На правах рукописи

УДК 621.565.82

621.564.25

615.832.96

КОНДРАТЕНКО РИМ ОЛЕГОВИЧ

РАЗРАБОТКА И СОЗДАНИЕ АППАРАТУРЫ ДЛЯ КРИОХИРУРГИИ И КРИОТЕРАПИИ

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

Специальность 14.03.11 – Восстановительная медицина, спортивная медицина, лечебная физкультура, курортология и физиотерапия

АВТОРЕФЕРАТ

диссертации на соискание ученой степени

кандидата технических наук

Москва-2012

Работа выполнена в Федеральном государственном унитарном предприятии «Научно – исследовательский институт вакуумной техники имени С.А. Векшинского», Федеральном государственном бюджетном образовательном учреждении высшего профессионального образования «Национальный исследовательский университет «МЭИ»

Научный руководитель: доктор технических наук, профессор Нестеров Сергей Борисович

Научный консультант: доктор медицинских наук, профессор Буторина Антонина Валентиновна

Официальные оппоненты: доктор технических наук, профессор Жердев Анатолий Анатольевич

кандидат технических наук Резницкий Валерий Григорьевич

Ведущая организация: ООО «Криомаш - Балашихинский завод криогенного машиностроения»

Защита состоится « 30 » мая 2012 г. в 16.30 часов на заседании диссертационного совета Д 212.141.16 в Московском государственном техническом университете им. Н.Э. Баумана по адресу: 107005, г. Москва, Лефортовская набережная, д.1., корпус факультета «Энергомашиностроение».

Ваши отзывы в 2-х экземплярах, заверенные печатью учреждения, просим высылать по указанному адресу: 105005, г. Москва, ул. 2-ая Бауманская, д. 5.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке МГТУ им. Н.Э. Баумана.

НТБ МГТУ им.Н.Э.Баумана
1997102
Кондратенко Р.О.Разработка

Автореферат разослан «_____» апреля 2012 г.

Ученый секретарь
диссертационного совета Д212.141.16
кандидат технических наук, доцент Колосов М.А.

Ant 1112

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность работы. Для холодильной и криогенной технологии актуальной задачей является создание рациональных источников холода для медицины. В медицине криометоды (криотерапия, гипотермия, криохирургия и криоконсервация) возникли сравнительно недавно. Например, криохирургия стала признанным хирургическим методом с 1964 года. Тогда началось издательство журнала «Cryobiology». Стал доступным жидкий азот и другие криоагенты, были созданы первые конструкции криозондов с жидким азотом для нейрохирургии с вакуумной теплоизоляцией И.С. Купером (США) и А.И. Шальниковым (СССР). В 1974 году было создано Международное криохирургическое сообщество (ISC). С этого времени начались интенсивные прикладные исследования криометодов почти во всех областях медицины. Этому способствовали полученные клинические результаты, которые убедительно доказывают эффективность и перспективность применения криометодов. Криометоды просты, легко переносимы больными любого возраста, практически безопасны и отлично сочетаются со всеми другими методами лечения. Криовоздействие на биоткань бескровно и имеет хороший косметический и функциональный исход.

Однако, как показывает анализ научной литературы, до настоящего времени все прикладные исследования криометодов проводятся с применением разных источников холода пока без знания их реальной мощности охлаждения в контакте с заданной поверхностью органа. Эту мощность охлаждения создаваемого (и применяемого) источника холода в контакте с тканью актуально и удобно в практике выражать в виде базового графика со следующими кривыми:

– по динамике изотерм в биологической ткани, соответствующей конвективным условиям охлаждения заданной поверхности органа (до температуры не ниже -2 ^{0}C) при криотерапии и гипотермии (например, при использовании пакетов со льдом, системы газовых струй, холодной воды, криосауны и т.д.);

– по динамике роста толщины зоны замораживания в биоткани для каждого заданного размера рабочего наконечника в контакте с тканью (у создаваемого и применяемого криохирургического инструмента) с указанием критического условия, когда в зоне замораживания прекращается криодеструкция клеток.

Отсутствие вышеуказанных базовых графиков в научной литературе и практических руководствах для врачей является препятствием для стандартизации и широкого внедрения в практику криометодов. В частности, это не дает возможности достоверно обобщать собственные результаты с подобными данными коллег, которые получены с применением других источников холода, а также сравнивать и выявлять на рынке либо создавать новую эффективную конструкцию криоаппарата, соответствующую условиям работы.

Цель работы. Основной целью работы является создание актуальной и удобной в практике методики по установлению величины мощности

охлаждения применяемого и создаваемого криоаппарата в контакте с тканью, т.е. по установлению соответствующих ей базовых кривых:

– по динамике изотерм в биоткани при криотерапии;

– по динамике роста толщины зоны замораживания в ткани для заданного размера контактной поверхности рабочего наконечника (с указанием универсального критического условия, после которого в зоне дальнейшего замораживания прекращается криодеструкция клеток), что важно для криохирургии.

С целью экспериментальной проверки указанной методики создать образцы конструкций автономных криоинструментов для местной криотерапии и для криохирургии.

Научная новизна.

1. Впервые определена интенсивность теплоотдачи к окружающей газовой среде от дисперсной испаряющейся струи, которая соответствует уровню 60 Вт/(м^2·К). Это позволяет установить нужный диапазон изменения относительного расстояния от среза сопла до стенки при истечении в воздушной среде кипящих струй хладагентов и их смесей;
2. Для криотерапии экспериментально подтверждено, что при распылении кипящих хладагентов и их смесей экономично и удобно применять специальное капиллярно-пористое покрытие, которое впитывает и удерживает хладагент, позволяя интенсивно охлаждать биологическую ткань в течение 3 - 6 минут;
3. Впервые проведены измерения динамики изотерм по глубине ткани in vitro от охлаждаемой поверхности для разных источников холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа. Они позволили доказать справедливость предложенной для этого методики расчета;
4. Результаты исследования температурного поля на кожном покрове при распылении охлаждающих газожидкостных смесей с температурой -35,5; -25; -15 ^{0}С (пропан-бутан [40/60% мольн.]; пропан/бутан/R123 [28/42/30% мольн.]; пропан/бутан/R123 [12/18/70% мольн.]) из сопла диаметром 0,1; 0,5; 1 мм с расстояния 5; 50; 100; 150; 200; 250; 300 мм позволяют проследить динамику изменения температуры ткани во времени при ее охлаждении и отогревании, определить предельный безопасный период $\Delta\tau_Б$ охлаждения заданного участка биоткани (кожи, слизистой оболочки), который заканчивается моментом достижения температуры кристаллизации клеток ткани T_{KP} = -2 ^{0}С, а также определить время, спустя которое необходима повторная процедура охлаждения;

Практическая ценность.

