

**МИНИСТЕРСТВО ОБРАЗОВАНИЯ И НАУКИ РОССИЙСКОЙ ФЕДЕРАЦИИ
УНИВЕРСИТЕТ ИТМО**

А.Ю. Баранов

**НИЗКОТЕМПЕРАТУРНЫЕ УСТАНОВКИ
МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ**

Часть 1

**Аппараты для общего
криотерапевтического воздействия**

Учебное пособие

 **УНИВЕРСИТЕТ ИТМО**

Санкт-Петербург

2016

УДК 615.832.9

ББК 53.54

Б 24

Баранов А.Ю. Низкотемпературные установки медицинского назначения. Ч. 1. Аппараты для общего криотерапевтического воздействия: Учеб. пособие. – СПб.: Университет ИТМО, 2016. – 178 с.

Учебное пособие содержит информацию о современном состоянии техники и технологии общей криотерапии. Последовательно изложены основы теплофизической теории процедур, описана основная аппаратура для их реализации. Приводится обоснование значений технологических параметров процесса охлаждения тела пациента.

Предназначено для студентов, обучающихся по направлению подготовки бакалавриата 14.03.01 Ядерная энергетика и теплофизика по дисциплине «Низкотемпературные установки медицинского назначения» и по направлению подготовки магистров 16.04.03 Холодильная, криогенная техника и системы жизнеобеспечения по дисциплине «Основы расчета и проектирования криотерапевтических систем» очной и заочной форм обучения.

Рецензенты: кафедра физиотерапии и медицинской реабилитации ФГБОУ ВО СЗГМУ им. М.М. Мечникова Минздрава России (зав. кафедрой доктор мед. наук, проф. В.В. Кирьянова); доктор техн. наук А.Б. Сулин (ФГУП НИИ промышленной и морской медицины Федерального медицинского агентства)

Рекомендовано к печати Советом факультета холодильной, криогенной техники и кондиционирования, протокол № 7 от 18.03.2016 г.



Университет ИТМО – ведущий вуз России в области информационных и фотонных технологий, один из немногих российских вузов, получивших в 2009 году статус национального исследовательского университета. С 2013 года Университет ИТМО – участник программы повышения конкурентоспособности российских университетов среди ведущих мировых научно-образовательных центров, известной как проект «5 – 100». Цель Университета ИТМО – становление исследовательского университета мирового уровня, предпринимательского по типу, ориентированного на интернационализацию всех направлений деятельности.

© Санкт-Петербургский национальный исследовательский университет информационных технологий, механики и оптики, 2016

© Баранов А.Ю., 2016

УСЛОВНЫЕ ОБОЗНАЧЕНИЯ И СОКРАЩЕНИЯ

T – температура теплоносителя, К

$T_{i=n \max}$ – температура пассивной границы объекта общего криотерапевтического воздействия (ОКВ), К

T^* – температура дефростации биологической ткани, К

$t_{\text{терм}} = -2,5$ – терминальный температурный порог, °С

$t_{\text{кр}} = -2$ – критическая температура поверхности, °С

$t_{\text{я}}$ – температура ядра тела человека, °С

τ_{\max} – максимальная продолжительность охлаждения, с

$\tau_{\text{эф}}$ – эффективное время (время обезболивания), мин

q – плотность теплового потока, Вт/м²

q_v – подвод теплоты от внутренних источников, Вт/м²

q_2, q_3, q_4 – удельный поток теплоты в единицу объема исполнительного устройства от объекта ОКВ, теплового ограждения соответственно, Вт/м³

Q_{Σ} – общий удельный подвод теплоты в единицу объема исполнительного устройства, кДж/м³

Q_2, Q_3 – удельный подвод теплоты в единицу объема исполнительного устройства от объекта ОКВ, теплового ограждения соответственно, Дж/м³

f_0 – средняя площадь поверхности тела человека, м²

f_2, f_3, f_4 – удельная площадь теплопередающей поверхности объекта охлаждения, тепловой изоляции, теплообменного устройства соответственно, м²/м³

$\delta_o, \delta_э, \delta_ж, \delta_м, \delta_4$ – толщина оболочки, эпителия, жировой ткани, мышечной ткани, пластины теплообменного устройства, мм

$\Delta x, \Delta y, \Delta z$ – шаг разбиения объекта по координате, мм

r_a – удельная теплота парообразования жидкого азота, Дж/кг

η – коэффициент полезного действия

$k_{г.д}$ – индекс гипотермического дискомфорта, К/с

N_v – удельная мощность привода рефрижератора

Re – критерий Рейнольдса

Gr – критерий Грасгофа

Nu – критерий Нуссельта

Pr – критерий Прандтля

Ra – критерий Релея

Bi – критерий Био

Fo – критерий Фурье
БКТО – безнасадочный контактный теплообменник
ВТХМ – воздушная турбохолодильная машина
ЖКЦ – жидкостные квазициклы
ИУ – исполнительное устройство (кабина пациента)
КТК – криотерапевтический комплекс
КТУ – контактное теплообменное устройство
ЛКТ – локальная криотерапия
ОКВ – общее криотерапевтическое воздействие
ОС – окружающая среда
СК – система криостатирования
ФМ – физическая модель

ВВЕДЕНИЕ

Для решения лечебных задач современная медицина использует физические эффекты, связанные с энергетическим воздействием на организм в целом или на его отдельные участки. Широкое распространение получили медицинские технологии, основанные на использовании радиоактивного облучения, воздействия СВЧ, магнитных полей, тепловых и световых потоков [1, 2, 3, 4]. Особое место среди физических методов лечения занимают технологии, основанные на использовании отрицательных источников теплоты, которые реализуются в низкотемпературных установках медицинского назначения [5].

