Однако, это способствовало повышению однородности охлаждения.

Достигнуто повышение однородности охлаждения по сравнению с результатами экспериментов в Главе 2 (Рисунок 5.12). В части охлаждения объекта (температура поверхности объекта охлаждения) результаты показали более интенсивное охлаждение торса и менее интенсивное охлаждение ног. При сравнении результатов охлаждения волонтеров, участвовавших в обеих сериях экспериментов, был сделан вывод о повышении однородности охлаждения. Достигнуто повышение однородности охлаждения (в среднем



минимальная температуры выше до 5 К). Показано, что возможно обеспечивать безусловную безопасность ОГКВ (опасности: гипоксия, ожоги).



Рисунок 5.12. Распределение температуры поверхности объектов охлаждения.

Примеры тепловизионных изображений после воздействия (диапазон от 0 до 30 °С, от фиолетового до красного)

С точки зрения предоставления примера практической реализации Этапа 2 предложенной в Главе 4 концепции испытаны возможности контроля воздействия в эксперименте (Рисунок 5.13). Пирометр показал достаточную эффективность. Далее необходимо при разработке серийного образца провести работы по обработке данных, получаемых датчиком (см. раздел 4.4). На основании этого сделан вывод о том, что опытно-промышленного установка удовлетворяет требованиям Этапа 2 предложенной в Главе 4 концепции.

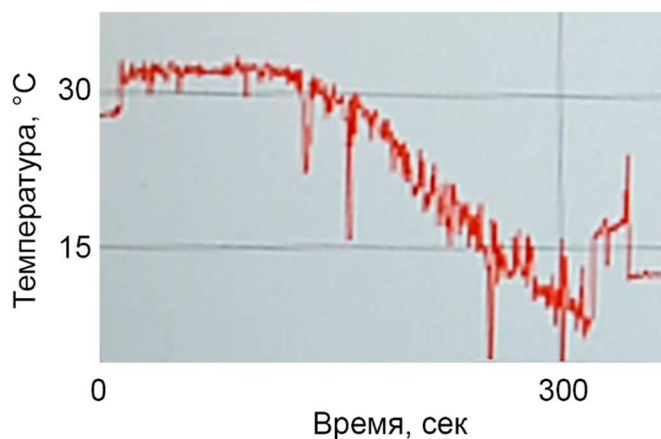


Рисунок 5.13. Результаты бесконтактного контроля температуры поверхности объекта охлаждения

На Рисунке 5.14 показан полученный диапазон исходной температуры тела (до), случаев среднего (черный) и длительного охлаждения (синий) для волонтера с ИМТ 22,1 кг/м<sup>2</sup>. Для волонтера с ИМТ 23,4 кг/м<sup>2</sup> (ноги без волос) – начальная температура тела, случаи среднего (черный) и длительного охлаждения (синий). Для волонтера с ИМТ 24,6 кг/м<sup>2</sup> – исходная температура тела, случаи среднего (черный), длительного охлаждения (синий) и случаи «плохого» распределения температуры кожи (красный – через 420 сек. в эксперименте Главы 2, оранжевый – 420 сек из данного эксперимента, полученные при наладке оборудования). После сравнения результата охлаждения двух волонтеров с разным ИМТ (21,1 кг/м<sup>2</sup> и 34,1 кг/м<sup>2</sup>) также видна динамика отогрева кожи (она выше у волонтера 21,1 кг/м<sup>2</sup>). В итоге можно сделать вывод о том, что зарегистрировано значительное повышение однородности охлаждения объекта.

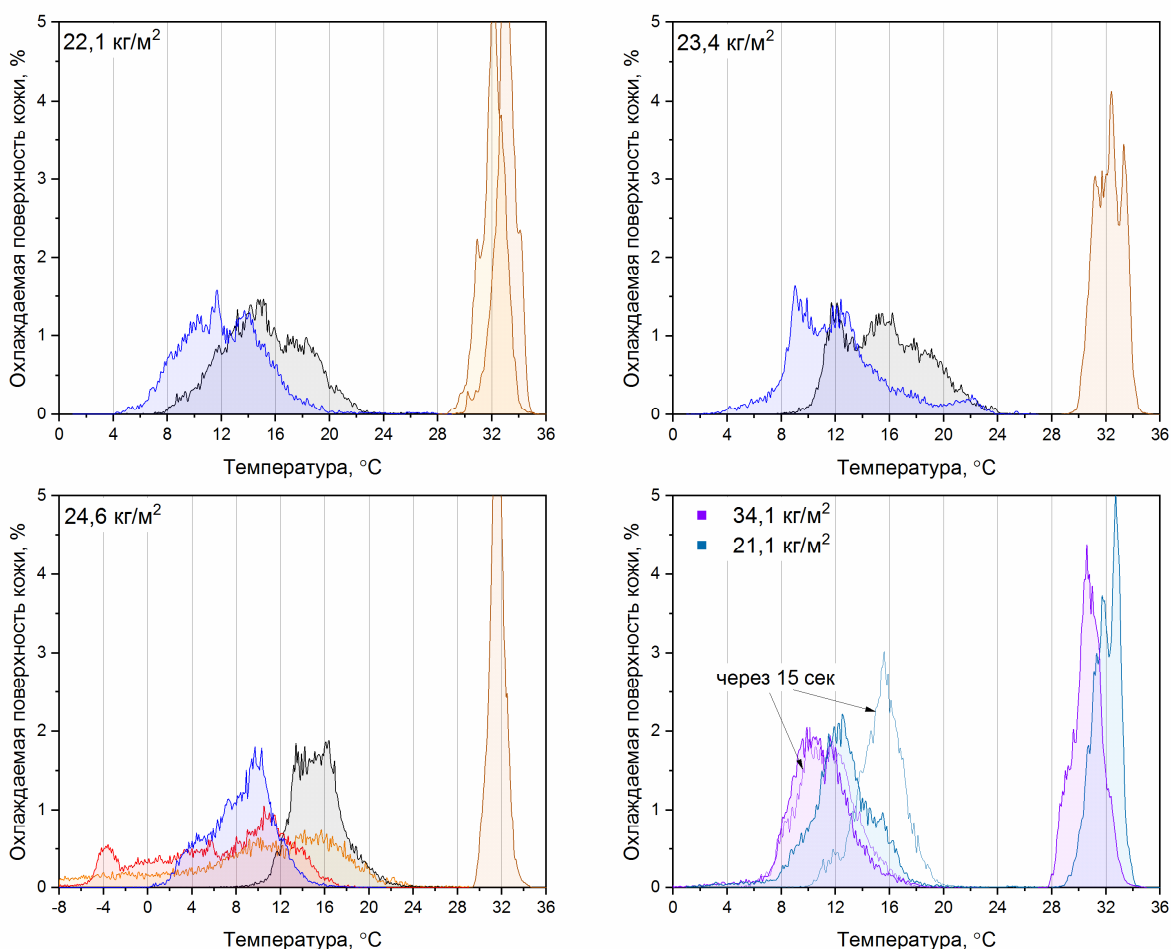


Рисунок 5.14. Распределение температуры кожи до и сразу после криовоздействия

#### 5.4. Алгоритмы выполнения регулируемых режимов ОГКВ

Алгоритм выполнения режимов ОГКВ – последовательность изменения степеней свободы воздействия, которые характеризуются упрощенно режимом подачи газа в ИУ.

Типовой на практике алгоритм выполнения ОГКВ – непрерывная подача газа по одному возможному варианту. Регулирование в таком случае проводится эмпирически по длительности воздействия. В Главе 2 показано, что при постоянном режиме однородность температуры кожи снижается с течением времени воздействия. При этом необходимо учитывать, что имеется не 1 вариант, а область объектов охлаждения (по размерам и другим характеристикам).

Регулируемое ОГКВ должно стремиться обеспечивать однородное целиком или по участкам охлаждение с заданным результатом для различных по форме и размерам объектов. Эксперимент показал, что с использованием разработанного оборудования возможно проводить изменение режима во времени, обеспечивать повышение однородности охлаждения. Решенной инженерной задачей в данном случае является создание средств выполнения диапазона режимов ОГКВ (которые отрывают новые возможности для медицинских работников).

При рассмотрении вопроса разработки режимов необходимо отделить медицинский метод от технической его реализации (какие части в данной инженерной работе не рассматриваются, т.к. это не является испытанием возможностей технического обеспечения). Медико-биологические задачи: влияние пред-подготовки объекта охлаждения и его дополнительных действий во время воздействия, аспекты разработки курса воздействий (включая экстремальный курс), эффект тренировки, комплексное воздействие с использованием дополнительных физических факторов или фармакологических средств и т.п.

Алгоритмов выполнения ОГКВ может быть много. Суть их состоит

в следующем: чтобы охладить целевую область до целевой температуры, можно ускорять, можно замедлять тепловой поток (изменением температуры или скорости газа на контакте с кожей). В разработанной установке регулировать режим можно следующим образом – изменять (1) частоту вращения вентилятора (расход газа), (2) расход жидкого азота (расход и температура газа), (3) направление потока (все это параметры интенсивности охлаждения), а также (4) длительность воздействия (Рисунок 5.15).

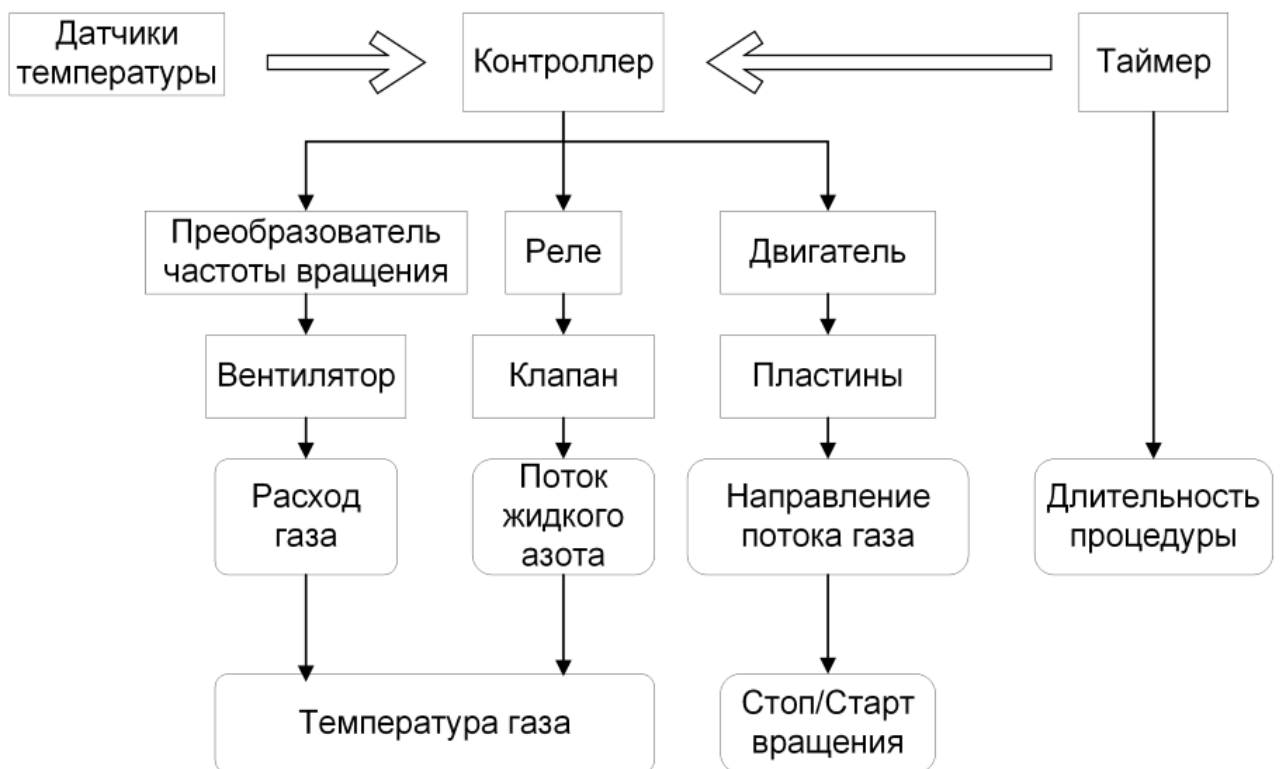


Рисунок 5.15. Пример оценки показателей себестоимости и эффекта ОГКВ

Особенности алгоритмов следующие. Рациональным в предлагаемой схеме является (1) регулирование температуры кожи, а именно затормаживание охлаждения наиболее охлаждаемых частей. Такой импульсный режим имеет этапы интенсивного охлаждения и менее интенсивной выдержки (вплоть до «фиксации» поля температур в идеальном случае) для повышения однородности температуры кожи. Так охлаждение может иметь «активный» режим (например, при направлении струи на объект) и «пассивный режим»

(например, при отведении струи от объекта или уменьшении расхода газа). Также необходимо учитывать (2) суммарное потребление жидкого азота. А также рекомендуется использовать: (3) принцип приоритета более простого регулирования (чтобы не было избыточного износа оборудования и усложнения алгоритмов); (4) скорость газа ограничивает целевая глубина охлаждения. Если слишком большая скорость газа, то поверхность раньше срока дойдет предела безопасности.

Таблица 24.

## Сравнение параметров работы установок ОГКВ

<b>Параметр:</b>	<b>Было:</b>	<b>Стало:</b>
Степени свободы регулирования	1 (длительность)	4 (температура, расход, направляющие струи газа, длительность)
<b>1. Температура газа (в ИУ)</b>	до -130 °С, без регулирования	до -150 °С, точность рег. $\pm 2,5$ К
<b>2. Расход газа (вход в ИУ)</b>	без регулирования (2 уровня)	от 30 до 70 г/сек, точность рег. $\pm 2$ г/сек
<b>3. Положение направляющих струи</b>	-	регулируется в диапазоне углов до 110 °
<b>4. Длительность</b>	до 7 мин.	возможно более 7 мин.
Бесконтактный контроль температуры объекта	-	с точностью до $\pm 1$ К
Среднее потребление азота	до 37 г/сек	25 г/сек (ниже аналогов до 30%)

На Рисунке 5.16 показан пример алгоритма.