1. Для местной криотерапии создана серия автономных аппаратов (в виде баллончиков для 0,2 л жидкого хладагента при давлении 5,5 - 6 бар, которые дросселируют испаряющуюся дисперсную струю из разных смесей хладагентов, в частности, смеси с температурами кипения -35,5; -25; -15 ^{0}С.

Получены результаты по эффективности охлаждения заданной поверхности органа при распылении испаряющейся дисперсной струи в отсутствии и при

наличии капиллярно-пористого покрытия на ткани. Это позволило рекомендовать:

– рациональный и безопасный для биоткани расход и состав смеси хладагентов, в частности, смесь пропан-бутан [40/60% мольн.]; пропан/бутан/R123 [28/42/30% мольн.]; пропан/бутан/R123 [12/18/70% мольн.];

– распыление струи смеси пропан-бутан (40/60% мольн.) возможно использовать в косметологии, дерматологии и в ЛОР области вместо применяемой в настоящее время струи кипящего азота (и массажного ватного тампона с жидким азотом), так как при такой же интенсивности охлаждения на поверхности органа (кожи либо слизистой оболочки) исключается понижение температуры ниже -2 ^{0}C и, следовательно, замерзание и криодеструкция ткани;

– актуально использовать струю смеси пропан-бутан [40/60% мольн.]; пропан/бутан/R123 [28/42/30% мольн.]; пропан/бутан/R123 [12/18/70% мольн.] при местной криотерапии (особенно в спорте), совместно с исследованным капиллярно-пористым покрытием с толщиной 0,5 - 2,5 см и диаметром 6,5 - 12 см, которое удобно для практики и имеется на рынке. Покрытие быстро (в течение 10 с) пропитывают смесью, при этом оно охлаждается до температуры -10…-18 ^{0}C, в зависимости от выбранного хладагента, затем фиксируют на заданной поверхности органа. Это обеспечивает рациональный для криотерапии период охлаждения биоткани 3 - 6 минут и более эффективное охлаждение по сравнению с пакетом тающего льда.

2. Для криохирургии создана серия автономных аппаратов емкостью 0,3 л, использующих в качестве хладагента жидкий азот. Они снабжены сменными аппликаторами, которые через медный теплопроводный мост охлаждаются в режиме пузырькового кипения азота и в контакте с тканью имеют постоянную температуру – 185 ^{0}C ± 5 ^{0}C.

3. Аппараты прошли технические и клинические испытания, рекомендованы к применению в медицинской практике и промышленному производству.

<u>Автор защищает</u>

1. Результаты исследования теплообмена испаряющихся дисперсных струй разных хладагентов (и их смесей) в условиях натекания в воздушной среде на тонкую фольгу (либо на кожу человека) с измерением температурного поля инфракрасным прецизионным термографом;

2. Результаты исследования эффективности охлаждения ткани кипящими дисперсными струями хладагентов при отсутствии и наличии капиллярно-пористого покрытия для местной криотерапии;

3. Результаты экспериментального исследования по установлению мощности охлаждения заданного источника холода или соответствующей ему динамики изотерм по глубине ткани in vitro от охлаждаемой поверхности с использованием инфракрасного прецизионного термографа;

<u>Достоверность полученных результатов.</u>

Достоверность экспериментальных исследований подтверждается паспортными данными используемых приборов, методической погрешностью метода исследования, сопоставлением с аналогичными теоретическими и экспериментальными данными.

Апробация работы. Основные положения диссертационной работы докладывались и обсуждались на:

– 4, 5, 7, 8 международной научно-практической конференции «Криогенные технологии и оборудование. Перспективы развития» (Москва, 2007, 2008, 2010, 2011 г.);

– 14, 17, 18 международной научно-технической конференции «Вакуумная наука и техника» (Сочи, 2007, 2010 г., Судак 2011 г.);

– 15 международной научно-технической конференции «Радиоэлектроника, электротехника и энергетика» (Москва, 2009 г.);

– 4, 5, 6 международной научно-технической конференции «Вакуумная техника, материалы и технология» (Москва, 2009, 2010, 2011 г.);

– 16 международной научно-технической конференции «Высокие технологии в промышленности России» (Москва, 2010 г.);

– 2 международной научной конференции «Промышленные газы» (Москва, 2011 г.);

– научно-технических семинарах ФГУП «НИИВТ им. С.А. Векшинского» (Москва, 2009,2010, 2011, 2012 г.);

– заседании кафедры лечебной физкультуры и спортивной медицины НИЛ проблем физического и психического здоровья Российского государственного медицинского университета (Москва, 2010г.);

– 5 международной научной конференции по вопросам состояния и перспективам развития медицины в спорте высших достижений «СпортМед-2010» (Москва, 2010 г.);

– 23 международном конгрессе холодильной промышленности «IIR International Congress of Refrigiration» (Прага, 2011 г.).

Публикации. По теме диссертации опубликовано 20 печатных работ, в том числе 13 статей и материалов в трудах конференций, 1 тезис доклада, 6 статей в журнале, в том числе 4 статьи в журналах, рекомендованных ВАК.

Структура и объем работы. Диссертация состоит из введения, трех глав, выводов, списка литературы, приложений и имеет объем 140 стр., включая 68 рисунков, 7 таблиц и 6 приложений. Библиография включает 96 наименований.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

Во введении обоснована актуальность темы, сформулирована цель и общая методика выполнения работы.

В первой главе (Анализ теплообменных процессов, сопровождающих криотерапию, гипотермию и криохирургию) проведен анализ научной литературы и существующих решений, в результате чего установлены недостатки и сформулированы задачи исследований.