Величина достигаемых позитивных результатов, как правило, зависит от потенциала энергетического воздействия. Применительно к низкотемпературным технологиям медицинского назначения таким потенциалом является температура теплоотводящей среды, поэтому наибольшее распространение получили лечебные методики, основанные на применении криогенных температур и часто называемые криогенной медициной.

Криогенная медицина – новый, быстро и динамично развивающийся раздел прикладной криогенной техники.

Основу для развития данного научно-практического направления техники и физики низких температур составляют специфические эффекты, связанные с изменениями свойств биологических объектов при криогенных температурах и реакциями организма на интенсивный отвод тепловой энергии.

Основные направления криомедицины сформировались во второй половине XX века. Основой для применения в медицине криогенных температур стало интенсивное развитие ракетной техники [6, 7]. Научно-практическая деятельность в области криогенного обеспечения силовых установок ракет и работы в области проектирования инфракрасных чувствительных элементов обеспечили относительно широкий доступ медицинских специалистов к жидким криопродуктам, прежде всего к жидкому азоту, и криогенным технологиям двойного назначения – микродроссельным охладителям. Ввиду того, что для изготовления криомедицинских систем требовались высокотехнологичное оборудование и культура производства, промышленный выпуск криогенных аппаратов медицинского назначения

в значительной степени осуществлялся на предприятиях ВПК. Первые отечественные криохирургические аппараты и системы криоконсервации являлись продуктами конверсии и выпускались в рамках плановых заданий по производству товаров народного потребления.

Доступность криогенных агентов и криогенных технологий двойного назначения создала предпосылки для распространения и признания таких разделов криогенной медицины, как криоконсервация биопрепаратов и криохирurgia [8]. В данных направлениях прикладной криогенной техники и технологии были достигнуты значительные практические успехи. На основе научных исследований и клинической практики сформировалась общепризнанная теория деструктивного воздействия процессов замораживания и дефростации на клеточные структуры и биологические ткани [8, 9]. Рациональный выбор температурного режима замораживания и дефростации биологических объектов позволил добиваться альтернативных результатов, т. е. разрушать патологические клеточные образования при проведении криохирургических манипуляций или сохранять прижизненные свойства клеточных препаратов при длительном криогенном хранении.

В дальнейшем развитие криогенной хирургии и криоконсервации проходило по разным «сценариям». Так, криоконсервация биопрепаратов получила мощную государственную поддержку в рамках принятой в 1982 году «Продовольственной программы СССР». Исходя из мирового опыта развития животноводства, было принято решение о формировании региональных структур племенного животноводства, основой деятельности которых стала технология криоконсервации. В кратчайшие сроки были созданы и обеспечены отечественным криогенным оборудованием племенные совхозы, которые заготавливали и сохраняли элитный генетический материал. Указанные структуры оказались настолько востребованными, что успешно «пережили» период перехода к рыночной экономике. Учитывая единообразие технологических приемов, интенсивное использование методики криоконсервации в ветеринарии и животноводстве создало благоприятные условия для становления медицинского сектора этой области низкотемпературных технологий медицинского назначения. Особое значение имело то, что отечественная промышленность быстро наладила выпуск необходимого емкостного оборудования для криохранения биопрепаратов. Разработанные в рамках

выполнения планов «Продовольственной программы СССР» хранилища биопродуктов ХБ-0,5 и ХБ-0,2 и сосуды сельскохозяйственные серии СДС обладают отличными характеристиками, поэтому производятся и используются по настоящее время. Вслед за криоконсервацией ветеринарных клеточных препаратов стала быстро развиваться методика криогенной консервации крови и отдельных ее компонентов. По общему мнению специалистов, допустимый срок хранения препаратов крови при криогенных температурах составляет не менее 200 лет [8], что позволяет использовать технологию криоконсервирования для формирования стратегических запасов крови. В XXI веке методы криогенной консервации стали активно применять при лечении бесплодия и для формирования банков стволовых клеток, поэтому сейчас область криоконсервации представляет собой рентабельную сферу криогенной медицины.

Несколько иначе проходило развитие второго направления криогенной медицины – криогенной хирургии, которая и по настоящее время остается уделом нескольких сотен специалистов. Неоправданно низкое распространение криогенной хирургии не соответствует эффективности и универсальности данного метода, который особенно востребован в области онкологии [7]. Причины медленного распространения криогенного разрушения (деструкции) патологических тканей кроются в конфликте данной технологии с традициями классической хирургии. Дело в том, что криохирургическое удаление новообразований представляет собой достаточно длительный процесс. Для окончательного отторжения тканей, разрушенных путем криогенного воздействия, необходимы две–три недели, в течение которых лечение сводится к пассивному ожиданию. Очевидно, что основная масса практикующих хирургов психологически не готова к реализации такой, по сути терапевтической, технологии лечения новообразований. Несоответствие привычных представлений и требований оптимальной технологии криодеструкции приводит к росту числа послеоперационных осложнений, а в большинстве случаев – к отказу от метода криохирургии в пользу других «немеханических» способов удаления новообразований. С этой точки зрения основным «антагонистом» криохирургии стала деструкция опухолей посредством лазеров.

Хороший терапевтический и эстетический эффект дает локальное воздействие на опухоль с использованием неодимово-

го (длина волны 1060 нм) или углекислотного (длина волны 10600 нм) лазеров. С точки зрения хирурга, позитивным преимуществом лазерной деструкции является то, что опухоль частично или полностью «испаряется» во время операции. Зарубежная криохирургическая практика показала, что в условиях страховой медицины малобюджетные криогенные методы удаления новообразований также «проигрывают» дорогостоящим лазерным вмешательствам. Страховые компании лоббируют приобретение клиниками дорогостоящей лазерной аппаратуры и распространяют ложную информацию, порочащую криогенные технологии. В целом можно сказать, что практическая криогенная хирургия в Российской Федерации значительно отстает от уровня отечественных научных разработок в области техники и технологии криогенной деструкции, поэтому для быстрого распространения метода нужны не столько исследования, сколько организационные решения.