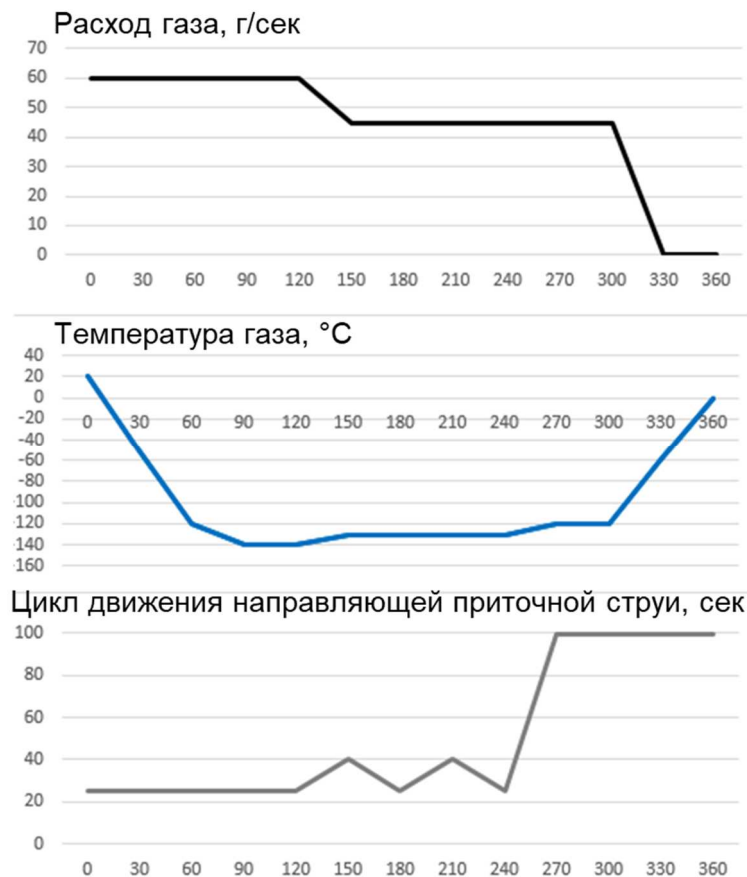


Рисунок 5.16. Пример алгоритма выполнения ОГКВ

Продемонстрировано постепенное снижение расхода газа, которому соответствует повышение температуры газа. Параллельно этому процессу двигаются направляющие приточной струи: направление струи как к объекту, так и к периферии с целью повышения однородности температуры вблизи наиболее охлаждаемых участков торса. Направляющая находится в вращательном обратнопоступательном движении в рамках сектора круга с различной длительностью замкнутого цикла. Этап «захолаживания» длится около 100 сек. Далее попеременно возможно использовать этап «пассивный» шаг 30 сек (направление потока – направляющая преимущественно закрыта), этап «активный» шаг 30 сек (направление потока – направляющая преимущественно открыта). Повторение этапов возможно, например, до достижения данных контроля «сигнал +10 °С»). Воздействие закончено.

Индикаторами эффективности могут служить потребление жидкого азота и динамика средней и минимальной температуры компарментов (Рисунок 5.17). Наиболее удобным для анализа представляется разница между

начальной и текущей температурой.

Вывод следующий, в данной работе введен новый инструмент по выполнению и оценке эффективности режимов ОГКВ в целях повышения качества охлаждения объекта (программа расчета и установка). Подбор конкретных значений длительности и интенсивности этих этапов возможно провести в рамках отдельных медико-биологических исследований. В технической их части возможно рационализировать потребление энергоресурсов и процесс охлаждения объекта (повысить однородность температуры кожи).

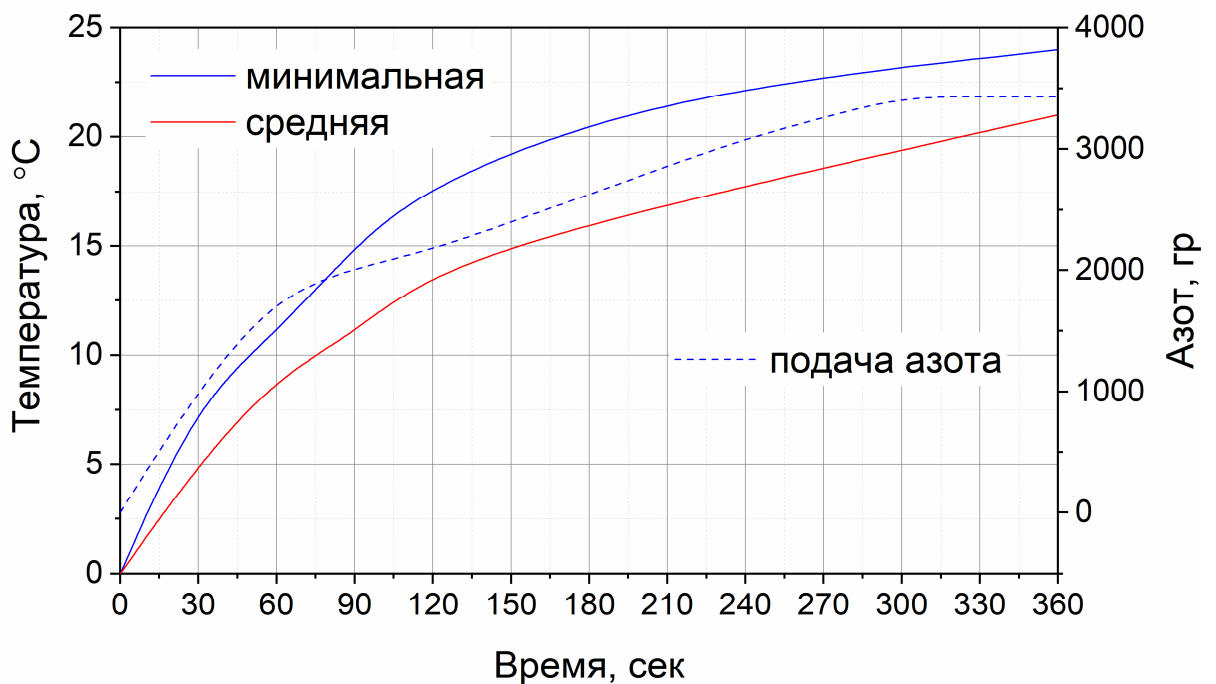


Рисунок 5.17. Разница между средней и минимальной температурой поверхности от времени

## **ГЛАВА 6. АНАЛИЗ РЕЗУЛЬТАТОВ ИССЛЕДОВАНИЙ. ПРАКТИЧЕСКИЕ РЕКОМЕНДАЦИИ**

### **6.1. Анализ результатов исследований**

Для создания краткосрочных экстремальных условий окружающей среды при ОГКВ применяется специализированная низкотемпературная техника. В результате анализа (в Главе 1) современного состояния метода, его технического обеспечения и результатов исследований были определены пути совершенствования ОГКВ. Согласно им, ключевой задачей для развития метода является повышение точности выполнения криовоздействия. Кроме того, необходимо обеспечить снижение потребления энергетических ресурсов (в части повышения энергетической эффективности используемых низкотемпературных циклов и количества затрачиваемого жидкого азота на проведение ОГКВ).

В данной работе в части результатов экспериментов (Глава 2) достигнуто следующее:

- 1) Разработана усовершенствованная методика проведения теплофизического эксперимента при проведении ОГКВ.
- 2) Получены данные для проверки адекватности программ моделирования ОГКВ. При составлении физической модели было выявлено, что литературных данных недостаточно, чтобы описать все граничные, начальные условия и геометрию модели. Следующие данные, необходимые для проведения вычислительного эксперимента, были добавлены, основываясь на результатах экспериментов. В части ИУ: распределение начальной температуры стенок. В части БО: температура и расход охлаждающего газа. В части объекта охлаждения: габаритные размеры и толщина кожного покрова для компарментов, начальная температура поверхности и дополнительный поток теплоты кровотока. Следовательно, первым этапом была проверка



адекватности предлагаемой модели при сравнении с результатами натурального физического эксперимента при участии группы волонтеров (в качестве объектов охлаждения).

3) Получены эмпирические данные, которые возможно применить для создания протоколов ОГКВ и для сравнения качества проведения воздействия между различным техническим обеспечением ОГКВ. В том числе получены данные для сравнения результатов проведения воздействия в современных установках и при нерегулируемом и регулируемом проведении ОГКВ.

4) Показано, что регулировать ОГКВ для различных объектов охлаждения только длительностью воздействия недостаточно для достижения равномерного охлаждения.

5) Установлены закономерности влияния параметров подачи газа в ИУ (температура, массовый расход) на тепловые режимы охлаждения различных по размерам объектов охлаждения и проанализировано общее энергопотребление установки, использующей жидкий азот.

В части численного исследования (Глава 3) разработаны новые математическая, физическая модели и их реализация в виде компьютерной программы, учитывающие взаимное влияние элементов. Расчетная область содержит охлаждающий газ, стенки аппарата и объект охлаждения (человек). Разработанные модели не нацелены на то, чтобы носить универсальный характер. Они адаптированы к условиям проведения ОГКВ. Компьютерная программа может быть использована вне зависимости от конструкции ИУ (при проведении коррекции). Ключевыми отличиями разработанной модели от аналогичных, значительно повышающими точность вычислений, являются:

1) Явное решение задачи сопряженного теплообмена (на границах объект-газ, газ-теплопередающая стенка).

2) Учет взаимного влияния «объект-газ-теплопередающая стенка», а также между компартаментами физической модели объекта охлаждения.

3) Уточненные условия подачи охлаждающего газа и физическая модель объекта охлаждения, которая была значительно уточнена и адаптирована

к регулируемому обеспечению ОГКВ. Во-первых, учет внутренних источников теплоты осуществлён эмпирически подобранным источниковым членом. Во-вторых, она дополнена измерениями геометрических размеров волонтеров, которые непосредственно участвовали в натурном эксперименте. В-третьих, для коррекции модели использованы результаты натурального эксперимента. В-четвертых, предложенные компартменты учитывают осевую составляющую теплообмена в руках, ногах и туловище. В-пятых, начальное распределение температур уточнено.

4) Также необходимо отметить, что модель прошла верификацию в несколько этапов (от качества сетки, до динамики охлаждения поверхности объекта охлаждения).

Исходя из описанного выше, можно сделать вывод о том, что описанная в данной рукописи физическая модель объекта охлаждения составлена не только на современном уровне представления таких моделей, но и опережает его. Модель подходит для расчета регулируемых режимов ОГКВ с целью прогнозирования результата.

Также Глава 3 содержит результаты численного исследования тепломассообмена в исполнительном устройстве тип 2 в нерегулируемом режиме ОГКВ, которые дополняют данные эксперимента. Основная цель вычислительного эксперимента в данном случае состояла в получении объективных данных для дальнейшего сравнения различных вариантов подачи охлаждающего газа в ИУ с точки зрения динамики охлаждения объектов. Результаты расчета дополняют результаты эксперимента данными о скоростях газа, тепловых потоках, распределению температур по всему объему аппарата.

Разработанный подход позволяет рассчитывать процесс выполнения ОГКВ со сниженной трудоемкостью подготовки расчета, на его основе возможно рассчитать любой режим газового охлаждения человека в его динамике с учетом взаимного влияния человека, газа и стенок. При этом используется универсальный инструмент – численное моделирование (особенности – учтены взаимное влияние, сложная форма, сложная цель).

Разработанный подход также реализует принцип цифрового двойника и лежит в тренде по объединению физики процесса (неживой материальный мир), цифровых технологий (виртуальный мир) и биологии (живой материальный мир). Его можно рассматривать как часть основ создания информационного обеспечения низкотемпературной техники («новый слой») и его взаимосвязи с оборудованием. А также как основу для создания методик параллельного расчета и разработки оборудования.

Глава 4 содержит экспериментально-теоретические основы разработки установки ОГКВ регулируемого типа, а именно: (1) концепцию выполнения регулируемого ОГКВ, (2) конструкционные схемные решения исполнительного устройства, (3) результаты экспериментального исследования подачи приточной струи к объекту охлаждения, (4) результаты экспериментального исследования способов бесконтактного контроля температуры поверхности объекта охлаждения. На их основе далее проведены разработка и исследование опытно-промышленного образца установки ОГКВ нового типа, который вместе с разработанной программой прогнозирования образует комплекс по обеспечению этапов 1 и 2 регулируемого выполнения ОГКВ.

Глава 5 содержит описание результатов разработки и исследования опытно-промышленного образца установки ОГКВ. Параллельно были проведены разработка опытно-промышленного образца установки ОГКВ и анализ области рациональных условий подачи охлаждающего газа. После этого на основе результатов экспериментального исследования ИУ нового типа был предложен алгоритм выполнения регулируемых режимов ОГКВ. Показано, что уровень температуры газа в ИУ возможно повысить.

В целом, в рамках данного исследования в результате анализа современного состояния метода, его технического обеспечения и проведенных исследований были предложены новые подходы к организации процесса (схема подачи газа) и к анализу результатов выполнения ОГКВ. Результаты проведенного исследования добавили: (1) новую схему подачи газа в ИУ; (2) новые экспериментальные данные для группы волонтеров;

(3) детализированную модель человека в инженерные методы расчета ОГКВ (весь диапазон объектов); (4) данные об области рациональных режимов подачи газа и (5) новые алгоритмы регулирования подачи газа во времени воздействия. Разработан и испытан опытно-промышленный образец установки ОГКВ, в котором реализованы новые идеи по организации процессов, конструкции аппаратов (БО, ИУ) и функционалу БУ. В ИУ струя направлена на объект, циркуляция газа улучшена, процесс охлаждения изменен во времени, предложено отказаться от предварительного захолаживания ИУ, рационализированы объем ИУ, его материалы и форма, впервые применена обратная связь по температуре. В итоге данные изменения обеспечили улучшение конструкции на качественном уровне.

В итоге разработан комплекс по исследованию и регулируемому выполнению ОГКВ следующего состава.

1) Установка (ИУ тип 2):

- Имеет степени свободы регулирования подачи газа (температура, расход, направляющие струи газа).

- Расход газа (вход в ИУ) от 30 до 70 г/сек, точность регулирования  $\pm 4$  г\сек.

- Температура газа (в ИУ) до  $-150$  °С, точность регулирования  $\pm 3$  °С.

- Положение направляющих струи регулируется в диапазоне углов от  $0^\circ$  до  $110^\circ$ .

- Имеется функция бесконтактного контроля температуры объекта с точностью до  $\pm 1$  К (при использовании методики пересчета показаний пятна измерения к зависимостям изменения температуры других участков поверхности).

- Энергопотребление схемы ниже аналогов до 30% (показано расчетно).

2) Компьютерная программа прогнозирования результата ОГКВ:

- Является цифровым двойником исполнительного устройства установки.

- Возможен расчет для любого человека (содержит параметрическую модель объекта охлаждения).

- Возможен расчет любого алгоритма подачи газа.
- Дает данные по температуре и потоку теплоты для проверки выполнения целевого протокола.
- Расхождение расчетных и экспериментальных данных по средней температуре не более 1,2 К (при длительности воздействия более 2 минут).

Данное исследование направлено на решение нестационарных задач, имеющих актуальность в XXI веке ввиду постепенного продвижения процесса научно-технического прогресса и, следовательно, появления предпосылок для расширения применения в хозяйственной деятельности систем управления процессами в их динамике с учетом многофакторных ограничений, одной из важных составляющих теории реализации таких процессов могут быть знания, полученные в медицинских ее приложениях. Развитие информационных технологий в частности открывает новые возможности по управлению процессами тепло- и массообмена в их динамике для повышения их точности (где это требуется), а также для снижения энергопотребления и вреда окружающей среде от использования оборудования.