Аппараты для местной и общей криотерапии (например, с использованием холодных воздушных струй, пакетов со льдом, холодной воды, криосауны и т.д.) разрабатываются и применяются пока без знания величины подвода тепла от биоткани и, соответственно, без обоснования целесообразного периода охлаждения заданной поверхности органа $\Delta\tau_{ц}$ для конкретного источника

холода. Для криохирургических аппаратов в литературе не приводят реальную мощность охлаждения в контакте с задаваемой поверхностью органа для каждого создаваемого и применяемого рабочего наконечника. Действительно, пока отсутствует возможность для удовлетворительного расчетного прогнозирования динамики роста толщины зоны замораживания в биоткани для каждого заданного размера рабочего наконечника в контакте с тканью ввиду сложности и наличия многих неизвестных переменных.

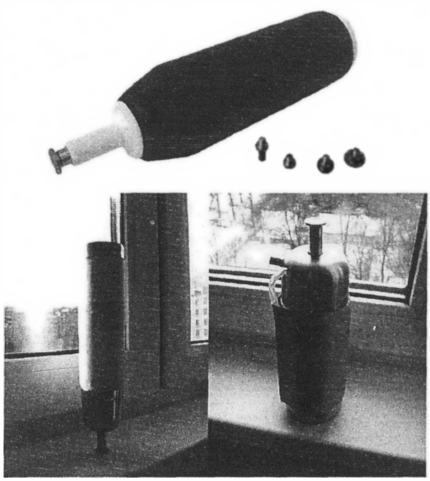

Рис.1. Различные модификации автономных криоаппаратов и съемных наконечников к ним

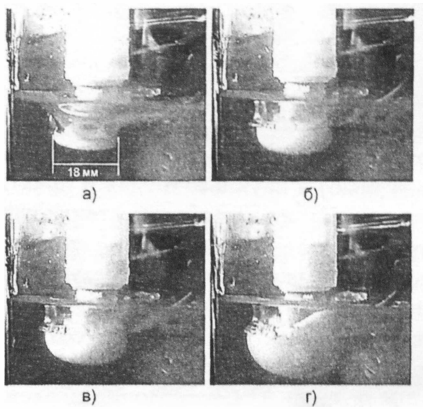

Рис.2. Пример замораживания 4% раствора желатинового геля (модельная среда, близкая по свойствам к ткани in vitro, $\lambda = 0{,}55$ Вт/м·К): а) $\tau = 0$ с; б) $\tau = 30$ с; в) $\tau = 60$ с; г) $\tau = 120$ с

Это обусловлено, например, наличием существующего разнообразия по нужной форме и размеру контактной поверхности стенки рабочего наконечника. При этом неизвестны конвективные условия по обтеканию внутренней поверхности его стенки потоком кипящей криогенной жидкости. То есть, неизвестны, например, значения его массовой скорости и паросодержания, геометрические и другие параметры внутри наконечника, чтобы можно было бы прогнозировать интенсивность теплопередачи α_o и динамику понижения температуры стенки наконечника в контакте с тканью и соответственно динамику роста толщины зоны замораживания в биоткани.

Однако, в настоящее время существует удобная для практики методика создания базового графика для выражения мощности охлаждения, создаваемого и применяемого источника холода в контакте с тканью [Будрик В.В. Физические основы криометодов в медицине. 2007г.]. Для криотерапии – это кривые по динамике изотерм в биоткани для разных конвективных условий охлаждения (например, при использовании различных криоаппликаторов, системы газовых струй, холодной воды, криосауны и т.д.). Для

криоинструментов в хирургии – это кривые по динамике роста толщины зоны замораживания в ткани и, в частности, в прозрачном геле.

Для внедрения в практику у рекомендованной методики отсутствует ряд важных экспериментальных доказательств. В этой связи, одной из задач настоящих исследований является экспериментальная проверка предложенной и создание обоснованной методики, которая будет удобна в практике криотерапии и криохирургии для установления мощности охлаждения, создаваемого (и применяемого) источника холода любой конструкции в контакте с тканью.

Для этого созданы специальные экспериментальные стенды, опытные образцы криоинструментов для местной криотерапии и криохирургии.

Отсутствие указанных базовых графиков (для выражения мощности охлаждения как создаваемого, так и применяемого источника холода в контакте с тканью) в научных трудах и практических руководствах для врачей является тормозом для выработки стандартизации и широкого внедрения в практику криометодов. В частности, это не дает возможности достоверно обобщать собственные клинические результаты с подобными данными коллег, которые получены с применением других источников холода. А также сравнивать и выявлять на рынке (или создавать новую) эффективную конструкцию криоаппарата на заданные условия работы.

В главе 2 (Исследование теплообмена в условиях взаимодействия испаряющихся дисперсных струй хладагентов со стенкой для локальной криотерапии) содержится описание методики проведения экспериментов и анализ полученных результатов. Метод охлаждения поверхности биологической ткани орошением открытой газожидкостной струей хладагента широко применяется в локальной криотерапии. Чаще всего хладагент хранится под давлением, при температуре окружающей среды, в закрытой емкости, например, в аэрозольном баллончике (рис.3.). При нажатии на клапан аэрозольного баллончика хладагент дросселируется из сопла распылительной насадки в виде газожидкостной струи с температурой охлаждения T_O. Результат, получаемый при распылении на травмированное место, выражается в быстром охлаждении поверхности ткани.

На начальном этапе исследований был установлен рациональный и безопасный при криотерапии состав смеси хладагентов, в частности, смесь пропан/бутан [40/60% мольн.], пропан/бутан/R123 [28/42/30% мольн.]; пропан/бутан/R123 [12/18/70% мольн.]. Был разработан и серийно произведен опытный образец (рис.4) автономного аппарата, содержащий баллончик для 0,2 л жидкого хладагента при давлении 5,5 - 6 бар, клапан и сменную насадку с дроссельным соплом, которая дросселирует испаряющуюся дисперсную струю из разных смесей хладагентов.

На рис.5 схематично показана экспериментальная установка для измерения поля температур 9 с помощью прецизионного инфракрасного термографа 7 на поверхности стенки (алюминиевая фольга либо поверхность кожи) в условиях натекания испаряющейся дисперсной струи хладагента при разных значениях относительного расстояния от среза сопла (L / d) до стенки.