Сравнительно новым разделом криомедицины является криотерапия – физиотерапевтическая методика, основанная на применении криогенных температур в качестве физического фактора, раздражающего орган кожного чувства пациента [7, 10, 11]. Исходя из способа достижения лечебного эффекта, данная методика получила общепризнанное название – криогенная физиотерапия, или криотерапия. На практике сложились два способа реализации криогенной физиотерапии, которые, на первый взгляд, не имеют принципиальных различий: локальная (местная) и общая (тотальная) криотерапия. Общее криотерапевтическое воздействие (ОКВ) отличается от локальной криотерапии (ЛКТ) площадью контакта между криогенным газом и поверхностью кожи. При проведении процедур ОКВ охлаждению подвергается более 80 % кожного покрова. При локальной криотерапии процедура одновременно затрагивает не более 0,1 % площади поверхности тела. Эти количественные различия в организации ОКВ и ЛКТ приводят к качественным различиям в характере и значительности достигаемых позитивных результатов. Лечебное действие ЛКТ похоже на позитивные эффекты других физиотерапевтических манипуляций. Общая криотерапия – это принципиально новая лечебная методика, которая не имеет аналогов в медицинской практике [11, 12, 13].

Физиотерапевтическое направление применения криогенных температур в медицине возникло в конце XX века и в течение дли-

тельного времени основывалось на эмпирическом подходе к формированию лечебной методики. Уже само возникновение метода воздействия не на больной орган, а на поверхность тела в целом, было скорее результатом случая. Практика локальных криотерапевтических воздействий не создала предпосылок для использования ОКВ. Даже общепризнанный автор метода, японский врач-ревматолог Т. Ямаучи, описывает свое открытие как следствие случайного стечения обстоятельств [8, 10, 11]. Автор метода и его европейские последователи применяли ОКВ без формирования теории, объясняющей физические основы получения лечебного результата. Эта ненормальная, с точки зрения доказательной медицины, ситуация в основном сохраняется и по сей день. Значительная часть публикаций, посвященных проблематике криотерапевтического воздействия, носит феноменологический характер. Авторы описывают порядок проведения криотерапевтических сеансов и результаты измерений отдельных характеристик состояния пациента до и после процедуры [8, 11], но не выдвигают никаких гипотез, связывающих условия криотерапевтического воздействия и наблюдаемые изменения.

Хорошей иллюстрацией теоретического уровня, на котором сегодня находится медицинская теория криотерапевтического воздействия, является то, что подавляющее большинство авторов не видит различий между общим и локальным криотерапевтическим воздействием [14]. В то же время даже по феноменологическим описаниям понятно, что ЛКТ и ОКВ принципиально различаются по характеру достигаемых позитивных результатов и лечебной эффективности [15]. Практика применения общего криотерапевтического воздействия в клиниках РФ показала, что данная процедура имеет широчайший список медицинских показаний и не дает побочных негативных эффектов. Более того, способ проведения процедур ОКВ не зависит от характера нарушений в организме пациента. Общее криотерапевтическое воздействие оказывает на пациента многоплановое восстановительное действие и применяется без каких-либо ограничений.

При локальной криотерапии требуется предварительная диагностика, так как методика проведения лечебных сеансов существенно зависит от нарушений в организме пациента. Данная криотерапия не вызывает в организме системных изменений и применяется для проведения симптоматического лечения.

Очевидно, что криотерапевтические технологии имеют огромное значение для практической медицины, так как обеспечивают немедикаментозное восстановительное лечение ряда тяжелых заболеваний. При таких условиях формирование научно обоснованной физической теории достижения криотерапевтического эффекта и разработка адекватной аппаратуры для обеспечения процедур ОКВ жизненно необходимы.

Современные проблемы ОКВ в значительной степени связаны с тем, что случайно обнаруженный физиотерапевтический эффект от охлаждения всей поверхности кожного покрова был настолько выражен и неспецифичен, что сразу обеспечил успешное применение криогенной физиотерапии для лечения ряда тяжелых заболеваний [8]. Несмотря на отсутствие теоретических основ достижения лечебного эффекта и случайный выбор технологических параметров процедуры, ОКВ настолько превосходило по эффективности другие методики, что его широкое клиническое применение значительно опередило попытки определить общие причинно-следственные связи и условия безопасности пациентов. Отсутствие отрицательных результатов применения ОКВ также способствовало сохранению этого нетипичного для медицинского приборостроения положения.

Высокий спрос на криотерапевтическую аппаратуру позволил производителям копировать первые образцы криотерапевтических установок. При этом вопросы научного обоснования инженерных решений оставались без внимания.

До конца 80-х годов ни теоретических, ни прикладных исследований в указанном направлении в СССР не проводилось. В то же время в Японии, а затем и в Западной Европе (прежде всего в ФРГ и Польше) криотерапевтическая техника и технологии получили большое распространение. К концу 90-х годов XX века в этих странах было начато производство криотерапевтического оборудования нового поколения для локального и общего воздействия криогенной газовой среды на кожный покров пациентов.

Благодаря высокой лечебной эффективности криотерапевтические методы получили в странах Запада широкое признание, а в ФРГ и Польше вошли в перечень физиотерапевтических методик, оплачиваемых за счет средств государственного медицинского страхования. Производством специальной криотерапевтической техники в Западной Европе к концу 90-х годов занималось не менее 10 средних

и крупных предприятий. К разработке криогенной физиотерапевтической аппаратуры были привлечены университеты городов Мюнстер (ФРГ) и Вроцлав (Польша), которые обеспечивали техническую поддержку внедрения технологии в клиническую практику [14, 15].