В XXI веке особенно актуальными становятся исследования наук о жизни и о человеке в частности, которые способны непосредственно влиять на повышение качества жизни человека. При этом необходимо учитывать, что низкие температуры вносят дополнительные ограничения, новые взаимосвязи, изменяют степень взаимного влияния элементов систем, аппаратов и вносят иные особенности в процессы, что зачастую требует детального рассмотрения. Среди таких задач вопросы тепло- и массообмена при охлаждении человека.

Результаты данной работы направлены на удовлетворение потребностей медицины будущего в условиях неопределенности масштаба применения данного типа оборудования. Результаты работы позволяют ввести (дают возможность) в современную практику более эффективное, управляемое выполнение ОГКВ. Они расширяют понимание процессов и результатов ОГКВ с точки зрения процессов и аппаратов холодильной и криогенной техники. Получен доказанный результат, заключающийся в том, что подготовленный

коллектив в лаборатории может выполнять регулируемое воздействие и раскрыты неопределенности для осуществления пути по дальнейшему исследованию и внедрению в практику регулируемого выполнения ОГКВ.

## **6.2. Рекомендации к исследованиям ОГКВ**

В части будущих физико-технических исследований рекомендуется рассмотреть следующие вопросы: (1) применение альтернативных хладоносителей (например, вода) или повышение температуры газа для обеспечения доступности метода широким слоям населения; (2) развитие способов математического описания геометрических моделей многослойных биологических структур и численных методов для их реализации в программах расчета (для расчета наиболее приближенных геометрических моделей человека); (3) развивать вопросы управления процессами тепло- и массообмена в их динамике (например, расширять возможности управления распределенными системами в зависимости от параметров узлов в динамике переходных процессов); (4) развивать возможности применения ИУ (тип 1) в части создания и испытания опытных образцов; (5) внедрять новые материалы и средства автоматизации; (6) предлагается учитывать, что ОГКВ является частным случаем микроклимата (является компенсирующей тренировкой человека в условиях жизни в микроклимате помещений), с одной стороны, возможно применять принципы воздействия на другие факторы (например, состав среды) и развивать техническое обеспечение в таком направлении, а также на другие случаи (например, комфортное жизнеобеспечение).

В части будущих медико-биологических исследований необходимо отметить тот факт, что сегодня регулируемые режимы выполнения ОГКВ еще не готовы для широкомасштабного внедрения в практику и наиболее актуальны для проведения исследований возможностей данного метода, его оптимизации. Дальнейшее развитие ОГКВ должно быть основано на многоцентровых медицинских исследованиях, для проведения которых подготовлено новое

поколение оборудования (разработанное с запасом в диапазонах регулирования). Нельзя определенно сказать, что развитие метода достигло насыщения (новая техника – это новая тактика). Терапевтическая цель – критерий эффективности у каждого специалиста может быть свой (индикатор, которого аппарат должен достичь). Необходимо расширять понимание области эффективности ОГКВ и оптимизировать его себестоимость.

Рекомендуется рассмотреть следующие вопросы. (1) Прежде всего нужна систематизация имеющихся медицинских знаний (как в РФ, так и за рубежом). (2) Нужно исследовать вопросы индивидуализации криовоздействий. Согласно д.т.н., проф. Баранову А.Ю. «задача медицины XXI века научиться пользоваться возможностями ОГКВ». С точки зрения индивидуализации ОГКВ, сегодня нет определенности: как численно выразить дозу криовоздействия, какая доза нужна каждому определенному пациенту, какие критерии контроля выбрать для различных случаев. Индивидуализации может быть подвергнуто не только одно криовоздействие, но и курс. В рамках данного исследования разработано техническое средство, которое поддерживает возможность создания свободно программируемых сценариев охлаждения, на основе применения которых рекомендуется проводить медико-биологические поисковые исследования по рационализации индивидуального курса ОГКВ. Критерии сравнения вариантов выполнения ОГКВ: момент и локализация «щипания» (вербальный канал данных) и ИК-снимки. При создании протоколов индивидуализации ОГКВ возможно применить принципы индивидуализации калорийности и состава питания. В результате проведения таких исследований может быть определен предел индивидуализации дозирования ОГКВ. Для того, чтобы определить всю область рационального практического применения ОГКВ может потребоваться длительное время. (3) Нужны медико-биологические исследования дозовых эффектов в зависимости от варьирования степеней свободы режимов воздействия. Они могут открыть возможности для дальнейшего повышения температуры охлаждающего газа или оторвать возможности применять жидкость. (4) Возможно развивать опыт

основоположника метода Т. Ямаучи по проведению нескольких воздействий в один день. (5) Согласно информационному письму о текущем моменте и актуальности проведения исследований в области криотерапии (39th Informatory Note on Refrigeration Technologies, 2020 г.): «Использование криостимуляции растет в геометрической прогрессии. Однако убедительные научные доказательства его преимуществ еще предстоит предоставить». Также в нем предоставлены рекомендации по исследованиям от зарубежных коллег, которые также рекомендуется учитывать. (6) Исследовать комплексное воздействие нескольких физических факторов (в том числе аэроионов в части создания биопозитивной окружающей среды) и дополнительное применение фармакологических средств.

### **6.3. Практические рекомендации к выполнению ОГКВ**

Индивидуализация открывает новые перспективы для использования метода ОГКВ на практике. Исходя из результатов проведенного исследования возможно дать следующие рекомендации по выполнению ОГКВ (для медицинских работников):

1) Типовая длительность воздействия сегодня составляет 3 минуты. В некоторых публикациях указано, что применялась длительность до 5 минут. Рекомендуется увеличивать длительность воздействия. В работе показано, что возможно снизить расход жидкого азота (Глава 5). В таком случае увеличение длительности воздействия становится рентабельнее. Показана возможность увеличения длительность воздействия до 7 минут в условиях нерегулируемого и регулируемого режимов ОГКВ, которое не является абсолютным максимумом. Учитывая показанные перспективы по повышению однородности охлаждения поверхности объекта, длительность воздействия может быть повышена и более (с этапами выдержки и выравнивания температуры поверхности объекта охлаждения). Для энергосбережения на основе результатов исследования предлагается отказаться от этапа предварительного



охлаждения ИУ и БО. Возможно также после выключения БО оставлять объект в холодном газе для повышения равномерности охлаждения. Также необходимо учитывать этапы восприятия объектом воздействия – реакцию психики на стресс (по опыту экспериментов она снижается после 3-4 минут) и сигналы от болевых рецепторов кожи (по опыту экспериментов они снижаются после 4 или 5 минут). Этап выдержки воздействия после прохождения пороговых ощущаемых реакций может позволить увеличить эффект от воздействия.

2) Режимы можно разделить на упрощенные и специализированные. Низкотемпературное терапевтическое оборудование может располагаться не только в медицинских, косметологических, спортивных учреждениях, но и в офисных центрах. Следовательно, перспективны как наиболее функциональные режимы, так и наиболее простые, и безопасные. Рекомендуется все режимы ОГКВ разделить на упрощенные (например, когда подача газа не зависит от температуры объекта) и специализированные (например, когда подача газа изменяется во времени от температуры объекта охлаждения или других параметров индивидуализации ОГКВ). Для создания специализированных режимов рекомендуется использовать принципы регулируемого выполнения ОГКВ (Раздел 5.4). При этом отдельное внимание рекомендуется выделить составлению курса воздействий. Например, ознакомительное воздействие возможно проводить при более высокой температуре газа и более щадящих условиях воздействия.

3) Необходимо уделить внимание локальным неоднородностям поля температур кожи. При планировании рекомендуется учитывать полученные в эксперименте индивидуальные особенности объекта охлаждения и выделять целевую его область. В рамках Главы 2 указаны следующие особенности: минимумы температуры на выпуклых частях тела, влияние волосяного покрова, ИМТ, общей открытой для охлаждения площади поверхности. Локально возможно изменять динамику охлаждения, например, с использованием ручного вентилятора.

4) Рекомендуется использовать возможности программного обеспечения

для прогнозирования хода воздействия. Такое программное обеспечение должно уметь выбирать все степени свободы и правильно учитывать влияющие факторы. Среди влияющих факторов – особенности биологической ткани (геометрическая модель, теплофизические свойства, источники тепла и т.д.). Потенциально возможно создание таких инструментов быстрого прогнозирования, которые могут позволить врачам анализировать прогнозируемую температурную историю криовоздействия для оптимизации используемых параметров ОГКВ или предлагать индивидуальные протоколы ОГКВ, а также протоколы, предназначенные для целевых групп населения. Индивидуальное строение и особенности организма ограничивают возможность точного моделирования температурной реакции биоткани во время процедуры. Однако моделирование может значительно повлиять на точность дозирования криовоздействия на практике.

5) Рекомендуется проводить сбор и размещение в общем доступе результатов контроля воздействий. В дальнейшем на основе статистической информации с использованием алгоритмов машинного обучения возможно будет на практике повысить качество выполнения ОГКВ.

6) Применение ПКХМ возможно, но сегодня оно дороже ввиду капитальных затрат и недостаточной исследованности возможностей метода. Рекомендуется модернизировать имеющееся оборудование для получения новой функциональной возможности регулирования криовоздействия.

7) Для проведения ОГКВ может быть достаточно температур выше  $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$ . Применение жидкого азота основано на том, что поток газа значительно греется по ходу прохождения из газификатора к объекту.

#### **6.4. Рекомендации по модернизации ранее разработанных конструкций установок ОГКВ**

Исходя из результатов проведенного исследования, а также рекомендаций по проектированию оборудования с повышенной точностью

обеспечения дозирования для индивидуализации процесса [133] выработаны рекомендации по модернизации ранее разработанных конструкций установок ОГКВ (для конструкторов).

Метод ОГКВ еще не достиг насыщения в своем развитии. Чем более широко он будет применяться в дальнейшем, тем скорее будет возможно его оптимизировать. В таком случае рациональным является использование всех имеющихся альтернативных типов конструкций установок. Постепенно, в рамках рыночных отношений наибольшее применение найдет оборудование, которое будет иметь большую удельную ценность для потребителя при минимизации издержек.

Все оборудование предлагается разделить на две группы. Первая – установки ОГКВ с закрытыми ИУ тип 1 «холодильная камера» (групповые и индивидуальные). Для выполнения принципов регулируемого выполнения ОГКВ рекомендуется выполнить следующую модернизацию:

1) Изменить схему циркуляции газа для проведения регулируемой интенсификации подачи охлаждающего газа (в качестве воздухопроводов использовать фальшь-стенки). Организовать циркуляцию воздуха так, чтобы весь воздух проходил через теплообменный аппарат (Рисунок 4.2). Рекомендуется применять 3 вентилятора для обдува объекта, два по бокам, один сзади. Направить их возможно под углом (по аналогии со струей душа).

2) Добавить функцию контроля температуры объекта. Схема использования пирометра описана в [206]. Особенности измерения радиационной температуры в условиях низких температур описаны в Разделе 4.3.

3) Необходимо учитывать, что закрученный пульсирующий поток от вентилятора омывает объект более интенсивно, чем плоская струя. В таком случае рекомендуется повысить температуру кипения хладагента. Для сравнения результатов проведения ОГКВ при повышении температуры кипения рекомендуется применять ИК-изображения (Раздел 2.4, Раздел 5.3). Повышенная температура воздуха и направленный обдув отдельных областей

кожи человека могут позволить осуществлять более равномерное охлаждение поверхности тела. Повышение температуры воздуха потенциально может позволить уменьшить себестоимость воздействия за счет применения одноступенчатой ПКХМ.

4) Рекомендуется с использованием БУ (при проведении капитального ремонта) проводить сбор данных о температуре газа и объекта, а также иметь возможность точной настройки и изменения режимов работы вентилятора в режиме реального времени, в том числе для обеспечения постепенного накопления опыта эксплуатации (создание протоколов воздействия с различными целями).

5) Для выполнения групповых воздействий надстройки с вентиляторами внутри холодильной камеры предлагается располагать в ряд.

6) Рекомендуются следующие изменения в конструкции: большее остекление (обогреваемое), применение воздушной завесы дверного проема вместо шлюзовой камеры.

Однако, такие установки и при внесении изменений не являются мобильными и по капитальным затратам уступают установкам с ИУ тип 2 «индивидуальный криобассейн».

Вторая группа – установки ОГКВ с ИУ тип 2 «криобассейн». Для реализации принципов регулируемого выполнения ОГКВ рекомендуется выполнить следующую модернизацию:

1) Скорректировать схему циркуляции газа в ИУ. Для открытых ИУ с подачей газа (азото-воздушная смесь) предлагается использовать щелевой распределитель потока с направляющими (Глава 5). Для открытых ИУ с впрыском азота предлагается изменить направление движения струи, расположив ее вертикально сверху вниз вдоль торса объекта охлаждения. Для закрытых ИУ предлагается скорректировать направление плоской струи к объекту и использовать средства регулирования скорости вращения вентилятора. Забор воздуха на рециркуляцию предлагается проводить распределенно или с низа ИУ (чтобы не было забора теплого воздуха из

помещения). Такие изменения возможно провести в рамках проведения капитального ремонта.

2) Рекомендуется добавить функцию контроля температуры объекта. Особенности измерения в условиях низких температур описаны в Разделе 4.3. Пирометрический модуль возможно установить в ИУ в рамках проведения капитального ремонта.

3) Рекомендуется скорректировать температуру газа, подаваемого в ИУ, основываясь на результатах данного исследования (Раздел 5.3).

4) Используя функцию контроля температуры возможно скорректировать алгоритм подачи газа в ИУ согласно предлагаемым в работе принципам (Раздел 5.4). Например, регулировать подачу газа возможно, регулируя частоту вращения вентилятора. Регулировать подачу жидкости возможно (если это не противоречит конструкции в целом), используя соленоидные клапана и принцип широтно-импульсной модуляции.

5) При необходимости применения оборудования без использования жидкого азота рекомендуется использовать спиральные машины в цикле ВХМ.

6) Рекомендуется с использованием БУ (при проведении капитального ремонта) проводить сбор данных о температуре газа и объекта, а также иметь возможность точной настройки и изменения режимов работы вентилятора в режиме реального времени, в том числе для обеспечения постепенного накопления опыта эксплуатации (создание протоколов воздействия с различными целями).

7) Для реализации групповых воздействий ИУ предлагается располагать в ряд.

8) Рекомендуется применение наиболее легких теплоизоляционных и конструкционных материалов (для снижения теплопритока к газу в ИУ).

9) Рекомендуется учитывать факторы эргономики. Например, планировать какую информацию получает объект во время ОГКВ (каналы – зрение, слух, осязание).

## ОСНОВНЫЕ ВЫВОДЫ И ЗАКЛЮЧЕНИЕ

1) На основе выполненного анализа технического уровня находящегося в эксплуатации оборудования, реализующего криовоздействие на организм человека, показано, что еще не решена проблема индивидуализации криовоздействия и соответственно равномерного охлаждения биообъекта, что требует проведения исследований вопросов регулируемого охлаждения биообъекта.