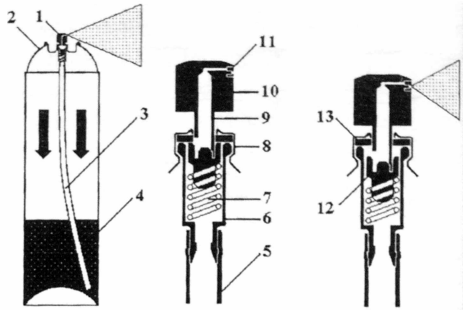

Рис.3. Внутреннее устройство аэрозольного баллончика. 1 – клапан; 2 – крышка; 3 – заборная трубка; 4 – хладагент; 5 – заборная трубка; 6 – корпус клапана; 7 – пружина; 8 – крышка; 9 – шток; 10 – насадка; 11 – сопло наконечника; 12 – клапан; 13 – уплотнитель.

Рис.4. Опытный образец автономного аппарата для местной криотерапии (версия для спортивной медицины)

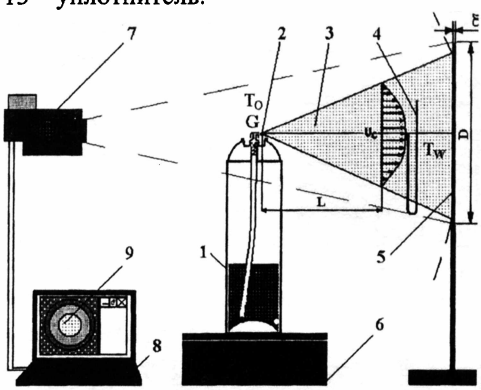

Рис.5. Схема экспериментального стенда для исследования характеристик охлаждающей газожидкостной струи и температурных полей при ее распылении на поверхность. 1 – баллончик; 2 – сопло наконечника; 3 – газожидкостная струя хладагента; 4 – дифференциальный манометр; 5 – охлаждаемая поверхность; 6 – весы; 7 – термограф; 8 – ЭВМ; 9 – измеряемое поле температур на охлаждаемой поверхности объекта

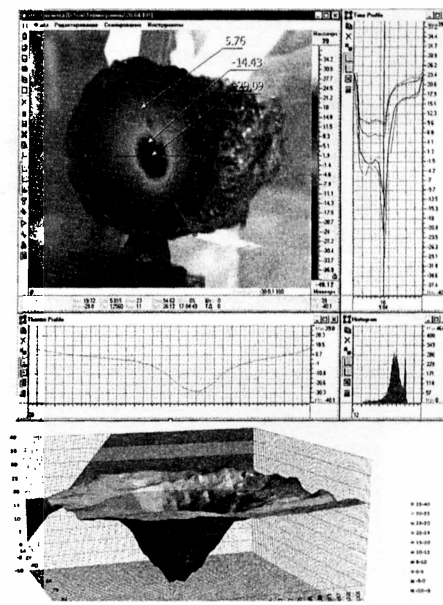

Рис.6. Внешний вид программного продукта для исследования температурного поля, полученного с помощью термографа «ИРТИС-2000С».

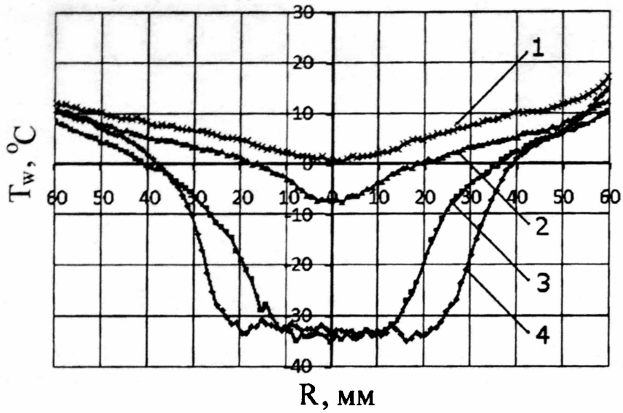

Рис.7. Распределение температуры T_W на алюминиевой фольге толщиной $\delta = 10$ мкм при охлаждении газожидкостной смесью пропан/бутан (40/60 % мольн.) с T_O = -35,5 ^{0}C. Время экспозиции – 2 с; диаметр сопла насадки d = 0,1 мм. 1 – L = 150 мм; 2 – L = 100 мм; 3 – L=50; 4 – L = 5 мм.

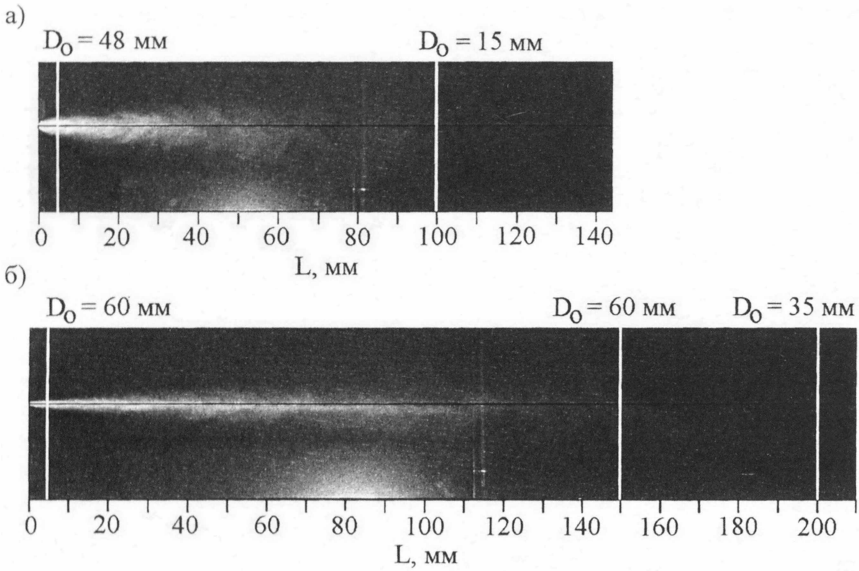

Рис.8. Фотографии газожидкостной струи при распылении охлаждающей смеси пропан/бутан [40/60% мольн.] с отмеченными значениями диаметра D_O области охлаждения для различных расстояний распыления L. а) d = 0,5 мм; б) d = 1 мм. d – диаметр сопла насадки. Угол расширения пограничного слоя у испаряющихся струй составляет около β = 11 град.