Зарубежная информация о возможности восстановительного лечения ряда тяжелых заболеваний стимулировала интерес медицинских специалистов СССР к методу общего криотерапевтического воздействия. В 1986 году в рамках творческого содружества ЛТИХП и ЛенГИДУВ были начаты работы по созданию отечественной криотерапевтической аппаратуры [16].

Конкурентные преимущества отечественной аппаратуры для реализации общего криотерапевтического воздействия обеспечены опережающим развитием научных основ проектирования криотерапевтических комплексов. Своевременно сформулированная и использованная на практике теплофизическая теория общего криотерапевтического воздействия позволила выполнить значительную часть исследований в режиме математического эксперимента.

Постепенное усложнение и конкретизация экспериментальных задач позволили сформулировать четкие, научно обоснованные требования к технологическому режиму общего криотерапевтического воздействия и аппаратам для его реализации.

Многие аспекты теплофизической теории общего криотерапевтического воздействия и сегодня остаются непризнанными большинством производителей криотерапевтической аппаратуры, что приводит к технологическому и конструктивному отставанию от российских производителей и создает условия для закрепления лидерства в этой области медицинского приборостроения.

Ознакомление с эволюцией криотерапевтических аппаратов позволяет продемонстрировать определяющую роль всестороннего научного анализа объектов проектирования до начала опытно-конструкторских работ, а также возможности, которые открывает использование метода математического моделирования при решении технических задач в области медицины и биологии.

1. ТЕПЛОФИЗИЧЕСКАЯ ТЕОРИЯ ОБЩЕГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

В современном представлении криотерапия – это метод физиотерапевтического лечения, основанный на применении местного или общего воздействия холодом [16, 17]. С теплофизической точки зрения криотерапия представляет собой процесс переохлаждения поверхности тела под действием отвода теплоты к низкотемпературной среде.

Применение различных охлаждающих средств для достижения лечебных эффектов имеет большой исторический опыт. Подобные манипуляции описаны в трудах Авиценны и Парацельса [14]. Несмотря на это криогенная физиотерапия как научно обоснованная медицинская методика сравнительно молода. По ряду причин до сих пор нет общепризнанного представления о механизме достижения положительного лечебного эффекта, не существует четких температурных и энергетических рекомендаций по реализации криотерапевтических процедур, не определены граничные значения продолжительности охлаждения.

В медицинской литературе к криотерапии относятся аппликации частицами пресного и соленого льда ($-12\text{ }^{\circ}\text{C}\dots-18\text{ }^{\circ}\text{C}$), специальными низкотемпературными гелями ($-12\text{ }^{\circ}\text{C}$), лечебной грязью ($-3\text{ }^{\circ}\text{C}\dots-4\text{ }^{\circ}\text{C}$), низкотемпературные компрессы с использованием силиконовых аккумуляторов холода [5, 10, 14, 18, 19]. Неоднозначность формулировок понятия «криотерапия» связана с тем, что в странах Западной Европы и России существует разное представление об уровне криогенных температур. В частности, в публикациях европейских ученых криогенными считаются температуры ниже тройной точки воды ($0\text{ }^{\circ}\text{C}$). Российские специалисты в области криогенной техники относят к криогенным температуры ниже температуры сублимации диоксида углерода при атмосферном давлении $-78,3\text{ }^{\circ}\text{C}$ ($194,7\text{ K}$).

Исходя из целевого назначения, справедливо называть криотерапевтическими только те методики, которые обеспечивают получение так называемого криотерапевтического эффекта. В современном представлении *криотерапевтический эффект* – это многоплановое позитивное воздействие на организм пациента, выражающееся в коррекции наблюдаемых на момент проведения процедуры нару-

шений [20]. Признанным мерилom эффективности общей криотерапии является продолжительность анальгетического эффекта, т. е. немедикаментозного, неспецифического подавления болевых ощущений [20]. Автор метода ОКВ Т. Ямаучи описывал анальгетический эффект процедур продолжительностью 6 ч [21, 22, 23]. Именно длительное обезболивание суставов у пациентов, страдающих ревматоидным полиартритом, составило основу предложенной Т. Ямаучи методики лечения этого тяжелого заболевания. Клиническая практика немецкого ревматолога Р. Фрике подтвердила данные автора метода Т. Ямаучи [24]. Совпадение результатов наблюдений независимых исследователей дает основание утверждать, что максимальный криотерапевтический эффект должен быть близок к шести часам.

Исходя из определяющей роли достижения криотерапевтического эффекта, большую часть из перечисленных выше «охлаждающих» физиотерапевтических методик справедливо отнести к гипотермическим методам, поскольку они отводят от поверхности тела существенное количество теплоты, т. е. оказывают гипотермическое воздействие, но не способны вызывать существенный лечебный эффект [20].

Практика показала, что физиотерапевтические методики, основанные на охлаждении поверхности тела криогенными газами, обладают существенно большим лечебным эффектом. Такие методики появились во второй половине XX века в ФРГ, Польше, Японии. Используя криогенные газы в качестве теплоотводящего вещества (теплоносителя), исследователи охлаждали ограниченный участок поверхности кожи до субтерминального уровня (на грани необратимых холодовых повреждений). Работы по подбору безопасной экспозиции охлаждения и оптимальной температуры теплоносителя велись методом проб и ошибок и часто вызывали существенные обморожения.

Подобные методы применения потоков криогенного газа распространены по настоящее время и классифицируются как локальная газовая криотерапия [11, 21, 22, 24, 25, 26]. Локальная криотерапия (ЛКТ) – воздействие низкотемпературным газовым потоком непосредственно на патологический участок тела. Сеанс ЛКТ предполагает постепенную обработку выбранного участка кожи газовой струей до появления белых пятен, свидетельствующих о сужении перифе-

рийных сосудов, наступающем при переохлаждении кожи до температуры ниже 0 °С [27].