2) Получены данные о динамике охлаждения, распределении температур газа и поверхности биообъектов в нерегулируемом режиме ОГКВ (усреднённо и с учетом наиболее охлаждаемых областей) в исполнительном устройстве типа «криобассейн» при длительности криовоздействия от 180 до 420 сек. Выявлено, что увеличение индекса массы тела на  $10 \text{ кг/м}^2$  уменьшает снижение температуры на  $0,7 \text{ К}$ , термическое сопротивление поверхности обеспечивает отставание в охлаждении до  $1,25 \text{ К/мин}$ . Наличие биообъекта повышает температуру газа до  $30 \text{ К}$ , стабилизация температуры газа происходит после 4-й минуты.

3) Разработаны трехмерные физико-математические модели и компьютерная программа моделирования процессов теплообмена в установке, позволяющие прогнозировать результат криовоздействия. Они основаны на результатах проведенного эксперимента, учитывают взаимное влияние элементов конструкции и неоднородность температуры и скорости газа. Модель оборудования содержит аппарат (исполнительное устройство) и газ, который в нем находится (воздух). Для учета неоднородности температур газа и поверхности биообъекта граница газ-биообъект рассчитывается в каждой ячейке. Модель биообъекта параметрическая, состоит из 11-ти пространственных элементов, четырехслойная, содержит экспериментально полученный источниковый член теплоты кровотока от температуры поверхности и времени криовоздействия. При создании компьютерной программы использован ANSYS CFX 2020R1 (число элементов от 19 до 26

млн.). Модель верифицирована для анализа криовоздействий длительностью более 60 сек, расхождение средней температуры поверхности биообъекта в таком случае составило не более 1 К.

4) Определены основные параметры охлаждающего потока в нерегулируемом режиме выполнения ОГКВ. Показано, что распределение температур газа имеет локальные неоднородности с максимальной разницей температур до 55 К; скорость газа по сечению не превышает 1,4 м/с; тепловой поток от биообъекта к аппарату находится в диапазоне от 1500 до 2000 Вт/м<sup>2</sup>.

5) Впервые разработаны концепция реализации процесса регулируемого по заданной величине температуры поверхности объекта ОГКВ и основы конструирования установок ОГКВ нового поколения, обеспечивающие регулирование плотности теплового потока, отводимого от биообъекта (схемы аппаратов, режимы подачи струи к объекту, методы контроля охлаждения). При этом максимальное расхождение средней температуры поверхности биообъекта не превышает 1,5 °С.

6) Разработано средство прогнозирования результата ОГКВ и впервые определен диапазон рациональных параметров подачи газа в исполнительное устройство установки при выполнении регулируемого ОГКВ (от 40 до 70 г/сек, от -140 до -160 °С).

7) Разработан и создан опытно-промышленный образец, который позволяет проводить криовоздействие с изменением основных параметров работы оборудования в широком диапазоне температуры потока охлаждающего газа от -50 до -160 °С, скорости набегающего потока от 0,1 до 2 м/с, времени криовоздействия до 420 сек. Вместе со средством прогнозирования он образует комплекс по исследованию и регулируемому выполнению ОГКВ в широком диапазоне рабочих параметров. Разработаны алгоритмы выполнения регулируемых режимов ОГКВ для различных биообъектов и различных целей воздействия и выработаны рекомендации, что позволяет осуществлять практическое применение предложенной концепции.

8) Впервые решена научная проблема создания техники для выполнения

индивидуализированного ОГКВ. Разработаны научные основы совершенствования процессов и аппаратов установок ОГКВ. Результаты работы обеспечили повышение равномерности охлаждения (диапазон значений температуры поверхности уменьшен до 25%, пик распределения увеличен до 2-х раз), снижение энергопотребления до 30%. Инженеры получили научно-техническую основу для создания серийного оборудования, выполняющего регулируемое, индивидуализированное воздействие.

9) Медицинские работники получили инструмент для проведения исследований ОГКВ для решения медико-биологической научной проблемы повышения точности выполнения ОГКВ. Решение этой проблемы и последующее внедрение изложенных в данном исследовании технических решений сделает возможным импорт-независимое лечебное и профилактическое применение индивидуализированного закаливания организма, в первую очередь необходимое людям, работающим в опасных, экстремальных условиях. Его эффект заключается в снижении рисков при воздействии опасных факторов профессиональной деятельности, в повышении качества жизни и в увеличении производительности труда, что вносит значительный вклад в развитие страны в социально-экономических условиях XXI века.

На основании описанного выше сделан вывод о том, что в данной рукописи диссертации (научно-квалификационной работы) представлены результаты прикладного исследования и разработок низкотемпературного оборудования, в рамках которых решена научная проблема, имеющая важное социально-экономическое значение и изложены новые научно-обоснованные технические решения, внедрение которых вносит значительный вклад в развитие страны в части потребности РФ в средствах здоровьесбережения и оказания высокотехнологичной медицинской помощи.

Прикладной характер работы подтверждается приведенными сведениями о практическом использовании полученных автором диссертации научных результатов, на основе которых разработан и испытан опытно-промышленный



образец (в составе комплекса с программным обеспечением), на практике применены выводы исследования. А именно, на основе новых научно-обоснованных технических решений предложена и реализована схема перехода от погружения объекта в холодный газ к подаче газа к объекту (с возможностью обеспечения различных режимов охлаждения объектов для учета их особенностей). Технические решения основаны на результатах экспериментальных физико-технических и численных исследований, включая разработанную модель прогнозирования результатов криовоздействия и информацию о его рекомендуемых режимах. Потребитель, используя разработанную технологию может получить услугу регулируемого выполнения ОГКВ. На основе полученных результатов в первую очередь необходимо и возможно перейти на следующие этапы – к разработке серийного оборудования и его информационного обеспечения, проведению медико-биологических исследований.

**СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ**

1. Агаджанян Н.А., Быков А.Т., Медалиева Р.Х. Проблемы криотерапии и состояние психоэмоциональной сферы // Вестник новых медицинских технологий. Т. XVII. № 3. 2010. С. 129-132.
2. Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Pushkarev V.A., Tsiganov D.I. Prerequisites for developing new generation cryosurgical devices (review) // *Sovremennye tehnologii v medicine* 2017. 9(2). P. 178–189.
3. Будрик В.В. Основы криотерапии, криохирургии и криоконсервации. // 2-е изд. переработано и доп. М.: МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2014. С. 56.
4. Будрик В.В. Физические основы криометодов в медицине: учеб. пособие /под ред. А.М. Архарова, В.И. Коченова // МГТУ им. Н.Э. Баумана. Москва: Лика, 2007. 133 с.
5. Budrik V.V. Physical fundamentals of cryomethods in medicine // *Training Manual. ISC.* 2010. P. 140.
6. Баранов А.Ю. Искусственный холод на службе здоровья // Вестник Международной академии холода. № 1. 2006. С. 12-14.
7. Баранов А.Ю., Попович А.В., Козлов А.В. Общая криотерапия - универсальный метод восстановительной медицины // Курортные ведомости. № 4. 2008. С. 46.
8. Лечение холодом / Баранов А.Ю., Кидалов В.Н. // СПб.: Атон. 1999. 272 с.
9. Bouzigon, R., Grappe, F., Ravier, G., Dugue, B. Whole- and partial-body cryostimulation/cryotherapy: Current technologies and practical applications (2016) *Journal of Thermal Biology.* V. 61. P. 67-81.
10. Шурыгин В.В., Родин Ю.А. Опыт применения общей аэрокриотерапии (ОАКТ) в психиатрии // Материалы II Международной научно-практической конференции: Криотерапия в России. Санкт-Петербург.

2009. С. 117-120.

11. Miller E., Mrowicka M., Malinowska K., Kedziora J., Majsterek I. The effects of whole-body cryotherapy and melatonin supplementation on total antioxidative status and some antioxidative enzymes in multiple sclerosis patients // *Polski Merkuriusz Lekarski*. Vol.31. №183. Sep 2011. P.150-153.

12. Mesure, S., Catherin-Marcel, B., Bertrand, D. Whole body cryotherapy: Literature and research perspectives [La cryothérapie corps entier: littérature et perspectives de recherches] // *Kinesithérapie*. 2014. 14 (152). № 319. P. 56-60.

13. Wujek-Krajewska, E., Cudnoch-Jędrzejewska, A., Puchalska, L., Chybowska, B., Janiszewski, M., Klimczak, D., Kuch, M. The influence of systemic cryotherapy on selected hemodynamic parameters and the assessment of the safety of its use in patients with successfully treated hypertension // *Cryobiology*. 2017. V. 78. P. 22-26.

14. Баранов А.Ю. Общая криотерапия, история развития в Европе // Сборник докладов I международной конференции «Криотерапия в России». 2008. С. 3-25.

15. Fonda, B., De Nardi, M., Sarabon, N. Effects of whole-body cryotherapy duration on thermal and cardio-vascular response // *Journal of Thermal Biology*. 2014. 42 (1). P. 52-55.

16. Dugue B., Douzi W., Carette P., Dupuy O. What everybody should know about whole-body cryotherapy/cryostimulation: An up-dated mini review // *Refrigeration Science and Technology*. 2019. № 1859. P. 2868-2871.

17. Баранов А.Ю. Проекту «Криотерапия в России 30 лет» // Криотерапия в России. Материалы IX Международной научно-практической конференции. 2017. С. 5-19.

18. Yamauchi Y., Yamauchi T., Miura K., The analgesic effects of  $-170^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy on rheumatoid arthritis (R.A.) // *curable/ IASP. Pain*. Volume 30. Supplement 1. 1987. P. 261.

19. Yamauchi T., Yamauchi Y., Miura K., Cooper A. Clinical effects of  $-170^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy (W.B.C.T.) on steroid dependent chronic diseases //

Journal of Steroid Bio-chemistry. Volume 25. Supplement 1. 1986. P. 25.

20. Dorota M.E., Ewa Z. What is the future of using WBC in medicine? // Refrigeration Science and Technology. 2019. № 1864. P. 2872-2878.

21. Шакуров А.В., Колышкин Л.М., Андреев Н.А. Состояние и перспективы развития технического обеспечения криотерапевтического воздействия // Вестник Дагестанского государственного технического университета. Технические науки. 2020. Т. 47. № 3. С. 26-38.

22. Жердев А.А., Сергеева А.А. Обзор становления криотерапевтического оборудования. Серия: Машиностроение. Специальный выпуск: Холодильная и криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения // Вестник МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2008. С. 37.

23. Жердев А.А., Шакуров А.В., Щелчков А.А. Способы реализации общей криотерапевтической процедуры // Инженерный журнал: наука и инновации 2012. № 5 (5). С. 14.

24. Криомедицина: процессы и аппараты / Цыганов Д.И. // Москва: САЙНС-ПРЕСС, 2011. 304 с.

25. Баранов А.Ю. Разработка техники и технологии криогенной терапии // Холодильная техника. 2006. № 12. С. 34-39.

26. Баранов А.Ю., Шестакова О.А., Василёнок А.В. Двадцать лет клинической эксплуатации отечественных аппаратов для общего криотерапевтического воздействия // Холодильная техника. 2018. № 5. С. 30-35.

27. Баранов А.Ю. 25 лет научно-исследовательской работы в области техники и технологии общей криотерапии // Сборник докладов IV международной конференции «КРИОТЕРАПИЯ В РОССИИ». СПб. 2011. С.3 10.

28. Верховный А.И., Васильев М.К., Савельева С.К., Пономарев Д.Е., Антонов Е.А. Современные тенденции совершенствования криомедицинской техники в РФ // Молодежный научно-технический вестник. 2016. № 4. С. 3.

29. История проектов российских аэрокриотерапевтических комплексов. Сопоставительный анализ / ООО «Мед-Крионика», 9 с. (доступ:

cryomed.ru) (дата обращения: 07.11.2021).

30. Forýtková L. and Brojek W. The Liquid Air Cryochambers for Whole-Body Cryotherapy, the Liquid Air Cryochambers for Whole-Body Cryotherapy. // Proceedings 10th Cryogenics 2008 International Conference. 2008. ISBN 978-2-913149-62-5.

31. Баранов В.А., Савельева А.В., Сидорова А.Ю. Оценка энергозатрат при работе установки общего криотерапевтического воздействия // Криотерапия в России. 2009. С. 164-177.

32. Баранов А.Ю., Шестакова О.А. Оптимизация технологии WBC в одноместных установках // Низкотемпературные и пищевые технологии в XXI веке. Материалы VIII Международной научно-технической конференции. 2017. С 15-23.

33. Криосауна воздушная CrioSpace 2K (-110°C) [Электронный ресурс] / ООО «КРИОТЕК», 2011. URL: <https://cryotec.ru/tovary/kriospejs-2k-minus-110s> (дата обращения: 07.11.2021).

34. Криосауна. Фотогалерея // ООО «Компания «Вита Техника» [Электронный ресурс] 2021. URL: [http://www.vita-technika.ru/price/krio\\_ter/kriosauna/pictures.html](http://www.vita-technika.ru/price/krio_ter/kriosauna/pictures.html) (дата обращения: 07.11.2021).

35. Фитнес-центр с криосауной // Биржа бизнеса Businesses For Sale. [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://businessesforsale.ru/Sankt-Peterburg/kupit-biznes/fitnes-centr-s-kriosaunoj-for-sale/> (дата обращения: 07.11.2021).

36. СМИ о нас // Криосауны KRION. [Электронный ресурс] 2021. URL: [http://www.krion.ru/info@shifa1.com?g=smi&c=smi\\_article11](http://www.krion.ru/info@shifa1.com?g=smi&c=smi_article11) (дата обращения: 07.11.2021).

37. Icequeen – криокапсула нового поколения в Москве / Propartner [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://moscow.propartner.ru/offers/icequeen-kriokapsula-novogo-pokoleniya-i3144083.html> (дата обращения: 07.11.2021).

38. Презентация Cryocapsule ICEQUEEN криокапсула ICEQUEEN МедТехУрал // YouTube [Электронный ресурс] 2021. URL:

<https://www.youtube.com/watch?v=t6X8bPLpv5U> (дата обращения: 07.11.2021).

39. The Impact of a Cryo Machine on a User's Physical and Mental Health // Impact Cryotherapy [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://medium.com/@impactcryotherapy/the-impact-of-a-cryo-machine-on-a-users-physical-and-mental-health-e6a11718605f> (дата обращения: 07.11.2021).

40. Криосауна воздушная Criohome (-85°C) // Криотек [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://cryotec.ru/tovary/criohome-minus-85-gradusov-tselsiya> (дата обращения: 07.11.2021).

41. RevoCryo // Cryosauna. Reviews [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://cryosauna.reviews/product/revocryo/> (дата обращения: 07.11.2021).

42. CRYO Arctic // Cryosauna [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://cryosauna.gr/en/products/cryo-arctic/> (дата обращения: 07.11.2021).

43. Palaudu kuin Ronaldo -120 asteinen huippukylmähoito testissä (Come back like Ronaldo -120 degrees super cold treatment in the test) // YouTube [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=1jmLCqRDXJ4> (дата обращения: 07.11.2021).