Благодаря малой толщине фольги (10 мкм), теплопритоки с тыльной стороны поверхности и по сечению ее торцов пренебрежимо малы по сравнению с теплоподводом от кипящего хладагента на стенке (которая имитирует поверхность биологической ткани). Это дает возможность:

– определить температуру на поверхности стенки T_W при взаимодействии с охлаждающей струей;

– определить область охлаждения (зона на поверхности стенки диаметром D_O, площадью S_O и температурой T_O) для различных расстояний распыления L и диаметров d сопла насадки;

– оценить количество отводимого хладоносителем тепла Q_O от поверхности.

На рис.6 представлен внешний вид программного продукта для обработки данных по температуре поверхности, полученных с помощью термографа «ИРТИС-2000 С». Программа позволяет получать температурное поле исследуемого объекта, представлять его в двух- или трехмерном виде, имеет инструменты для анализа полученных данных, позволяет экспортировать данные в Microsoft Exel для последующего редактирования.

При решении данной задачи на стенде были получены экспериментальные данные по распределению температуры на алюминиевой фольге толщиной δ = 10 мкм после взаимодействия с кипящей газожидкостной струей смеси пропан-бутан [40/60% мольн.], пропан/бутан/R123 [28/42/30% мольн.], пропан/бутан/R123 [12/18/70% мольн.] с температурой охлаждения T_O = -35,5; -25; -15 ^{0}C при дросселировании из сопла диаметром d = 0,1; 0,5; 1 мм с расстояний L = 5, 50, 100, 150, 200, 250, 300 мм. На рис.7 представлен пример такого распределения.

Измерения температур на рис.7. показывают, что охлаждение поверхности стенки происходит неравномерно, по центру распыления температура ниже, чем на периферии. На кривых (3) и (4) наблюдается площадка с постоянной температурой, близкой к температуре охлаждения T_O, в случае кривых (1) и (2) такая площадка не наблюдается, а температура на стенке не достигает T_O. Следовательно, начиная с некоторого расстояния $L > L^*$ вся низкокипящая фракция в смеси (пропан) испаряется, взаимодействуя с воздухом до касания поверхности стенки.

Для данного случая только с расстояния $L < L^*$ = 100 мм (кривая 3,4) низкокипящий компонент смеси (пропан) достигает поверхности, смачивает и охлаждает ее до температуры T_O на области диаметром D_O. Для расстояния L = 50 мм (кривая 3) диаметр области охлаждения составляет D_O = 27 мм, для расстояния L = 5 мм (кривая 4) его значение D_O = 42 мм. С ростом расстояния L диаметр D_O области охлаждения уменьшается и при некотором значении L^* приближается к 0.

В диссертации представлены значения диаметров D_O области эффективного охлаждения для смеси пропан/бутан (40/60% мольн.) для различных диаметров d сопла насадки при различном расстоянии распыления L, также указан объёмный расход смеси G_V для каждой насадки.

При d=*const*, G_V=*const* с ростом расстояния L диаметр D_O области охлаждения уменьшается и при некотором значении L^* приближается к 0.

Например, для $d = 0{,}5$ мм; $L^* = 100$ мм имеем практически нулевой диаметр D_O. Следовательно, начиная с L^* и больше вся низкокипящая фракция в смеси (пропан) испаряется, взаимодействуя с воздухом до касания поверхности стенки.

Оценить максимальное количество подводимой к охлаждаемой стенке теплоты $Q_O = Q_{max}$ можно, посчитав теплоту $Q_{ИСП}$, уходящую на испарение в воздухе всей низкокипящей фракции (пропан) до взаимодействия со стенкой в случае распыления с расстояния L^*. Теплота $Q_{ИСП}$ эквивалентна максимальной теплоте Q_{max} , которую можно отвести от поверхности стенки в процессе испарения на ней охлаждающей смеси:

$$Q_{ИСП} = Q_{max} = j\, G_V \rho_L r\,, \qquad (1)$$

где Q_{max} – максимальная теплота, которую можно отвести от стенки в процессе испарения на ней охлаждающей смеси (при максимальном значении диаметра D_O области охлаждения);

$j = 0{,}59$ – массовая доля содержания низкокипящей фракции (пропан) в смеси;

$G_V = 0{,}15 \cdot 10^{-6}$ – объемный расход смеси, м^3/с;

$\rho_L = 0{,}4\, \rho_{LПРОПАНА} + 0{,}6\, \rho_{LБУТАНА} = 600$ – плотность жидкой фазы смеси, кг/м^3;

$r = 427$ – теплота парообразования низкокипящей фракции (пропан), кДж/кг.

Для $d = 0{,}1$ мм: $Q_{max} = 600 \cdot 0{,}006 \cdot 10^{-6} \cdot 0{,}59 \cdot 427 = 0{,}9$ Вт

Для $d = 0{,}5$ мм: $Q_{max} = 600 \cdot 0{,}15 \cdot 10^{-6} \cdot 0{,}59 \cdot 427 = 22{,}7$ Вт

Для $d = 1$ мм: $Q_{max} = 600 \cdot 0{,}6 \cdot 10^{-6} \cdot 0{,}59 \cdot 427 = 90{,}7$ Вт

Таким образом, для диаметра сопла $d = 0{,}1$ мм максимальная мощность охлаждения в процессе кипения на стенке может составлять $Q_{max} = 0{,}9$ Вт, а диаметр области охлаждения $D_O = 42$ мм. Таких результатов можно достичь при распылении охлаждающей смеси с расстояния $L \leq 5$ мм.

Для диаметра сопла $d = 0.5$ мм при $L \leq 5$ мм максимальная мощность охлаждения в процессе кипения на стенке может составлять $Q_{max} = 22{,}7$ Вт, а диаметр области охлаждения $D_O = 45$ мм.

Для диаметра сопла $d = 1$ мм максимальная мощность охлаждения в процессе кипения на стенке может составлять $Q_{max} = 90{,}7$ Вт, а диаметр области эффективного охлаждения $D_O = 60$ мм. Таких результатов можно достичь при распылении охлаждающей смеси с расстояния $L \leq 150$ мм.