Современные приборы для ЛКТ снабжаются системой звуковой сигнализации, которая дает сигнал о достижении предельно допустимой температуры поверхности. По этому сигналу оператор смещает струю газа на новый участок тела. Локальную криотерапию используют для лечения полиартрита, экземы, ожоговых поражений кожи [28].

В 1981 году Т. Ямаучи предложил принципиально новый подход к применению криогенных газов для достижения лечебного результата [29]. В отличие от своих предшественников Т. Ямаучи охлаждал криогенным газом всю поверхность тела человека. Данная методика называется общей криотерапией, или общим криотерапевтическим воздействием (ОКВ). Для реализации технологии ОКВ Т. Ямаучи использовал осушенный воздух температурой не ниже –180 °С. Экспозиция общего криогенного охлаждения тела криогенным газом составляла до 180 с [26].

Переход от ЛКТ к общему криотерапевтическому воздействию позволил расширить список показаний к применению криотерапии и обеспечить восстановительное лечение ревматоидного полиартрита. Общее криотерапевтическое воздействие не только снимало негативные симптомы заболевания, но и обеспечивало восстановление структуры суставного хряща. Сегодня ОКВ используется для лечения целого ряда тяжелых заболеваний, таких как ревматоидный артрит, бронхиальная астма, псориаз, эпилепсия и т. д. Список показаний ОКВ постоянно расширяется благодаря широкой клинической практике медицинских учреждений России. Особое значение имеет то, что методика криотерапии не связана с конкретной патологией, а ее лечебное применение в ряде случаев обеспечивает восстановительный эффект. Уникальные возможности метода ОКВ определяют большое социальное значение разработки высокоэффективной техники и технологии криотерапевтического воздействия.

Лечебные эффекты от применения общей криотерапии многообразны, но наиболее доказательным и наглядным результатом воздействия криогенным газом является универсальное обезболивающее действие. Преимущества применения ОКВ иллюстрируются данными табл. 1 [29].

Физиотерапевтическая эффективность различных видов теплового воздействия на суставы, пораженные ревматоидным полиартритом [29]

Температура воздействия, °С	Симптомы заболевания	Состояние пациента на разных этапах лечения				
		До сеанса	В ходе сеанса	Время после сеанса, мин		
				30	60	80
+ 70	Скованность	++	+++	-+	-	-+
- 65	Скованность	++	-	-	-+	-+
- 180	Скованность	++	-	-	-	-
+ 70	Боль	++	++	+	+	+
- 65	Боль	+++	-	—	-	+
- 180	Боль	+++	—	—	—	-+

Примечание: (—) – отсутствие боли, скованности; (-) – незначительное проявление; (- +) – слабое проявление; (+ +) – среднее проявление; (+ + +) – сильное проявление.

Общее криотерапевтическое воздействие обеспечивает немедикаментозное подавление боли на 6–8 часов, что создает необходимые условия для реализации сочетанных лечебных методов, которые в большинстве своем также являются немедикаментозными процедурами [22]. Лечение на основе ОКВ не только не дает негативных побочных эффектов, но и обеспечивает общее оздоровление организма. В специальных исследованиях показано, что курс из 10 сеансов ОКВ наряду с устранением симптомов основного заболевания на 15 % снижает биологический возраст пациента [2].

Основной проблемой метода ОКВ является то, что метод сформировался и долгое время применялся в клинической практике на основе эмпирических наблюдений. Автор метода описывает его открытие как случайное обнаружение криотерапевтического эффекта. Его рекомендации по выбору температуры газа и продолжительности процесса ОКВ даны без какого бы то ни было теоретического обоснования. Из-за этого очевидная причинно-следственная связь между температурой теплоносителя и достигаемым физиотерапевтическим результатом стала постепенно утрачиваться.

После проникновения метода ОКВ в Западную Европу круг специалистов, использующих криогенные газы для решения лечеб-

ных задач, резко возрос. Отсутствие теоретических основ достижения лечебного эффекта стало причиной спонтанной трансформации первоначальной технологии ОКВ. Работы ревматологов ФРГ и Польши, опубликованные в 80-х годах XX века, описывают процедуры общей криотерапии при температуре газа $-150\text{ }^{\circ}\text{C}$ [14, 20], что существенно выше, чем в японских установках. В конце XX века большинство европейских авторов пропагандирует сеансы криотерапии в многоместных установках с минимальной температурой на уровне от -110 до $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$. В настоящее время производятся криотерапевтические системы, в которых температура криогенного газа составляет $-80\text{ }^{\circ}\text{C}$. За 40 лет температура газа в криотерапевтической кабине безо всяких оснований «повысилась» на $100\text{ }^{\circ}\text{C}$. Разработчики криотерапевтических систем объясняют повышение температуры газа стремлением повысить комфортность процедур, но при этом упускают из виду, что целевая функция общей криотерапии – достижение криотерапевтического эффекта, а соображения о комфорте пациентов во время процедур имеют второстепенное значение.

Практика применения криотерапии, в том числе и в России, показала, что физиотерапевтическое применение холодного газа далеко не всегда обеспечивает получение лечебного результата. Эмпирические наблюдения позволили предположить наличие причинно-следственных связей между лечебным эффектом ОКВ, прежде всего продолжительностью анальгетического действия, и технологическими параметрами процесса охлаждения: температурой газа, временем контакта, равномерностью охлаждения, площадью контакта газовой среды с поверхностью объекта воздействия.

Первый опыт клинического применения метода ОКВ в России показал, что увеличение экспозиции охлаждения с двух до трех минут повышает продолжительность обезболивания с 1,5 до 6 часов. Снижение температуры газа до нижнего технического порога (90 К) резко снижает комфортность процедуры и безопасную продолжительность охлаждения [30].