44. Racehorses in Dubai treated with cryotherapy // YouTube [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=a2tC7QkdGsU> (дата обращения: 07.11.2021).

45. Stars & Métiers 2019 - Cryo Manufacturing // YouTube [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://www.youtube.com/watch?v=wCmDQM-z5Pk> (дата обращения: 07.11.2021).

46. Криосауна // НПО «МИРТ» [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://promirt.ru/> (дата обращения: 07.11.2021).

47. Кондиционеры шкафные // Satu маркетплейс [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://satu.kz/Konditsionery-shkafnye> (дата обращения: 07.11.2021).

48. Платиновые датчики температуры// Heraeus [Электронный ресурс] 2021. URL: [https://www.heraeus.com/ru/hne/sensor\\_home/sensor-home.html](https://www.heraeus.com/ru/hne/sensor_home/sensor-home.html) (дата обращения: 07.11.2021).

49. Дубровский В.И. Биомеханика // Учебник для вузов. Москва:

Владос Пресс. 672 с. // Учебный материал [Электронный ресурс] 2021. URL: <https://nashaucheba.ru/v48724/?cc=1&page=5> (дата обращения: 07.11.2021).

50. Zalewski P. Thermal and hemodynamic response to whole-body cryostimulation in healthy subjects / Zalewski P., Klawe J.J., Pawlak J., Tafil-Klawe M., Newton J. // *Cryobiology*. Vol. 66. 2013. P.295–302.

51. Научно-технический отчет «Сравнительный анализ теплового состояния в криогенных медицинских камерах при проведении сеансов криотерапии» / А.Б. Агульник, А.С. Мякочин, В.П. Фирсов // Москва, 2009. 27 с.

52. Savic, M., Fonda, B., Sarabon, N. Actual temperature during and thermal response after whole-body cryotherapy in cryo-cabin // *Journal of Thermal Biology*. 2013. 38 (4). P. 186-191.

53. Beaumont, F., Taiar, R., Bogard, F., Murer, S., Anger, D., Bouchet, B., Polidori, G. Partial body cryotherapy in confined cryosaunas: Effects of inherent thermal stratification // *Series on Biomechanics*. 2018. 32 (2). P. 12-17.

54. Bouzigon, R., Arfaoui, A., Grappe, F., Ravier, G., Jarlot, B., Dugue, B. Validation of a new whole-body cryotherapy chamber based on forced convection // *Journal of Thermal Biology*. 2017. 65. P. 138-144.

55. Osczevski, R., Bluestein, M. The new wind chill equivalent temperature chart // *Bulletin of the American Meteorological Society*. 2005. 86. P. 1453-1458.

56. Hausswirth, C., Schaal, K., Le Meur, Y., Bieuzen, F., Filliard, J.R., Volondat, M., Louis, J. Parasympathetic activity and blood catecholamine responses following a single partial-body cryostimulation and a whole-body cryostimulation // *PloS one* 8. 2013. №72658.

57. Selfe J., Alexander J., Costello J.T., May K., Garratt N., Atkins S., Dillon S., Hurst H., Davison M., Przybyla D., Coley A., Bitcon M., Littler G., Richards J. The effect of three different (-135 degrees c) whole body cryotherapy exposure durations on elite rugby league players // *PloS one* 9. 2014. e86420.

58. Louis J., Schaal K., Bieuzen F., Le Meur Y., Filliard J.R., Volondat M., Brisswalter J., Hausswirth C. Head Exposure to Cold during Whole-Body

Cryostimulation: Influence on Thermal Response and Autonomic Modulation // PLoS one 10. 2015. №0124776.

59. Polidori G., Elfahem R., Abbes B., Bogard F., Legrand F., Bouchet B., Beaumont F. Preliminary study on the effect of sex on skin cooling response during whole body cryostimulation ( $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$ ): Modeling and prediction of exposure durations // *Cryobiology*. 2020. 97. P. 12-19.

60. Polidori G., Taiar R., Legrand F., Beaumont F., Murer S., Bogard F., Boyer F.C. Infrared thermography for assessing skin temperature differences between Partial Body Cryotherapy and Whole Body Cryotherapy devices at  $-140\text{ }^{\circ}\text{C}$  // *Infrared Physics and Technology*. 2018 93. P. 158-161.

61. Dębiec-Bąk A., Pawik Ł., Skrzek A. Thermoregulation of football players after cryotherapy in thermography // *Journal of Thermal Analysis and Calorimetr.* 2016. 126 (3). P. 1633-1644.

62. Cholewka A., Stanek A., Sieroń A., Drzazga Z. Thermography study of skin response due to whole-body cryotherapy // *Skin Research and Technology*. 2012. 18 (2). P. 180-187.

63. Costello J.T., McInerney C.D., Bleakley C.M., Selfe J., Donnelly A.E. The use of thermal imaging in assessing skin temperature following cryotherapy: A review // *Journal of Thermal Biology*. 2012. 37 (2). P. 103-110.

64. Matos F., Neves E.B., Norte M., Rosa C., Reis V.M., Vilaça-Alves J. The use of thermal imaging to monitoring skin temperature during cryotherapy: A systematic review // *Infrared Physics and Technology*. 2015. 73. P. 194-203.

65. Bouzigon, R., Mihailovic, T., Lafrance, G., Fostel, C. Difference in skin temperature variation between whole- And partial-body cryotherapy devices - A new approach to optimized treatment protocols // *Refrigeration Science and Technology*. 2019. № 1574. P. 2860-2867.

66. Dębiec-Bąk, A., Skrzek, A., Podbielska, H. Application of thermovision for estimation of the optimal and safe parameters of the whole body cryotherapy // *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*. 2013. 111 (3). P. 1853-1859.

67. Левин М.Л., Данилова-Третьяк С.М., Лещенко В.Г.



Термографический мониторинг спортсменов высшей квалификации до и после процедуры общей аэрокриотерапии // Криотерапия в России: Материалы V Международной научно-практической конференции. 2012. С. 64-70.

68. Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Сидорова А.Ю. анализ эффективности методов температурного мониторинга поверхности объекта общего криотерапевтического воздействия // Сборник: Криотерапия в России. Материалы VII международной научно-практической конференции. 2015. С. 5-14.

69. Bogard F., Murer S., Bouchet B., Beaumont F., Polidori G. Combining Infrared Thermography and Computational Fluid Dynamics to Optimize Whole Body Cryotherapy Protocols // Lecture Notes in Computational Vision and Biomechanics. 2019. 34. P. 199-207.

70. Sørensen D.N., Voigt L.K. Modelling flow and heat transfer around a seated human body by computational fluid dynamics // Building and Environment. 2003. 38 (6). P. 753-762.

71. Dixit A., Gade U. A case study on human bio-heat transfer and thermal comfort within CFD // Building and Environment. 2015. 94 (P1). P. 122-130.

72. Gao N., Niu J. CFD study on micro-environment around human body and personalized ventilation // Building and Environment. 2004. 39 (7). P. 795-805.

73. Ge Q., Li X., Inthavong K., Tu J. Numerical study of the effects of human body heat on particle transport and inhalation in indoor environment // Building and Environment. 2013. 59. P. 1-9.

74. Чичиндаев А.В, Евтушенко Н.Н., Хромова И.В. 3D-моделирование тепловых процессов в системе «человек – окружающая среда» // Научный вестник НГГУ. 2013. №4 (53).

75. Pichard G.N., Quinart H., Marreiro A., Beaumont F., Polidori G., Taiar R. Mathematical modeling of skin thermal response in whole-body cryotherapy (WBC): A pilot study [Modélisation mathématique de la réponse thermique cutanée en cryothérapie corps entier (CCE): une étude pilote] // Kinesithérapie. 2017. 17 (185). P. 11-17.

76. Marreiro A., Filliard J.R., Pron H., Beaumont F., Polidori G., Taïar R. Modelling of the skin temperature of whole-body cryotherapy [Note sur la possibilité de modéliser analytiquement la température cutanée en cryothérapie corps entier (CCE)] // *Science and Sports*. 2017. 32 (5). P. 316-319.
77. Polidori G., Marreiro A., Pron H., Lestriez, P., Boyer, F.C., Quinart, H., Tourbah, A., Taïar, R. Theoretical modeling of time-dependent skin temperature and heat losses during whole-body cryotherapy: A pilot study// *Medical Hypotheses*. 2016. 96. P. 11-15.
78. Beaumont F., Taïar R., Zaidi H., Abdi E., Polidori G. Numerical investigation of the human body skin temperature response using a radiative and convective heat transfer model // *Series on Biomechanics*. 2017. 31 (1). P. 27-34.
79. Левин М.Л., Маханёк А.А. Сравнение физико-математических моделей общей газовой криотерапии с сосредоточенными и распределенными параметрами // *Известия Национальной академии наук Беларуси. Серия физико-технических наук*. 2014. № 4. С. 80-86.
80. Маханек А.А., Левин М.Л., Драгун В.Л. Теплофизические аспекты общей газовой криотерапии // *Известия Национальной академии наук Беларуси. Серия физико-технических наук*. 2011. № 3. С. 59-71.
81. Левин М.Л., Маханёк А.А. Сопряженная тепловая и газодинамическая задача для условий общей газовой криотерапии // *Криотерапия в России. Материалы VII международной научно-практической конференции*. 2015. С. 45-55.
82. Маханек А.А., Левин М.Л., Драгун В.Л. Критические коэффициенты теплообмена для безопасного проведения общей газовой криотерапии // *Материалы III научно-практической конференции «Криотерапия в России»*, Санкт-Петербург. 2010. С.42–48.
83. Маханёк А.А., Левин М.Л., Малькевич Л.А. К вопросу об оптимальных условиях проведения общей газовой криотерапии // *Криотерапия в России. Материалы XI Международной научно-практической конференции*. 2019. С. 67-77.

84. Левин М., Малькевич Л., Данилова Л. Криотерапия: состояние и перспективы // Наука и инновации. 2018. № 5 (183). С. 72-76.
85. Левин М.Л., Маханёк А.А. Сравнительный анализ охлаждения тела человека в холодной воде и при общей газовой криотерапии // Криотерапия в России. Материалы IX Международной научно-практической конференции. 2017. С. 17-37.
86. Левин М.Л., Маханёк А.А. Влияние теплопроводности кожных покровов на тепловое состояние человека при общей газовой криотерапии // Научный журнал НИУ ИТМО. Серия: Холодильная техника и кондиционирование. 2017. № 1. С. 8-14.
87. Левин М.Л., Маханёк А.А. Возрастной фактор при общей газовой криотерапии // Криотерапия в России. Материалы IX Международной научно-практической конференции. 2017. С. 108-118.
88. Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Шестакова О.А. Моделирование нестационарного переноса теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия (WBC) // Научный журнал НИУ ИТМО. Серия: Холодильная техника и кондиционирование. 2017. № 4. С. 31-39.
89. Баранов А.Ю., Малышева Т.А. Моделирование процесса охлаждения поверхности кожного покрова пациента // Вестник Международной академии холода. 2017. № 1. С. 84-88.
90. Yerezhep D., Tukmakova A.S., Fomin V.E., Masalimov A., Asach A.V., Novotelnova A.V., Yu Baranov A. Numerical analysis of whole-body cryotherapy chamber design improvement // Journal of Physics: Conference Series. 2018. V. 1015. P. 032151.
91. Yerezhep D., Baranov A.Y., Pakhomov O.V. Mathematical Modeling Non-Stationary Heat Exchange of Object Whole-Body Cryotherapy // Proceedings - 2019 International Russian Automation Conference, RusAutoCon. 2019. № 8867742. doi: 10.1109/rusautocon.2019.8867742.
92. Yerezhep D., Minikaev A.F., Babinzeva A.Y., Pronin V.A., Baranov A.Y. Investigation of the Effect of Low Temperatures on Each Layer of the Skin

Using Computer Simulations // 14th International Scientific-Technical Conference on Actual Problems of Electronic Instrument Engineering, APEIE 2018 – Proceedings. 2018. № 8545097. P. 342-346.

93. Yerezhep D., Samusevich K.L., Minikaev A.F., Babinzeva A.Yu., Baranov A.Yu. Mathematical modeling of skin temperature changes with whole-body cryotherapy // 14th International scientific-technical conference. In 8 Volumes. 2018. P. 347-350.

94. Yerezhep D., Minikaev A.F., Baranov A.Yu. Analysis of the effect of cryotherapy on different skin thicknesses using numerical modelling // Refrigeration Science and Technology 3. «3rd IIR Conference on Cold Applications in Life Sciences - Cryotherapy and Cryopreservation, Proceedings». 2018. С. 109-114.

95. Ережеп Д., Миникаев А.Ф., Пронин В.А., Захаренко В.П. Моделирование динамики изменения температуры кожных покровов в процессе общего криотерапевтического воздействия // Вестник Международной академии холода. 2018. № 2. С. 71-77.

96. Ережеп Д., Миникаев А.Ф., Соколова Е.В., Пронин В.А. Анализ влияния криотерапии на различные толщины кожного покрова с использованием численного моделирования // Вестник Международной академии холода. 2018. № 4. С. 35-42.

97. Analysis of effect of clothing in procedure of cryotherapy using computer simulation // Proceedings - 2019 International Russian Automation Conference, RusAutoCon. 2019. P. 8867818.

98. Ережеп Д., Баранов А.Ю. Анализ влияния одежды в процедуре криотерапии с использованием компьютерного моделирования // Вестник Международной академии холода. 2019. № 4. С. 84-91.

99. Малышева Т.А., Баранов А.Ю. Влияние одежды пациента на величину достигаемого криотерапевтического эффекта // Криотерапия в России. Материалы IX Международной научно-практической конференции. 2017. С. 129-135.

100. Yerezhep D., Baranov A.Y., Pakhomov O.V. Analysis of effect of

clothing in procedure of cryotherapy using computer simulation // Proceedings - 2019 International Russian Automation Conference, RusAutoCo. 2019. P. 8867818.

101. Ережеп Д., Баранов А.Ю. Анализ влияния одежды в процедуре криотерапии с использованием компьютерного моделирования Вестник Международной академии холода. 2019. № 4. С. 84-91.

102. Yerezhep D., Minikaev A.F., Baranov A.Y. Numerical analysis of full body cryotherapy efficiency with cryochamber design modification // International Russian Automation Conference, RusAutoCo. 2018. P. 8501714.

103. Yerezhep D., Umutbaeva N., Piterskov P., Baranov A., Yerezhep A. The study of temperature fields of the WBC object in three-dimensional formulation using numerical methods // Journal of Physics: Conference Series. 2019. 1333 (3). № 032091.

104. Baranov A., Shestakova O., Malysheva T., Vasilenok A., Malinina O. The physical theory of efficiency and safety of the WBC // Refrigeration Science and Technology. 2018. P. 49-55.

105. Баранов А.Ю. Разработка аппаратуры воздухоподготовки для систем общего криотерапевтического воздействия: дис. ... к.т.н. 05.04.03. Ленинград. 1991.