Поскольку для $d = 0.5$ мм на расстоянии $L^*=100$ мм вся низкокипящая фракция испаряется, не долетев до стенки, мы можем определить коэффициент теплоотдачи от воздуха к боковой поверхности пограничного слоя струи по соотношению (3), представив струю в виде конуса с углом распыла $\beta=11$ град. Данное предположение подтверждается экспериментально полученным снимком струи (рис.8):

$$\alpha_{ВОЗД} = \frac{Q_{max}}{(T_{OC} - T_O) \cdot S_{БОК}}\,, \qquad (2)$$

где, $S_{БОК}=(\pi\, r_{КОНУСА}\, L)/\cos\beta = (3{,}14 \cdot 0{,}02 \cdot 0{,}1)/0{,}98 = 0{,}0064$ – площадь боковой поверхности конуса, м^2;

$T_{OC} = 20\ ^0$C – температура окружающей среды, ^{0}C;

T_O = -35,5 ^{0}C– температура охлаждения, ^{0}C;

В итоге получаем $\alpha_{ВОЗД}$ = 22,7 / ((20+35,5)·0,0064) = 64 Вт/м^2·К.

Данное значение для кипящей газожидкостной струи с температурой T_O = -35,5 ^{0}C примерно одинаково для всех случаев распыления (d = 0,1; 0,5; 1; 1,5 мм) и не противоречит существующим конвективным данным.

Найдем удельный тепловой поток q_O от поверхности стенки:

$$q_O = \frac{Q_{max}}{S_{max}} \quad , \tag{3}$$

где $S_{max} = \pi D_O{}^2/4$ – площадь охлаждаемой поверхности, м^2.

Для d = 0,1 мм: q_O = 0,9·4/(3,14·0,042^2) = 652 Вт/м^2 ≈ 0,065 Вт/см^2

Для d = 0,5 мм: q_O = 22,7·4/(3,14·0,048^2) = 12541 Вт/м^2 ≈ 1,25 Вт/см^2

Для d = 1 мм: q_O = 90,7·4/(3,14·0,06^2) = 32049 Вт/м^2 ≈ 3,21 Вт/см^2

Его величина близка к известной величине плотности теплового потока при пленочном кипении азота в условиях свободной конвекции. Например, когда распыляют жидкую струю азота на поверхность органа (температура ее быстро понижается и может быть ниже -2 ^{0}C), среднее значение коэффициента теплоотдачи при пленочном кипении составляет α_o= 150 Вт/м^2·К, а при средней температуре ткани T_{W_i} = 10 ^{0}C получаем величину q_O = 150 (10+196) = 3,1·10^4 Вт/м^2.

В этой связи, очевидна перспективность использования распыления смеси пропан-бутан (например, с применением тонкой и достаточно длинной насадки, рис.9) при местной криотерапии в косметологии, дерматологии и в ЛОР области вместо осторожно применяемой (не более трех секунд) дисперсной струи азота, либо массажного ватного тампона, пропитанного жидким азотом. Это будет гарантировать, главным образом, безопасность (рис.10) в виду исключения замерзания ткани на поверхности органа (кожи либо слизистой оболочки) при прочих примерно одинаковых условиях охлаждения ткани.

При охлаждении биологических тканей методом орошения газожидкостной струей хладагента необходимо, чтобы температура кожи на охлаждаемой поверхности ткани не опускалась ниже T_{KP} = -2 ^{0}C. Для этого следует оценить предельный безопасный период $\Delta\tau_Б$ охлаждения задаваемого участка биоткани (кожи, слизистой оболочки), который заканчивается моментом достижения температуры кристаллизации клеток на поверхности ткани T_{KP} = -2 ^{0}C.

С этой целью было проведено исследование температурного поля на кожном покрове при распылении охлаждающей газожидкостной струи с температурой T_O = -35,5; -25; -15^{0}C (пропан/бутан [40/60% мольн.]; пропан/бутан/R123 [28/42/30% мольн.]; пропан/бутан/R123 [12/18/70% мольн.]) из сопла диаметром d = 0,1; 0,5; 1 мм с расстояния L = 5; 50; 100; 150; 200; 250; 300 мм. На рис.10 показан пример по измерению динамики изотерм $T(\tau)$ на кожном покрове (с помощью прецизионного инфракрасного термографа) при распылении смеси пропан-бутан (40/60%) около двух секунд.

Графические зависимости динамики изотерм $T(\tau)$ на поверхности биологической ткани позволяют:

– проследить динамику изменения температуры на поверхности ткани во времени при ее охлаждении и отогревании;

– определить предельный безопасный период $\Delta\tau_Б$ охлаждения заданного участка биоткани (кожи, слизистой оболочки), который заканчивается моментом достижения температуры кристаллизации клеток ткани $T_{КР}$;

– определить время повторного охлаждения.

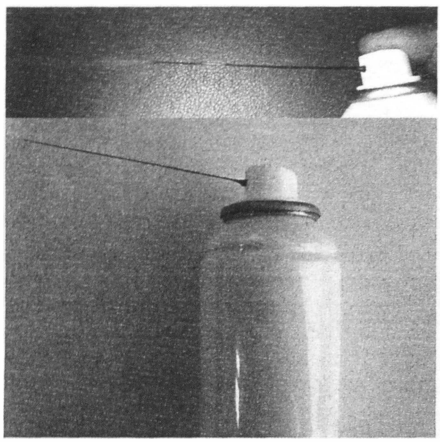

Рис. 9. Пример насадки для ЛОР области.

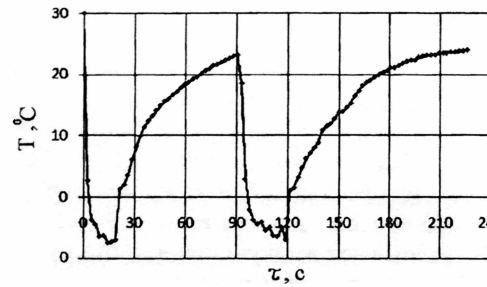

Рис. 10. Динамика изменения температуры на поверхности кожи руки при цикличном распылении охлаждающей смеси пропан/бутан (40/60% мольн.) с температурой T_O = -35,5 ^{0}С. Расстояние до сопла L = 100 мм, диаметр сопла насадки d = 0,5 мм распылении из сопла, когда D =15мм, расход G_V = = 0,15 ·10 $^{-6}$, м^3/с).

<u>В главе 3</u> (Измерение динамики изотерм по глубине ткани in vitro от охлаждаемой поверхности для разных источников холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа). С целью повышения эффективности местной криотерапии и, в частности, для успешного лечения последствий острых травм у спортсменов (ушибы и растяжения), необходимо дополнительно применять специальное капиллярно-пористое покрытие.