Сотрудники кафедры криогенной техники Университета ИТМО и кафедры физиотерапии и курортологии Северо-Западного государственного медицинского университета им. И.И. Мечникова по итогам многолетнего научного сотрудничества сформулировали теоретические основы эффективности общего криотерапевтического воздействия, определили физические условия достижения позитив-

ных эффектов, разработали системы количественной оценки эффективности технологического режима ОКВ, условия гипотермической безопасности пациента [31].

Криотерапевтическое воздействие на организм пациента осуществляется через крупнейший орган чувств – кожный покров тела. Переохлаждение поверхности кожи оказывает стимулирующее действие на ее пороговые холодовые рецепторы [32]. На коже человека находится до 40 тысяч холодовых терморепцепторов. Для своевременного реагирования на опасные гипотермические ситуации холодовые рецепторы расположены ближе к поверхности, на глубине около 0,17 мм. Сходные по функциональному назначению тепловые терморепцепторы располагаются на глубине 0,3 мм. Технологическая задача отвода теплоты посредством криогенного газа сводится к переохлаждению поверхностного слоя кожи, в котором находятся холодовые рецепторы.

Переохлаждение инициирует передачу сигналов от холодовых рецепторов в центр терморегуляции. Полученная информация интегрируется по всему рецепторному полю и сопоставляется с имеющимся у субъекта опытом гипотермических состояний [30]. Так как в процессе эволюции организм человека никогда не сталкивался с подобным «сценарием» отвода теплоты, в качестве отклика реализуются защитные схемы, сформированные на более распространенные ситуации. Время передачи сигналов от рецепторов к центру терморегуляции сопоставимо с продолжительностью сеанса ОКВ. Обработка полученных сигналов начинается уже после прекращения криовоздействия. Криотерапевтический эффект является результатом неверной оценки центром терморегуляции информации, поступившей со всего рецепторного поля.

Интенсивность и продолжительность тревожных сигналов холодовых рецепторов оказывают определяющее влияние на достигаемый криотерапевтический эффект.

В общем случае информация о влиянии внешней среды передается посредством специальных нервных структур – анализаторов (сенсорных систем). Анализатор состоит из трех отделов: рецепторного, проводникового и коркового. Рецепторный отдел осуществляет восприятие энергии раздражителя и ее трансформацию в возбуждение. Проводниковый отдел – передачу возбуждения в кору голов-

ного мозга. Кораковый отдел анализирует возбуждение и формирует адекватную реакцию [33, 34].

Количественная связь между интенсивностью физического стимула и частотой потенциалов сенсорного действия является предметом изучения междисциплинарной науки – психофизики. Предмет исследования психофизики – установление количественных связей между энергией раздражителя и реакцией субъекта.

Американский психофизик Стивен Стенли Смит предложил использовать для описания указанных связей степенную зависимость

$$I_p = aS^n, \quad (1)$$

где I_p – субъективная величина ощущения; S – физический стимул, воспринимаемый анализатором; a , n – эмпирические константы [20].

Закон Стивенсона был положен в основу количественной оценки результатов криогенного стимулирующего воздействия.

Учитывая специфику взаимодействия поверхности тела и криогенного газа, было принято допущение о том, что в качестве стимула, раздражающего холодовые рецепторы, выступает не значение температуры кожи в зоне нахождения рецепторов, а разность между текущей температурой кожи и температурой холодного поражения. Принцип реакции на близость некоторого физического показателя к пороговому уровню широко применяется в биологических и кибернетических системах для предупреждения необратимых, разрушительных последствий.

Применительно к процессу охлаждения терминальный порог для поверхности кожи составляет $t_{\text{терм}} = -2,5$ °С [20]. Для того чтобы надежно предупреждать необратимые повреждения тканей, пороговые анализаторы интерпретируют физические раздражители нелинейно. Применительно к холодовой чувствительности наиболее приемлема гиперболическая интерпретация закона Стивенсона [20]:

$$I_{\text{с.д}} = \frac{a}{(t_3 - t_{\text{кр}})^n}, \quad (2)$$

где t_3 – температура поверхности эпителия; $t_{\text{кр}}$ – критическая температура эпителия (минимально допустимая температура кожи), $t_{\text{кр}} = t_{\text{терм}} + 0,5$ °С.

Выражение (1) позволяет количественно описывать интенсивность сигнала, поступающего с единицы поверхности кожного покрова при известном значении его температуры. Зависимость интенсивности стимулирующего действия от значения температуры поверхности иллюстрируется диаграммой $I_{с.д} = f(t)$ (рис. 1). График показывает, что при температуре поверхности объекта выше $2\text{ }^{\circ}\text{C}$ интенсивность стимулирующего действия пренебрежимо мала. По мере приближения температуры поверхности объекта к минимально допустимому уровню ($-2\text{ }^{\circ}\text{C}$) интенсивность стимулирующего воздействия на холодовые рецепторы многократно возрастает.