106. Баранов А.Ю. Научные основы разработки аппаратуры для общего криотерапевтического воздействия: дис. ... д.т.н. // Санкт-Петербург. 2014.

107. Кондратенко Р.О. Разработка и создание аппаратуры для криохирургии и криотерапии: дис. ... к.т.н. Москва: МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2012. 140 с.

108. Козлов Э.В. Исследование криотерапевтических систем для локального охлаждения биологической ткани низкотемпературным газовым потоком / 1993 05.11.17 кандидата технических наук Москва. 1993.

109. Малышева, Татьяна Алексеевна. Выбор и обоснование параметров технологического процесса криотерапевтического воздействия: дис. ... к.т.н. Санкт-Петербург. 2007. 154 с.

110. Трубников С.Н. Повышение энергетической эффективности

индивидуальных криотерапевтических систем: дис. ... к.т.н. Санкт-Петербург. 2003.

111. Бессонов С.А. Повышение эффективности работы блока подготовки теплоносителя в установке для аэрокриотерапии: дис. ... к.т.н. Санкт-Петербург. 2002. 153 с.

112. Савельева А.В. Энергоэффективная система криостатирования исполнительного устройства криотерапевтического комплекса: дис. ... к.т.н. 05.04.03 / Санкт-Петербург, 2013. 172 с.

113. Филатова О.А. Обоснование технологических параметров аппаратов для общего криотерапевтического воздействия: дис. ... к.т.н.: 05.04.03. Санкт-Петербург, 2019. 144 с.

114. Жолобов, Н.И. Исследование и разработка методов и средств реализации управляемого локального криовоздействия на биологические ткани: дис ... д.т.н.: 05.11.17. Москва. 1993. 353 с.

115. Ережеп Д. Исследование переноса теплоты в устройстве для общего криотерапевтического воздействия: дис. ... к.т.н. Санкт-Петербург. 2020. 153 с.

116. Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Zherdev A.A., Tsiganov D.I. Target region temperature history approach for increasing accuracy of cryoexposure dose providing // Refrigeration Science and Technology. 2018. P. 3-7.

117. Panchenko, O.A. Methodology of cryotherapy use in medical practice // Problems of Cryobiology and Cryomedicine. 2019. 29 (2). P. 137-147.

118. Сайт организации НПП «Крион». [Электронный ресурс] 2018 URL: [www.krion.ru](http://www.krion.ru) (дата обращения: 25.09.2018).

119. Современные системы вентиляции и кондиционирования воздуха ТОВ / Нимич Г.В., Михайлов В.А., Бондарь Е.С. // «Видавничий будинок «Аванпост-Прим». Киев. 2003. 296 с.

120. Taylor N.S., Tipton M.J., Kenny G.P. Considerations for the measurement of core, skin and mean body temperatures // Journal of Thermal Biology. 2014. 46. P. 72-101.

121. Fernández-Cuevas I., Bouzas Marins J.C., Arnáiz Lastras J., Gómez

Carmona P.M., Piñonosa Cano S., García-Concepción M.Á., Sillero-Quintana M. Classification of factors influencing the use of infrared thermography in humans: A review // *Infrared Physics and Technology*. 2015. 71 № 1750. P. 28-55.

122. Ring E.J., Ammer K. Infrared thermal imaging in medicine // *Physiological Measurement*. 2012. 33 (3). P. 33-46.

123. Маханёк А.А., Левин М.Л., Драгун В.Л. О точности контактных измерений температуры поверхности кожи пациента при проведении газового охлаждения // *Весці нацыянальнай акадэміі навук Беларусі серыя фізіка-тэхнічных навук*. 2012. № 1. С. 75-82.

124. Баранов А.Ю., Иванов В.И., Осина А., Синькова В.А., Шестакова О.А. Мониторинг температуры газа в зоне WBC // *Вестник Международной академии холода*. 2017. № 4. С. 75-81.

125. Leonov V.P., Kolishkin L.M., Voronov V.A., Shakurov A.V. Experimental and computational study of the vertical axis temperature gradient of the liquid nitrogen individual cryo-cabin // *Refrigeration Science and Technology*. 2018. P. 91-96.

126. Оценка погрешностей результатов измерений / Новицкий П.В., Зограф И.А. // 2-е изд. Ленинград: Издательство Энергоатомиздат. Ленингр. отделение, 1991. 304 с.

127. Kolishkin L.M., Shakurov A.V. Heat transfer between human and fluid under extreme conditions of partial body cryotherapy (2020) *Journal of Physics: Conference Series*, 1683 (2), № 022021.

128. Gruszka K., Szczuka E., Całkosiński I., Sobiech K.A., Chwałczyńska A. Thermovision analysis of surface body temperature changes after thermal stimulation treatments in healthy men // *Acta of Bioengineering and Biomechanics*. 2018 20 (2). P. 79-87.

129. Kandlikar S.G., Perez-Raya I., Raghupathi P.A., Gonzalez-Hernandez J.-L., Dabydeen D., Medeiros L., Phatak P. Infrared imaging technology for breast cancer detection – Current status, protocols and new directions // *International Journal of Heat and Mass Transfer* 2017. 108. P. 2303-2320.

130. Burkov, I.A., Kolishkin, L.M., Pushkarev, A.V., Shakurov, A.V., Tsiganov, D.I., Zherdev, A.A. Experimental and computational thermal analysis of partial-body cryotherapy (2022) *International Journal of Heat and Mass Transfer*, 183, № 122194.
131. Shakurov A.V., Voronov V.A., Zhelebovskiy A.A., Andreev N.A. Experimental Study of Prolonged Partial Body Cryotherapy. *Cryogenics* 2021 online. Proceedings of the 16th IIR International Conference, October 5-7, 2021. <http://dx.doi.org/10.18462/iir.cryo.2021.0011>.
132. Жердев А.А., Сергеева А.А. Радиационный теплообмен в низкотемпературных камерах // 6-я международная специализированная выставка «Криоген-Экспо», Москва, 2007.
133. Шакуров А.В. Исследование теплообмена при охлаждении биоткани внутренних органов для проведения роботических операций : дис. ... канд. техн. наук // МГТУ им. Н.Э. Баумана. Москва, 2016. 171 с.
134. Shakurov A.V., Burkov I.A., Zherdev A.A., Pushkarev A.V., Tsiganov D.I. Simulation of fluid hypothermia for robot-assisted prostatectomy // *Journal of Enhanced Heat Transfer*. 2018. 25 (2). P. 121-136.
135. Burkov I.A., Pushkarev A.V., Shakurov A.V., Tsiganov D.I., Zherdev A.A. Numerical simulation of multiprobe cryoablation synergy using heat source boundary // *International Journal of Heat and Mass Transfer*. 2020. T. 147. № 118946.
136. Martinho N., Lopes A., Gameiro da Silva M. Evaluation of errors on the CFD computation of air flow and heat transfer around the human body // *Building and Environment*. 2012. 58. P. 58-69.
137. Bhowmik A., Singh R., Repaka R., Mishra S.C. Conventional and newly developed bioheat transport models in vascularized tissues: A review // *Journal of Thermal Biology*. 2013. 38 (3). P. 107-125.
138. Menter F.R. Two-equation eddy-viscosity turbulence models for engineering applications // *AIAA-Journal*. 1994. 32(8). №1598e605.
139. Weng, W.G., Han, X.F., Fu, M. An extended multi-segmented human



bioheat model for high temperature environments // International Journal of Heat and Mass Transfer. 2014. V. 75. P. 504-513.

140. Tang Y., He Y., Shao H., Ji C. Assessment of comfortable clothing thermal resistance using a multi-scale human thermoregulatory model // International Journal of Heat and Mass Transfer. 2016. 98. P. 568-583.

141. Sanjuan, C., Suárez, M.J., Blanco, E., Heras M. Development and experimental validation of a simulation model for open joint ventilated façades (2011) Energy and Buildings, 43 (12), pp. 3446-3456.

142. Kutateladze S.S., Borishansky V.M. Heat Transfer Handbook (1958) Moscow, Gosenergoizdat, p. 414.

143. Physical properties of materials // ASHRAE Handbook—Fundamentals. Atlanta, GA: American Society of Heating, Refrigeration and Air-Conditioning Engineers, Inc., Atlanta, Georgia, USA. (ASHRAE). 2017. Chapter 33.

144. Жердев А.А., Пушкарев А.В., Россихин Н.А., Шакуров А.В. Математическая модель охлаждения наддувом газа // Химическое и нефтегазовое машиностроение. 2015. № 11. С. 30-33.

145. Burkov I.A., Shakurov A.V., Pushkarev A.V., Zherdev A.A., Tsiganov D.I. Numerical thermal simulation of cryoexposure using Ansys // MATEC Web of Conferences. 2020. 324 №01002.

146. Xu F., Lu T.J., Seffen K.A. Biothermomechanical behavior of skin tissue // Acta Mechanica Sinica. 2008. Vol.24. №1. P. 1-23.

147. Козырева Т.В. Роль терморцепции в функциональных изменениях эффекторных систем при термических воздействиях на организм / Козырева Т.В., Ткаченко Е.Я., Елисеева Л.С., Симонова Т.Г. и др. // Бюллетень СО РАМН. 2004. №2. С. 123-129.

148. Вязовская О.В., Мазалов В.К., Компаниец А.М. Структурно-функциональные особенности холодových рецепторов // Проблемы криобиологии. 2009. Т. 19. №4. С. 461-472.

149. Ткаченко Е.Я. Зависимость формирования терморегуляторных реакции на охлаждение от типа активности кожных терморцепторов /

Ткаченко Е.Я., Козарук В.П., Храмова Г.М., Воронова И.П. и др. // Бюллетень СО РАМН. 2010. Т. 30. №4. С. 95-100.

150. Du Y., Wanga R.B., Lu Q.S., Qu J.Y. Pattern discrimination and firing behavior of cold receptor model aided with noise // International Journal of Non-Linear Mechanics. 2012. Vol. 47. P.1088–1094.

151. Minut-Sorokhtina O.P. The dual character of peripheral cold reception // Fizioiogicheskii Zhurnal SSSR imeni I. M. Sechenova 1970. Vol. 56. № 6. P. 886-894.

152. Жердев А.А., Сергеева А.А. Взаимосвязь механизмов теплообмена и терморегуляции человека в низкотемпературных камерах // Холодильная техника 2007. № 6. С. 44-49.

153. Венцковская Е.А., Шило А.В., Бабийчук Г.А. Терморегуляция, сон и температурные воздействия // Проблемы криобиологии. 2010. Т. 20. № 4. С.363-377.

154. Космические системы жизнеобеспечения / В.Ф. Рожнов // Федеральное агентство по образованию, Московский авиационный ин-т (Гос. технический ун-т). Москва: Изд-во МАИ-ПРИНТ, 2009. 342 с.

155. Козырева Т.В., Воронова И.П. Вовлечение нейрогеномного уровня регуляции в процессы поддержания температурного гомеостаза организма на холоде // Вавиловский журнал генетики и селекции. 2014. Т. 18. № 4-3. С. 1100-1109.

156. Физиология человека / Бабский Е.Б., Косицкий Г.И., Ходоров Б.И. и др.; под ред. Косицкого Г.И. // Учебник. 3-е изд., перераб. и доп. М.: Медицина. 1985. 544 с.

157. Физиология центральной нервной системы: Учебное пособие / Чурилова Т.М. // Ставрополь: СКСИ. 2005. 264 с.

158. Бочаров М.И. Терморегуляция организма при холодовых воздействиях (обзор)// Вестник Северного (Арктического) федерального университета. Серия: Медико-биологические науки. 2015. № 1. С. 5-15.

159. Агаджанян Н.А., Быков А.Т., Медалиева Р.Х. Физиологические и

терапевтические аспекты экстремальных общих воздушных криогенных воздействий // Экология человека. 2012. № 2. С. 15-21.

160. Nigel A.S. Taylor and Sean R. Notley Morphological and Physiological Considerations for the Modelling of Human Heat Loss Theory and Applications of Heat Transfer in Humans, First Edition. Edited by Devashish Shrivastava P. 463-499.

161. Тарунин Е.Л., Хоруженко В.Г. Моделирование охлаждения в ледяной воде // Российский журнал биомеханики. 2005 Т.9. № 3. С. 96-105.

162. Ермакова И.И., Солопчук Ю.Н. Компьютерная модель терморегуляции человека при погружении в воду // Кибернетика и вычислительная техника. 2013. № 2 (172). С. 39-48.

163. Ferreira A., Yanagihara J.I. transient three-dimensional heat transfer model of the human body // International Communications in Heat and Mass Transfer. 2009. V. 36. P. 718-724.

164. Маханёк А.А., Левин М.Л., Драгун В.Л. Влияние возраста, роста и массы человека на температуру тела при общей газовой криотерапии // Сборник докладов IV международной конференции «КРИОТЕРАПИЯ В РОССИИ». СПб. 2011.

165. Kobayashi, Y., Tanabe, S.-I. Development of JOS-2 human thermoregulation model with detailed vascular system // Building and Environment. 2013. 66. С. 1-10.

166. Cuttell, S., Hammond, L., Langdon, D., Costello, J. Individualising the exposure of  $-110^{\circ}\text{C}$  whole body cryotherapy: The effects of sex and body composition // Journal of Thermal Biology. 2017. 65. С. 41-47.

167. Zolfaghari A. and Maerefat M. (2011). Bioheat Transfer, Developments in Heat Transfer, Dr. Marco Aurelio Dos Santos Bernardes (Ed.), ISBN: 978-953-307-569-3.

168. Handbook of Thermal Engineering. The CRC handbook of thermal engineering / edited by Frank Kreith. p. 355. ISBN 0-8493-9581-X.

169. Hohenauer, E., Deliens, T., Clarys, P., Clijsen, R. Perfusion of the skin's microcirculation after cold-water immersion ( $10^{\circ}\text{C}$ ) and partial-body cryotherapy

(-135°C) // *Skin Research and Technology*. 2019. 25 (5). P. 677-682.

170. Pavlinic, D.Z., Wissler, E. Whole-Body Human Computational Models and the Effect of Clothing // *Theory and Applications of Heat Transfer in Humans*, First Edition. Edited by Devashish Shrivastava. 2018. P. 53-69.

171. Gibney M.A., Arce C.H., Byron K.J., Hirsch L.J. Skin and subcutaneous adipose layer thickness in adults with diabetes at sites used for insulin injections: implications for needle length recommendations // *Current Medical Research & Opinion*. 2010. T. 26. № 6. P. 1519–1530.

172. Dul'nev, G.N., Korotkevich, M.M., Pilipenko, N.V., Sigalov, A.V. Mathematical modeling of heat-exchange processes in the human body // *Journal of Engineering Physics*. 1984. 46 (1). P. 117-125.