Чтобы выбрать удобную для практики конструкцию капиллярно-пористого покрытия, был создан экспериментальный стенд (рис.11, 12). Он позволяет измерять (что важно для сопоставления с расчетом) динамику изотерм $T(\tau)$ по глубине ткани in vitro, или прозрачного геля (вода + желатин 2…4%), при охлаждении его поверхности разными источниками холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа (рис.13 и 14).

Наличие базовых графиков $T(\tau)$ для тех или иных конвективных условий охлаждения позволяет:

– достоверно сопоставить метод охлаждения биологической ткани смоченным в хладагенте капиллярно-пористым покрытием с другими методами

локальной криотерапии: методом локальной криотерапии с применением различных криоаппликаторов, пакетов с криогелем, льдом, методом струйного охлаждения, а так же при общей криотерапии с применением холодной воды, криосауны;

– проследить динамику изменения температуры по глубине ткани во времени при ее охлаждении;

– сравнить полученные данные по динамике изотерм $T(\tau)$ с расчетными, тем самым подтвердив точность методики расчета;

– выбрать эффективные условия охлаждения заданного участка биологической ткани для достижения температуры $T_T = 12\ ^0C$ на глубине $Z = 3$ мм (достижение эффекта обезболивания);

– определить рабочее время испарения хладагента из капиллярно-пористого покрытия при охлаждении.

В итоге, впервые были выполнены измерения (удовлетворительно совпадающие с расчетом) по динамике изотерм по глубине ткани in vitro, или прозрачного геля (вода + желатин 2 - 4%), при охлаждении его поверхности разными источниками холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа.

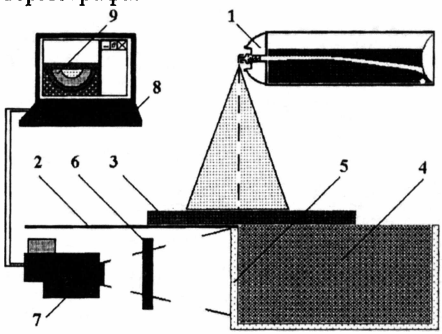

Рис. 11. Схема экспериментального стенда по исследованию динамики изотерм $T(\tau)$ по глубине Z охлаждаемой ткани с помощью прецизионного инфракрасного термографа. 1 – баллончик с охлаждающей смесью; 2 – защитная пленка; 3 – капиллярно-пористое покрытие; 4 – модельная среда (4% раствор желатина, аналог ткани in vitro); 5 – прозрачная для ИК – диапазона тонкая полиэтиленовая пленка; 6 – линза; 7 – термограф; 8 – ЭВМ; 9 – температурное поле охлаждаемого объекта, полученное с помощью термографа

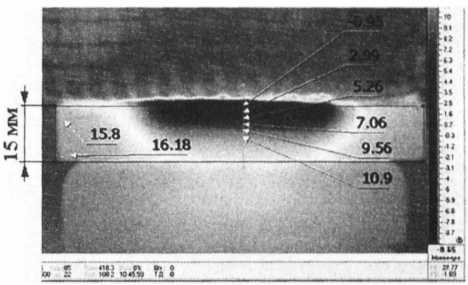

Рис.12. Термограмма в инфракрасном диапазоне геля (4% раствор желатина, аналог ткани in vitro) по глубине при локальном охлаждении его поверхности смоченным в хладагенте капиллярно-пористым покрытием (марля 18 слоев 50x40x5 мм) с температурой $T_O = -15\ ^0C$ в течение 7 минут. Снимок сделан с помощью инфракрасного прецизионного термографа ИРТИС – 2000С. Температура на снимке выражена в ^0C

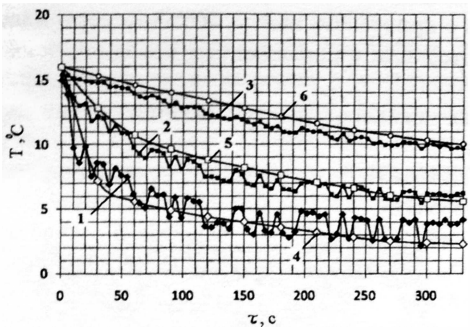

Рис.13. Расчёт и экспериментально полученные данные по динамике изотерм *T(τ)* на глубине *Z* = 0, 2, 6 мм в растворе желатина при охлаждении его поверхности пакетом с тающим льдом с T_O = 0 ^{0}C. Отклонение экспериментальных данных от расчётных ±2 ^{0}C.
1 – эксперимент, Z = 0 мм; 2 – эксперимент, Z = 2 мм; 3 – эксперимент, Z = 6 мм; 4 – расчет, Z = 0 мм; 5 – расчет, Z = 2 мм; 6 – расчет, Z = 6 мм

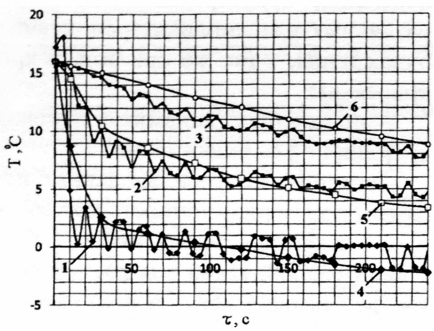

Рис.14. Расчёт и экспериментально полученные данные по динамике изотерм T(τ) в растворе желатина при охлаждении смесью пропан/бутан/R123 при T_O = -15 ^{0}C с использованием капиллярно-пористого покрытия (марля 18 слоев (50x40x5 мм). Отклонение экспери-ментальных данных от расчётных ±2 ^{0}C.
1 – эксперимент, Z = 0 мм; 2 – эксперимент, Z = 2 мм; 3 – эксперимент, Z = 6 мм; 4 – расчет, Z = 0 мм; 5 – расчет, Z = 2 мм; 6 – расчет, Z = 6 мм

Было установлено, что актуально использовать струю смеси пропан-бутан (40/60%мольн.) при местной криотерапии (особенно в спорте) совместно с исследованным капиллярно-пористым покрытием (рис.15) с толщиной 0,5…2,5 см и диаметром 6,5 - 12 см, которое удобно для практики и имеется на рынке. Покрытие быстро (в течение 10 с) пропитывают смесью, при этом оно охлаждается до температуры -10…-18 ^{0}C, в зависимости от выбранного хладагента, затем фиксируют на заданной поверхности органа. Это обеспечивает рациональный для криотерапии период охлаждения биоткани 3 - 6 минут и более эффективное охлаждение по сравнению с пакетом тающего льда.