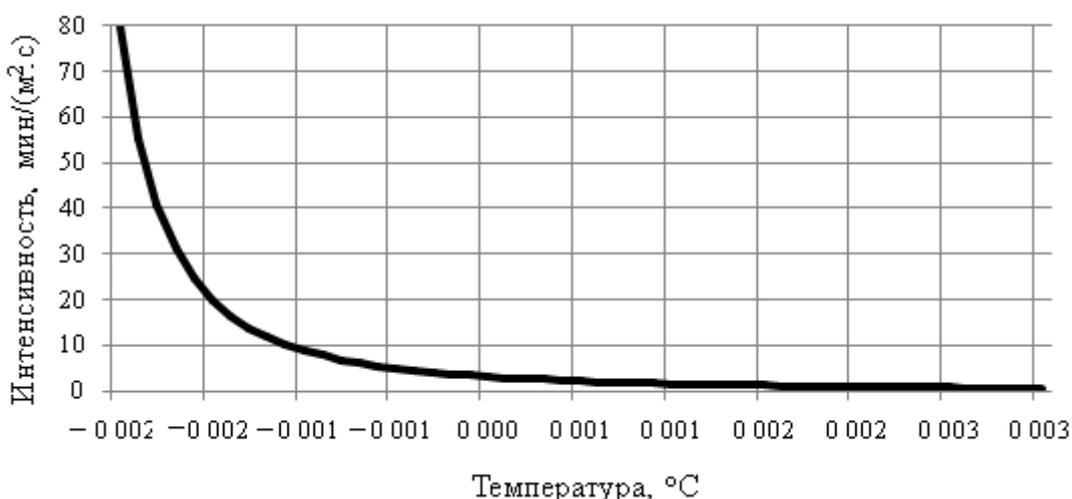


Рис. 1. Изменение интенсивности стимулирующего действия при понижении температуры поверхности тела

При равномерном охлаждении всей поверхности тела интенсивность раздражения холодовых рецепторов для всех точек тела одинакова. Тогда сумма сигналов, полученных со всех участков тела за время охлаждения, определяется из выражения

$$S_p = f \int_{\tau=0}^{\tau \leq \tau_{\max}} I_{с.д} \partial \tau, \quad (3)$$

где f – поверхность контакта теплоносителя и поверхности; τ_{\max} – максимальная безопасная продолжительность охлаждения.

Наиболее наглядным следствием криотерапии является анальгетическое действие, поэтому сумму тревожных сигналов, полученных из-за охлаждения поверхности кожи, удобно описывать длитель-

ностью анальгетического действия криотерапии, сокращенно – величиной *эффективного времени*:

$$\tau^* = f \int_{\tau=0}^{\tau \leq \tau_{\max}} \frac{a}{(t_{\Theta} - t_{\text{кр}})^n} \partial \tau. \quad (4)$$

Для расчета величины эффективного времени на основании известных из практики данных были подобраны значения констант $a = 20$, $n = 2$, при которых значение τ^* вычисляется в минутах.

Анализ выражения (3) показывает, что эффективность ОКВ в значительной мере зависит от выбора допустимой продолжительности охлаждения τ_{\max} . Это полностью соответствует результатам клинических наблюдений, так как увеличение экспозиции ОКВ всегда сопровождается ростом продолжительности позитивных результатов. Однако неограниченное наращивание экспозиции охлаждения может привести к проявлению негативных результатов. Исходя из существа физического процесса, на котором основана процедура, ее ожидаемым негативным последствием может стать холодовое повреждение покровных тканей кожи (обморожение). Практика гипотермических воздействий на организм человека показывает, что неявным риском ОКВ является общее переохлаждение тела пациента.

Обоснованный выбор продолжительности ОКВ может обеспечить защиту пациента от обморожения кожи и переохлаждения тела в целом. Тепловые процессы на поверхности и во внутренних слоях объекта ОКВ зависят от выбора температуры охлаждающего газа. Определить максимально допустимую продолжительность охлаждения можно только эмпирически. Исходя из приоритета безусловной безопасности пациента, недопустимо продолжать охлаждение в тех случаях, когда создается угроза обморожения кожного покрова или переохлаждение затрагивает внутренние органы, так называемое ядро тела пациента.

Условное деление тканей тела по реакции на изменение температуры было предложено И.А. Павловым [33]. Покровные ткани, так называемая оболочка тела, без ущерба переносят значительное переохлаждение, в то время как органы ядра тела при переохлаждении испытывают угнетение. Яркими представителями органов ядра тела являются легкие и сердце. Переохлаждение легких на 2–3 °С прово-

цирует развитие пневмонии. При переохлаждении сердца до температуры 26,5 °С происходит необратимая остановка водителя сердечного ритма, которая диагностируется как смерть от переохлаждения [33].

Исходя из практики применения ОКВ, в частности, при отсутствии побочных последствий, связанных с переохлаждением органов ядра тела, высказано предположение о том, что выбор экспозиции пребывания объекта ОКВ в криогенном газе ограничивает область распространения зоны переохлаждения пределами оболочки тела. В таком случае из рассмотрения исключаются активность и тренированность системы терморегуляции пациента, так как защита от переохлаждения обеспечивается теплоаккумулирующей способностью тканей оболочки.

Сформулированы два условия гипотермической безопасности объекта ОКВ: внешнее и внутреннее. Нарушение одного из указанных условий требует немедленного прекращения процедуры.

Внешнее условие ограничивает допустимое переохлаждение поверхности объекта ОКВ: $t_s > -2$ °С. Значение температуры прерывания ОКВ на 0,5 °С выше верхней границы диапазона холодовых поражений кожи ($-3,5 > t_s > -2,5$ °С), поэтому соблюдение внешнего условия гипотермической безопасности гарантирует полную защиту пациента от обморожений.

Внутреннее условие гипотермической безопасности объекта ОКВ накладывает ограничение на величину допустимого переохлаждения внутренней границы оболочки тела. В нормальных условиях температура этой зоны составляет 37 °С. Безопасно снижение температуры на один градус, т. е. $t_{0\text{ вн}} > 36$ °С. Внутреннее условие гипотермической безопасности ограничивает распространение переохлаждения тела за пределы оболочки, поэтому процедуры ОКВ можно выполнять без учета активности системы терморегуляции пациента. Это крайне важно, так как открывается доступ к криогенному физиотерапевтическому лечению всем пациентам независимо от возраста и состояния здоровья [35].