173. Vasilyev, A.O., Pushkarev, A.V., Govorov, A.V., Rasner, P.I., Sukhikh, S.O., Shiryayev, A.A., Fedina, M.S., Kim, Yu.A., Tsiganov, D.I., Shakurov, A.V., Burkov, I.A., Zherdev, A.A., Pushkar, D.Yu. Analysis of the clinical case and computer simulation of cryoablation of multifocal renal cell carcinoma // *Clinical and Experimental Surgery*. 2018. 6 (4). P. 35-42.

174. Deurenberg P., Weststrate J.A., Seidell J.C. Body mass index as a measure of body fatness: Age- and sex-specific prediction formulas // *British Journal of Nutrition*. 1991. 65 (2). P. 105-114.

175. Nazemian S., Nabaei M. Numerical investigation of the effect of vascular network complexity on the efficiency of cryosurgery of a liver tumor // *International Journal of Thermal Sciences*. 2020. 158. № 106569.

176. Хромова И.В. Исследование тепловых процессов системы «человек - окружающая среда» в условиях низких температур: дис. ... к.т.н. 01.04.14 // Новосибирск, 2009. 185 с.

177. Хромова И.В., Чичиндаев А.В., Евтушенко Н.Н. 3D-моделирование тепловых процессов в системе «человек – окружающая среда» // *Научный вестник НГГУ*. 2013. №4 (53).

178. Чичиндаев А.В., Дьяченко Ю.В., Хромова И.В. Исследование термических сопротивлений слоев теплоизоляции в системе «человек-

- окружающая среда» // Доклады АН ВШ РФ. Технические науки. 2014. № 4 (25).
179. Khromova I.V. Heat Exchange in «human body - Thermal protection – Environment» System // Journal of Physics: Conference Series. 2017. 891 (1). № 012084.
180. D. Fiala, G. Havenith, P. Bröde, B. Kampmann, G. Jendritzky. UTCI-Fiala multi-node model of human heat transfer and temperature regulation // International Journal of Biometeorology. Special Issue. 2011. P. 1-13.
181. Shabat Y.B., Shitzer A., Fiala D. Modified wind chill temperatures determined by a whole body thermoregulation model and human-based facial convective coefficients // International Journal of Biometeorology. 2014. Vol. 58. № 6. P. 1007-1015.
182. Welch A.J., Van Gemert M.J.C. Optical-thermal response of laser-irradiated tissue // Optical-Thermal Response of Laser-Irradiated Tissue. 2011. P. 1 958.
183. Johnson J.M., Kellogg Jr. D.L. Thermoregulatory and thermal control in the human cutaneous circulation // Frontiers in Bioscience – Scholar. 2010. 2 S (3). P. 825-853.
184. Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Савельева А.В., Сидорова А.Ю. Перенос теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия // Вестник Международной академии холода. 2012. № 2. С. 35-40.
185. Severens N.M.W. Modelling hypothermia in Patients undergoing surgery. 2008. P. 173.
186. Cheng T.-Y., Herman C. Analysis of skin cooling for quantitative dynamic infrared imaging of near-surface lesions // International Journal of Thermal Sciences. 2014. 86. P. 175-188.
187. Bejan A. Theory of heat transfer from a surface covered with hair // Journal of Heat Transfer. 1990. 112 (3). P. 662-667.
188. Zhang X., Hossain S.M.C., Wang Q., Qiu B., Zhao G. Two-phase flow and heat transfer in a self-developed MRI compatible LN2 cryoprobe and its experimental evaluation // International Journal of Heat and Mass Transfer. 2019.

136. P. 709-718.

189. Hasgall P.A., Neufeld E., Gosselin M.C., Klingenböck A., Kuster N. IT'IS Database for thermal and electromagnetic parameters of biological tissues. Version 4. 2019.

190. Duck F.A. Physical Properties of Tissues: A Comprehensive Reference Book, Academic Press. 2013. P. 337.

191. Wilson, S.B., Spence, V.A. A tissue heat transfer model for relating dynamic skin temperature changes to physiological parameters // Physics in Medicine and Biology. 1988. 33 (8). № 001. P. 895-912.

192. Agafonkina I.V., Belozerov A.G., Vasilyev A.O., Pushkarev A.V., Tsiganov D.I., Shakurov A.V., Zherdev A.A. Thermal Properties of Human Soft Tissue and Its Equivalents in a Wide Low-Temperature Range // Journal of Engineering Physics and Thermophysics. 2021. 94 (1). P. 233-246.

193. Цыганов Д.И. Разработка методики и определение теплопроводности биоткани в интервале температур 77-320 К: дис. ... к.т.н. // М.: МВТУ. 1986. 142 с.

194. Belozerov A.G., Agafonkina I.V., Berezovsky Yu.M. et al. Thermal properties of biological tissue gel-phantoms in a wide low temperature range // Journal of Engineering Physics and Thermophysics. 2021. Vol. 94. No. 3. pp. 790-803.

195. Cleland D.J. Prediction of food thermal properties to enable accurate design of food refrigeration processes // 25th IIR International Congress of Refrigeration, Montreal, Canada, Refrigeration Science and Technology. 2019. P. 1-13.

196. Qiu L., Ouyang Y., Feng Y., Zhang X., Wang X. In vivo skin thermophysical property testing technology using flexible thermosensor-based 3 $\omega$  method // International Journal of Heat and Mass Transfer. 2020. 163. № 120550.

197. Распределение воздуха в помещении / М.И. Гримитлин // 2004. 337 с.

198. Shabat Y.B., Shitzer A., Fiala D. Modified wind chill temperatures

determined by a whole body thermoregulation model and human-based facial convective coefficients // International Journal of Biometeorology. 2014. № 58(6). P. 1007-1015.

199. Пушкарев А.В., Савельева С.К., Шакуров А.В. Математическое моделирование общей криотерапии при интенсификации вынужденной конвекции // X Международная научно-практическая конференция «Криотерапия в России». Санкт-Петербург. Материалы конференции. СПб.: Университет ИТМО. 2018. – 107 с.

200. Терехов В.И., Гныря А.И., Коробков С.В. Вихревая картина турбулентного обтекания и теплообмен одиночного куба на плоской поверхности при различных углах атаки // Теплофизика и аэромеханика. 2010. Т. 17. № 4. С. 521-533.

201. Семенов Б.А., Озеров Н.А. Локальный тепломассообмен в центре удара плоской воздушной струи, растекающейся по плоской поверхности // Вестник СГТУ. 2014. № 2 (75). С. 148-156.

202. Шакуров А.В., Жердев А.А. Индивидуальная криотерапевтическая кабина на базе парокомпрессионной холодильной машины. // Наука и образование: научное издание МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2011. №10. С. 1-5.

203. Лавров Н.А., Савельева С.К., Курнасов Д.В. Аспекты определения индикаторов дозирования общего криотерапевтического воздействия для получения эффекта криостимуляции // Криотерапия в России Материалы IX Международной научно-практической конференции. 2017. С. 20-28.

204. Антонов Е.А., Бурков И.А., Лавров Н.А., Савельева С.К. Повышение температуры охлаждающего газа в криосаунах. // Наука сегодня: реальность и перспективы. 2016. С. 20-21.

205. Шакуров А.В. Разработка установки для общей воздушной криотерапии: Магистерская диссертация // Москва, МГТУ им. Н.Э. Баумана. 2014.

206. Установка для криотерапии. Патент на полезную модель RU 131612 U1 / Шакуров А.В., Жердев А.А. заявл. № 2013122052/14 от 15.05.2013; опубл.

27.08.2013.

207. Устройство для криотерапии. Патент на полезную модель RU 48473 U1 / Архаров А.М., Дашков С.А., Жердев А.А., Сергеева А.А., Балахнин Д.Г. заявл. № 2005120751/22 от 05.07.2005; опубл. 27.10.2005.

208. Криосауна. Патент на полезную модель RU 157456 U1 / Балабошко Н.Г., Дашков С.А., Померанцев С.В., Сырченко Н.В., Фирсов В.П. заявл. № 2015117232/14 от 07.05.2015; опубл. 10.12.2015.

209. Устройство для общей криотерапии. Патент на изобретение RU 2635770 C1 / Балабошко Н.Г., Верещагин М.М., Гапеев Ю.А., Сырченко Н.В., Фирсов В.П. заявл. № 2017101699 от 19.01.2017; опубл. 15.11.2017.

210. Method and system for providing whole body cryotherapy. Patent US10765551B1 / Eugene L. Guertin, Thomas S. Sanders. заявл. № US/376.568 от 12.12.2016; опубл. .08.09.2020.

211. Устройство для общей воздушной криотерапии. Патент на изобретение RU 2665143 C1 / Алексеевич М.Ю., Балабошко Н.Г., Верещагин М.М., Гапеев Ю.А., Нестифоров И.А., Сырченко Н.В., Фирсов В.П. заявл. № 2017137434 от 26.10.2017; опубл. 28.08.2018.

212. Установка для общей воздушной криотерапии. Патент на изобретение RU 2599191 C2 / Ерганокоев Х.Х. заявл № 2014150521/14 от 07.06.2012; опубл. 10.10.2016.

213. System and method for whole-body cryotherapy. Patent US20100313579A1 / Olivier Marcel Maurice, Decourcelle Gilles Barette. заявл. FR0610658A от 07.12.2006; опубл. 27.11.2012.

214. Flüssigkeitskreislaufsystem für eine kryokabinenanordnung und zugehörige kryokabinenanordnung (Fluid circulation system for a cryocabin arrangement and related cryocabin arrangement). Patent EP3195834A1 / Yliollitervo Juha Tapani, Eklund Jan, Martins Jean-Patrick. заявл. EP 17151568A от 16.01.2017; опубл. 26.07.2017.

215. Cryotherapy device for treatment of e.g. muscle strains, has cryotherapy chamber connected to evaporation tank with liquid, and intermediate reservoir



connected to storage tank, and to evaporation tank with liquid. Patent FR2981268A1 / Jean-Luc Dumas. заявл. FR1159273A от 13.10.2011; опубл. 19.04.2013.

216. Cryosauna. Patent US20130025302A1 / Alexander V. Lyubchenko. заявл. US13/191,863 от 27.07.2011; опубл. 31.01.2013.

217. Криотерапевтическое устройство. Патент на полезную модель RU 130836 U1 / Шуппо В.П. заявл. № 2013114236/14 от 29.03.2013; опубл. 10.08.2013.

218. Криотерапевтическая установка. Патент на полезную модель RU 176363 U1 / Кривошеина К.А. заявл. № 2017116498 от 11.05.2017; опубл. 17.01.2018.

219. Устройство для испарительного охлаждения газа. Патент РФ на полезную модель № 202257 U1 / Шакуров А.В., Колышкин Л.М., Андреев Н.А., Воронов В.А. заявл. № 2020137840 от 18.11.2020; опубл. 09.02.2021.

220. Криотерапевтическое устройство. Патент на изобретение RU 2552675 C2 / Шуппо В.П. заявл. № 2013114279/14 от 29.03.2013; опубл. 10.06.2015.

221. Southam C.M. and Ehrlich J. (1943). Effects of extracts of western red-cedar heartwood on certain wood-decaying fungi in culture. *Phytopathology* 33: 517—524.

222. Системы жизнеобеспечения экипажей летательных аппаратов : [Учеб. для втузов] / В. В. Малоземов, В. Ф. Рожнов, В. Н. Правецкий. - Москва : Машиностроение, 1986. – 583.



## ВЫПИСКА ИЗ ПРОТОКОЛА Заседания НТС АО «ЦНИИ «Курс»

№ 11

07 сентября 2023 года

**Присутствовали:** члены НТС согласно списку регистрации.

**Повестка дня:**

2. Заслушивание доклада по теме диссертационной работы на соискание ученой степени доктора технических наук «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека».

Докладчик: Шакуров Алексей Валерьевич,  
доцент кафедры Э4 Холодильная, криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения Научно-учебного комплекса «Энергомашиностроение» МГТУ им. Н.Э. Баумана

**По второму вопросу:**

1. Заслушав и обсудив доклад доцента кафедры Э4 Шакурова А.В. по теме докторской диссертации «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека», также выступления членов научно-технического совета,

Научно-технический совет АО «ЦНИИ «Курс» **отмечает:**

1. Целью работы является создание оборудования для регулируемого общего газового криовоздействия (ОГКВ) на человека для обеспечения дозирования с повышенной точностью. Научная новизна работы заключается в разработке научных основ совершенствования процессов и аппаратов криогенного оборудования, реализующего ОГКВ, и создании физико-математических моделей тепломассообмена при ОГКВ, позволяющих определять параметры подачи газа, требуемые для достижения заданных режимов охлаждения (прогнозирование результата криовоздействия на различные объекты охлаждения с учетом их форм, размеров, особенностей внутренней структуры, а также особенностей конструкции установок ОГКВ).

Научно-технический совет АО «ЦНИИ «Курс» **рекомендует:**

1. Для успешного внедрения результатов диссертационной работы подготовить предложения по внедрению в производство.

Научно-технический совет АО «ЦНИИ «Курс» **решает:**

1. В целом одобрить диссертационную работу на соискание ученой степени доктора технических наук, как:

- новое, актуальное и перспективное исследование для холодильной и криогенной техники;

- по научной новизне и практической значимости полностью отвечающей требованиям, предъявляемым к докторским диссертациям ВАК;

- позволяющую создавать высокоэффективное отечественное низкотемпературное оборудование для проведения профилактики, лечения и реабилитации.

Приложения:

1. Презентация (на 34 л.) и автореферат (на 35 л.) диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека» Шакурова Алексея Валерьевича.

Выписка верна:

Ученый секретарь



К.А. Дворников

УТВЕРЖДАЮ  
Первый проректор –  
проректор по учебной работе

Министерство науки и высшего образования  
Российской Федерации

Федеральное государственное бюджетное образовательное учреждение высшего образования  
«Московский государственный технический университет имени Н.Э. Баумана»  
(национальный исследовательский университет)  
(МГТУ им. Н.Э. Баумана)

Б.В. Падалкин

**АКТ**

о внедрении результатов диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук доцента кафедры холодильной, криогенной техники, систем кондиционирования и жизнеобеспечения Шакурова Алексея Валерьевича «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека» в учебный процесс МГТУ им. Н.Э. Баумана

Настоящим актом подтверждаем, что в учебный процесс кафедры Э4 «Холодильная, криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения» внедрены результаты диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук Шакурова Алексея Валерьевича «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека»: описание современного оборудования, методики проведения и результаты теплофизического эксперимента, аспекты проведения вычислительного эксперимента, концепция выполнения регулируемого общего газового криотерапевтического воздействия, практические рекомендации.

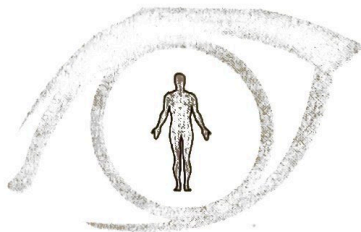
Материалы диссертации на соискание ученой степени доктора технических наук Шакурова Алексея Валерьевича используются в рамках дисциплин «Современные методы научных исследований», «Криомедицинская техника», а также при выполнении научно-исследовательских, курсовых и квалификационных работ магистрантами кафедры Э4.