ОСНОВНЫЕ РЕЗУЛЬТАТЫ И ВЫВОДЫ

1. Проведенный анализ научной литературы показал, что до настоящего времени все прикладные исследования криометодов проводятся с применением разных источников холода пока без знания их реальной мощности охлаждения в контакте с задаваемой поверхностью органа. Эту реальную мощность охлаждения создаваемого (и применяемого) источника холода в контакте с

тканью важно и удобно в практике выражать в виде базового графика со следующими кривыми:

– по динамике изотерм в биоткани для реальных конвективных условий охлаждения заданной поверхности органа (до температуры не ниже -2 ^{0}С) при криотерапии и гипотермии, например, при использовании пакетов со льдом, системы газовых струй, холодной воды, криосауны;

– по динамике роста размера зоны замораживания в биоткани (соответственно до наибольшей критической величины зоны криодеструкции) для каждого (создаваемого и применяемого) размера рабочего наконечника криохирургического инструмента.

2. В результате выполненного многогранного исследования теплообмена в условиях взаимодействия испаряющихся дисперсных струй хладагентов со стенкой для нужд местной криотерапии установлено следующее:

– угол расширения пограничного слоя испаряющейся дисперсной струи хладагента (после дросселирующего сопла) составляет β=11 град, а интенсивность теплоотдачи к струе от окружающего воздуха находится на уровне 60 Вт/(м^2·К);

– рациональный и безопасный для биоткани расход струи из смеси пропан-бутан (40/60%мольн.), для распыления которой создана серия автономных аппаратов в виде баллончика для 0,2 л жидкого хладагента при избыточном давлении 5,5 – 6 бар с клапаном и со сменными насадками разной длины;

– распыление струи смеси пропан-бутан (40/60%мольн.) актуально использовать в косметологии, дерматологии и в ЛОР области вместо пока применяемой струи кипящего азота (и массажного ватного тампона с жидким азотом), так как при такой же интенсивности охлаждения на поверхности органа (кожи либо слизистой оболочки) исключается понижение температуры ниже -2 ^{0}С и, следовательно, замерзание и криодеструкция ткани;

3. Впервые выполнены достаточно точные измерения (удовлетворительно совпадающие с расчетом) по динамике изотерм по глубине ткани in vitro, или прозрачного геля (вода + желатин 2 - 4%), при охлаждении его поверхности разными источниками холода с использованием прецизионного инфракрасного термографа. Установлено следующее:

– актуально использовать струю смеси пропан-бутан (40/60%мольн.) при местной криотерапии (особенно в спорте) совместно с исследованным капиллярно-пористым покрытием с толщиной 0,5 - 2,5 см и диаметром 6,5…12 см, которое удобно для практики и имеется на рынке. Покрытие быстро (в течение 10 с) пропитывают смесью, при этом оно охлаждается до температуры -10…-18 ^{0}С, в зависимости от выбранного хладагента, затем фиксируют на заданной поверхности органа. Это обеспечивает рациональный для криотерапии период охлаждения биоткани 3 - 6 минут и более эффективное охлаждение по сравнению с пакетом тающего льда.

4. Созданные опытные криоаппараты прошли технические и клинические испытания и рекомендованы к применению в медицинской практике и промышленному производству.

ОСНОВНОЕ СОДЕРЖАНИЕ ДИССЕРТАЦИИ ИЗЛОЖЕНО В СЛЕДУЮЩИХ РАБОТАХ:

1. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б., Романько В.А. Применение промышленных газов в качестве хладагентов для нужд медицины и радиотехники // Химическое и нефтегазовое машиностроение. 2010. №6. С. 22-23.

2. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б. Исследование температурного поля на различных поверхностях при охлаждении тонкой пленкой кипящей газовой смеси // Вакуумная техника и технология. 2010. Т. 20, № 4. С. 264-267.

3. Кондратенко Р.О., Гарсков Р.В., Буторина А.В. Исследование температурного поля на поверхности биологической ткани и оценка количества отводимого от нее тепла при охлаждении тонкой пленкой кипящей газовой смеси для нужд спортивной медицины // Лечебная физкультура и спортивная медицина. 2011. Т.87, №3. С. 20-27.

4. Kondratenko R., Butorina A., Nesterov S. The study of the temperature field in the skin cover when dispersing gas mixtures to -35.5; -25.0; -15.0 ^{0}C temperature level for application in cryomedicine and cryotherapy. The Proceedings of the 23rd International Congress of Refrigeration. Prague (Czech Republic). 2011. pp. 294.

5. Буторина А.В., Кондратенко Р.О., Поляев Б.А. Применение обезболивающего замораживающего аэрозоля при острых повреждениях опорно-двигательного аппарата у спортсменов // Журнал Российской ассоциации по спортивной медицине и реабилитации больных и инвалидов. 2009. Т.29, №2. С. 26-31.

6. Кондратенко Р.О., Нестеров С.Б., Цыганов Д.И. Выбор устройства криохирургического инструмента в зависимости от области его применения в клинической медицине // Вакуумная техника, материалы и технология: Материалы 5 Международной научно-технической конференции. М., 2010. С. 219 – 223.

7. Кондратенко Р.О., Буторина А.В., Нестеров С.Б. Применение промышленных газов в качестве хладагентов для нужд спортивной медицины // Промышленные газы: Материалы 2 Международной научной конференции. М., 2011. С. 91 – 103.

8. Буторина А.В., Кондратенко Р.О., Архаров А.М. Новые криогенные технологии в фитнесе и спорте высших достижений // Криогенные технологии и оборудование. Перспективы развития: Материалы 8 Международной научно-практической конференции. М., 2011. С.73-75.

9. Кондратенко Р.О., Гарсков Р.В., Нестеров С.Б., Щербаков М.И. Исследование контактных методов охлаждения биологической ткани в локальной криотерапии // Вакуумная техника, материалы и технология: Материалы 7 Международной научно-технической конференции. М., 2012. С. 264 – 268.