Руководитель Научно-учебного комплекса «Энергомашиностроение», д.т.н., проф.

А.А. Жердев

Первый заместитель заведующего кафедрой Э4 «Холодильная, криогенная техника, системы кондиционирования и жизнеобеспечения»

А.А. Казакова



Общество с ограниченной ответственностью

КРИОЛИНН

(ООО «Криолинн»)

107065, г.

ОГРН

ИН

br

г. Москва

20 сентября 2023 г.

## АКТ

о внедрении результатов диссертации на соискание степени доктора технических наук Шакурова А.В. «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека»

Настоящим актом подтверждаем, что результаты диссертационной работы Шакурова Алексея Валерьевича «Создание и исследование оборудования для регулируемого криовоздействия на человека» применены в деятельности ООО «Криолинн» с 2022 года. Основной профиль организации – разработка и производство криогенного оборудования.

В диссертации Шакурова А.В. проведено исследование процессов тепло- и массообмена, а также разработан экспериментальный образец установки для проведения общего газового криотерапевтического воздействия, являющийся ноу-хау нашего предприятия. Данный образец имеет лучшие на мировом рынке показатели удельного потребления криогенной жидкости и только в нем реализованы алгоритмы обеспечения регулируемой криотерапии. В дальнейшем планируется наладить серийное производство такого оборудования.

Генеральный директор

ООО «Криолинн»



*(Handwritten signature)*

Воронов В.А.



## Используемая терминология

### К названию установки:

**Криовоздействие** – применение холода, приводящее к снижению температуры ткани, органа (Практическая криомедицина под ред. Грищенко В.И., 1987).

**Общее криовоздействие** (криотерапия) – направление клинической медицины, использующее в качестве лечебного фактора дозированные криовоздействия на весь организм (Практическая криомедицина под ред. Грищенко В.И., 1987).

**Общее газовое криовоздействие (ОГКВ)** – общее криовоздействие, осуществляемое газообразным хладоносителем (охлаждающим газом).

**Низкотемпературная техника** – технические средства, направленные на достижение и поддержание температур ниже температуры окружающей среды.

**Криогенная техника** – область техники, связанная с достижением или практическим использованием криогенных температур (в интервале 0 К - 120 К (-153°С), ГОСТ 21957-76).

**Холодильная техника** – область техники, предметом которой является искусственное охлаждение (ГОСТ 24393-80), охватывает вопросы отвода теплоты от объектов, которые требуется поддерживать при температурах ниже температуры окружающей среды. Охватывает область от температуры окружающей среды до -153°С.

**Система жизнеобеспечения** – комплекс технических систем или средств обеспечивающих заданный массоэнергетический и информационный обмен экипажа или объекта с окружающей средой. Главное назначение – поддержание на заданном медико-техническими требованиями уровне работоспособности экипажа или оборудования (Рожнов В.Ф. Космические системы жизнеобеспечения, Учебное пособие. — Москва: МАИ, 2009. — 344 с.).

**Кондиционирование воздуха** – форма обработки воздуха, при которой контролируются температура, влажность, вентиляция и чистота воздуха, а иногда и давление (Словарь МИХ). – автоматическое поддержание в обслуживаемых помещениях всех или отдельных параметров воздуха (**температуры**, относительной влажности, чистоты и **подвижности**) с целью обеспечения заданных параметров микроклимата, как правило, оптимальных метеорологических условий, наиболее благоприятных для самочувствия людей, ведения технологического процесса, обеспечения сохранности ценностей. (ГОСТ 22270-2018). Вентиляция – обмен воздуха в помещениях для удаления избытка теплоты, влаги и вредных веществ с целью обеспечения допустимого микроклимата и качества воздуха в обслуживаемом помещении или рабочей зоне (ГОСТ 22270-2018).

**Установка** – смонтированный механизм, приспособление или система механизмов, приспособлений (Словарь Ожегова).

**Криогенная установка** – совокупность технологически объединенного оборудования, предназначенного для переноса теплоты в окружающую среду от объекта при криогенной температуре и (или) для выработки продуктов с

использованием криогенных процессов. Примечание. Допускается в наименовании криогенных установок детализация по типу: "воздухоразделительная установка", "установка для сжижения гелия" (ГОСТ 21957-76).

**Холодильная установка** – комплекс холодильных машин и дополнительного оборудования, применяемый для искусственного охлаждения (ГОСТ 24393-80).

**Кондиционер воздуха** – комплекс оборудования для одновременного регулирования температуры воздуха, его относительной влажности, чистоты и подвижности (ГОСТ 22270-2018).

**Прецизионный** (высокоточный) – отличающийся высокой точностью (Малый академический словарь).

**Прецизионный кондиционер** – это специализированное климатическое устройство, для поддержания точного и стабильного микроклимата в помещении. Применяется в помещениях, требующих поддержания заданных параметров с высокой надёжностью и точностью, таких как медицинские учреждения, производственные помещения, лаборатории, посты управления, узлы связи, залы электронных вычислительных машин, диспетчерские пункты и другие помещения. Представляет собой моноблок, который содержит вентиляционный агрегат, фильтр, холодильную машину, водяной воздухонагреватель и электрический калорифер. Применяется кондиционер как в системах с рециркуляцией воздуха, так и в системах со 100 % приточным воздухом.

**Управление** – направленное воздействие на процессы для изменения их прохождения с целью достижения желательного результата или избегания нежелательного.

**Программное управление** – управление работой системы (объекта, устройства, машины) по заданной программе. Осуществляется системой автоматического управления, которая вырабатывает сигналы (управляющие воздействия), воздействующие на исполнительные органы управляемого объекта. На объект управления, кроме управляющего воздействия, действует также возмущающее воздействие (внешняя среда).

**Регулирование** – управление, цель которого заключается в обеспечении близости текущих значений одной или нескольких координат объекта управления к их заданным значениям (Сборник рекомендуемых терминов. Выпуск 107. Теория управления. Академия наук СССР. Комитет научно-технической терминологии. 1984 г.). Иными словами, регулирование – вид управления, процесс, посредством которого характеристики управляемой системы удерживаются на траектории, заданной блоком управления.

**Закон регулирования** – это зависимость перемещения регулирующего органа от отклонения регулируемой переменной.

**Автоматическое регулирование** – процесс поддержания заданного значения какой-либо физической величины в машинах, аппаратах или иных технических устройствах без непосредственного участия человека с помощью автоматических регуляторов.

**Регулируемая установка ОГКВ** – комплекс оборудования для

управляемого путем подачи охлаждающего газа регулируемой температуры и подвижности криовоздействия.

Как и криогенная техника, такие установки могут применять жидкий азот. Отличием является то, что температура объекта ОГКВ не криогенная.

Как и техника кондиционирования воздуха или жизнеобеспечения, такие установки обеспечивают заданный энергетический обмен человека с окружающей средой в условиях замкнутого пространства. Для целей охлаждения тоже может использоваться холодильная техника. Отличием от них является то, что целью ОГКВ является создание краткосрочных экстремальных условий микроклимата. Следовательно, такое оборудование затрагивает криогенную, холодильную технику и системы кондиционирования и жизнеобеспечения. По совокупности связей такое оборудование предлагается рассматривать как отдельный тип систем специального кондиционирования воздуха.

### **К классификации установок:**

**Макетный образец** – термин, не встречающийся в нормативных документах, но часто используемый в научно-технической отчетности и иной документации. Под макетным образцом понимают макет – упрощенное воспроизведение в определенном масштабе изделия или его части, на котором исследуются отдельные характеристики изделия, а также оценивается правильность принятых технических и художественных решений. Термин «макет» применяется обычно для модели, в которой сохраняются количественные соотношения между элементами изделия и моделируются отдельные его свойства, например, внешний вид (Рекомендации. Система разработки и постановки продукции на производство. Термины и определения Р 50-605-80-93)

**Экспериментальный образец** – образец продукции, обладающий основными признаками намечаемой к разработке продукции, изготавливаемый с целью проверки предполагаемых решений и уточнения отдельных характеристик для использования при разработке этой продукции. (Межгосударственный стандарт ГОСТ 15.101-98).

**Опытный образец** – образец продукции, изготовленный по вновь разработанной рабочей документации для проверки путем испытаний соответствия его заданным техническим требованиям с целью принятия решения о возможности постановки на производство и (или) использования по назначению. (ГОСТ 16504-81).

**Опытно-промышленный образец** – опытный образец, предназначенный для испытания, опробования перед серийным выпуском.

### **К разделению установки на части:**

Установка ОГКВ состоит из трех частей: исполнительного устройства (в котором находится человек, также его называют кабиной), блока охлаждения газа и блока управления.

**Устройство** – сделанное человеком приспособление, которое выполняет определённые функции, действует обычно автоматически, использует для своего функционирования энергию (Толковый словарь Дмитриева).

**Аппарат** – совокупность приборов и приспособлений, служащих для



выполнения какой-нибудь работы, сооружения или для применения науки к практическим целям (Энциклопедический словарь Брокгауза и Ефрона: в 86 т. (82 т. и 4 доп.). – СПб., 1890–1907).

**Теплообменник (теплообменный аппарат)** – устройство, в котором осуществляется бесконтактный процесс теплообмена между жидкими и/или газообразными средами (ГОСТ 22270-2018).

**Массообменные аппараты** – технологические устройства, предназначенные для осуществления процессов массообмена; реализуют контакт двух или трёх фаз, приводящий к целенаправленному перераспределению компонентов между фазами. Различают М. а., в которых происходит массообмен (тепло- и массообмен) в системах: газ (пар) – жидкость, жидкость – жидкость, твёрдое вещество – жидкость или газ (пар), (Большая российская энциклопедия).

**Холодильная камера** – теплоизолированный контейнер, поддерживающий низкую температуру (ГОСТ 24393-80).

**Сопряженный теплообмен** – теплообмен между жидкими и газообразными средами с одной стороны и твердыми телами.

**Исполнительное устройство (ИУ)** – устройство, в котором осуществляется контактный процесс теплообмена (сопряженного теплообмена) между газообразной средой и объектом. Может представлять из себя холодильную камеру, либо специализированный аппарат (содержит совокупность приспособлений для организации процесса теплообмена).

Блок охлаждения (БО) нацелен на охлаждение хладоносителя до заданной температуры и осуществление его циркуляции. Наиболее часто встречаются два типа. Первый – неспециализированная холодильная установка, воздухоохладитель которой охлаждает газ в ИУ. Вторым – специализированный блок, содержащий проточную часть (воздуховоды), вентилятор и теплообменный аппарат (контактный газификатор-воздухоохладитель).

**Блок** – набор оборудования, предназначенного для функционирования инженерных систем и реализации технологических процессов (ГОСТ 22270-2018).

**Хладоноситель** – среда, служащая для передачи холода от его источника к потребителю (ГОСТ 22270-2018).

**Воздухоохладитель** – устройство, предназначенное непосредственно для понижения температуры воздуха, а также для снижения влагосодержания воздуха (ГОСТ 22270-2018).

**Криогенный газификатор** – совокупность технологически объединенного оборудования или криогенная система, предназначенные для преобразования конденсированного криопродукта в газообразное состояние (ГОСТ 21957-76).

**Блок охлаждения** – набор оборудования, предназначенного для подачи охлажденного газа в исполнительное устройство. Может содержать криогенный газификатор, воздухоохладитель, воздуховоды и распределительные устройства.

Блок управления (БУ) подает команды на выполнение заданного цикла криовоздействия, осуществляет контроль за его проведением, имеет человеко-машинный интерфейс для связи с оператором установки.

**Блок управления** – устройство, подающее команды на выполнение

заданного цикла испытаний, осуществляющее контроль за синхронизацией и передачей команд (например, пуск, измерение, остановка), (ГОСТ Р 50030.5.4-2011).

### **К содержанию глав:**

**Теория** (лат. *theoria*, греч. *θεωρία*, от *θεωρέω* – рассматривать, исследовать) – форма организации научного знания, дающая целостное представление о закономерностях и связях определённой области действительности – объекта данной теории.

**Теоретические основы** – это совокупность соображений и предпосылок, которые позволяют поддержать анализ, исследовательский проект или гипотетическое утверждение.

**Эксперимент** – (от лат. *experimentum* — проба, опыт), метод познания, при помощи которого в контролируемых и управляемых условиях исследуются явления действительности (Большой энциклопедический словарь).

**Оборудование** – совокупность изделий, механизмов, машин, устройств, приборов (система), функционирующая как единое целое для достижения одной и той же цели (например, для генерирования, передачи, хранения, измерения, контроля и преобразования энергии и/или переработки материала). (ГОСТ Р ЕН 50303-2009).

**Экспериментальные разработки** – деятельность, которая основана на знаниях, приобретенных в результате проведения научных исследований или на основе практического опыта, и направлена на сохранение жизни и здоровья человека, **создание новых** материалов, продуктов, процессов, устройств, услуг, систем или методов и их дальнейшее совершенствование (N 127-ФЗ).

**Закаливание организма** – воздействие на организм человека различными факторами окружающей среды с целью повышения функциональных резервов организма и его устойчивости к неблагоприятному воздействию этих факторов.

**Опасная профессия** – это вид профессиональной деятельности, сопряженный (постоянно или в силу сложившихся обстоятельств) с условиями труда, при которых на работника воздействуют вредные и (или) опасные производственные факторы, что обуславливает угрозу жизни работника и высокий риск развития заболевания в период трудовой деятельности. В большинстве экстремальных профессий (например, летчики, спасатели и т. д.) очень велика плата за ошибочные действия и права на ошибку просто нет.

«Классификация условий труда» Федерального закона от 28.12.2013 N 426-ФЗ условия труда по степени вредности и (или) опасности подразделяются на четыре класса — оптимальные, допустимые, вредные и опасные условия труда (по степени увеличения угрозы).

**Опасные условия труда (4 класс)** – это условия труда, при которых на работника воздействуют вредные и (или) опасные производственные факторы, уровни воздействия которых в течение всего рабочего дня (смены) или его части способны создать угрозу жизни работника, а последствия воздействия данных факторов обуславливают высокий риск развития острого профессионального заболевания в период трудовой деятельности.

**Поисковые научные исследования** – исследования, направленные на

получение новых знаний в целях их последующего практического применения (ориентированные научные исследования) и (или) на применение новых знаний (прикладные научные исследования) и проводимые путем выполнения научно-исследовательских работ (N 127-ФЗ).

**Прикладные научные исследования** – исследования, направленные преимущественно на применение новых знаний для достижения практических целей и решения конкретных задач (N 127-ФЗ).

**Энергетическая эффективность** – характеристика, отражающая отношение **полезного эффекта** от использования энергетических ресурсов **к затратам** энергетических ресурсов, произведенным в целях получения такого эффекта. (Федеральный закон от 23.11.2009 N 261-ФЗ (ред. от 26.07.2019) "Об энергосбережении и о повышении энергетической эффективности, и о внесении изменений в отдельные законодательные акты Российской Федерации").

**Концепция** – система понимания.