Система контроля температуры поверхности тела содержит не только пороговые, холодовые рецепторы, но и так называемые холодовые рецепторы «быстрой» чувствительности. Данная группа сенсоров встречается только у человека и приматов, так как призвана защищать тело от местных переохлаждений [34]. Сенсоры указанной

группы интерпретируют скорость изменения температуры поверхности кожи в тревожные сигналы, передаваемые в центр терморегуляции. Субъективно сигналы сенсоров этой группы воспринимаются как ощущение дискомфорта.

Для количественной оценки интенсивности негативных ощущений введен индекс гипотермического дискомфорта $k_{г.д}$, К/с:

$$k_{г.д} = \frac{\partial T}{\partial \tau} \quad (5)$$

Система количественной оценки эффективности комфортности и безопасности криотерапии создает условия для постановки численных экспериментов, направленных на оптимизацию техники и технологии криотерапии.

Практика криогенной физиотерапии в России показала, что безопасность пациента зависит от температурного режима процедуры. Крайне негативно влияет на состояние объекта охлаждения медленное понижение температуры газа в начале процедуры. Отмечено [21], что если температура газа за первые 20–30 с не опускается ниже 180 К, вместо позитивного действия возникает так называемый «простудный фактор» криотерапии. Субъект в течение 3–6 ч испытывает ощущение озноба, а в отдельных случаях – страдает ОРЗ.

Высказано предположение [20], что нарушение графика снижения температуры искажает тепловую схему криотерапевтического воздействия, увеличивает потери теплоты от центральной части тела – *ядра*. Обзор литературы по различным гипотермическим состояниям организма человека позволил выявить причину таких нарушений. У теплокровных организмов сформирована защитная реакция на резкое повышение отвода теплоты при падении в холодную воду. В данном случае отвод теплоты многократно превышает теплотворную способность тела и во избежание общего переохлаждения рефлекторно разрывается тепловая связь между ядром и оболочкой. Благодаря относительно большой массе (24 % от общего веса), высокой теплоемкости тканей и наличию теплоизолирующей структуры (жирового слоя) оболочка обеспечивает ядру пассивную защиту на время до 10–15 мин [20].

Переохлаждение оболочки может быть настолько велико, что восстановление тепловой связи с ядром будет возможно только

последовательно, от центра к периферии. Применительно к данной теме можно отметить, что «размыкание» тепловой связи ядро–оболочка происходит в тех случаях, когда температура воды ниже 14 °С.

Подсчитано, что в данном случае отвод теплоты с поверхности тела за счет естественной конвекции воды превышает 2 кВт/м². Высказано предположение [20], что защитный рефлекс запускается в том случае, когда потери теплоты превышают 2 кВт/м². При переходе к газообразным средам эффективность отвода теплоты снижается, поэтому отвод теплоты более 2 кВт/м² можно обеспечить при температуре газа ниже –90 °С. В начале сеанса ОКВ температурный уровень –90 °С должен быть пройден за период менее 30 с. Постепенное понижение температуры поверхности объекта снижает интенсивность отвода теплоты, и защитная реакция не будет инициирована до конца процедуры.

Определение количественных и причинно-следственных связей между достоверным физическим параметром процесса (температурой поверхности кожи) и физиотерапевтическим результатом охлаждения (временем анальгетического действия) является основой исследований по оптимизации технологии криотерапии.

2. ФИЗИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОБЪЕКТА ОБЩЕГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Исследования, направленные на усовершенствование техники и технологии для общего криотерапевтического воздействия, затруднены тем, что объектом охлаждения является тело человека. Данное обстоятельство практически полностью исключает возможность проведения физических экспериментов, направленных на выбор оптимальной температуры в зоне ОКВ и определение максимально допустимой экспозиции отвода теплоты криогенным газом, так как подобные эксперименты создают реальную угрозу здоровью и даже жизни человека. Обычно в таких случаях вместо человека в опасных для здоровья экспериментах используют лабораторных животных. Но в достижении криотерапевтического эффекта используется реакция холодных рецепторов кожи, строение которой у человека уникально. Кроме того, допустимая экспозиция охлаждения зависит от теплоаккумулирующей способности оболочки тела, которая неразрывно связана с общей массой животного. Невозможно подобрать модельное животное, обладающее сходными с человеком характеристиками. Несмотря на это попытки исследования эффекта криотерапии на лабораторных животных, преимущественно крысах, предпринимались неоднократно [36]. Практика показала, что научная ценность таких исследований невелика, так как невозможно экстраполировать полученные результаты на организм человека.

Единственным безопасным и эффективным методом исследований в области техники и технологии общей криотерапии является метод численного эксперимента. Численные исследования на математической модели объекта ОКВ обосновывают основные параметры технологического режима, оптимальный диапазон температуры теплоносителя и экспозицию охлаждения [20]. Математический аналог объекта ОКВ позволил построить математическую модель установки для реализации общего криотерапевтического воздействия – криотерапевтический комплекс (КТК).

Основу построения математической модели объекта ОКВ составляет физическая модель оболочки тела человека [36]. Физическая модель (ФМ) – это упрощенный аналог части тела человека, в котором происходят тепловые процессы, инициированные отводом теплоты посредством криогенного теплоносителя. Физическая модель

построена на основе ряда обоснованных допущений, направленных на упрощение физического и математического описания условий нестационарного переноса теплоты в покровных слоях тела человека.

Технология ОКВ представляет собой процесс быстрого переохлаждения внешней поверхности кожного покрова с целью раздражения рецепторов холодового анализатора кожи. Условия охлаждения, температура газа-теплоносителя и продолжительность отвода теплоты подбирают таким образом, чтобы минимизировать глубину распространения зоны изменения температуры тканей человеческого тела. Внутреннее условие гипотермической безопасности ограничивает допустимое переохлаждение тканей на внутренней границе жирового слоя оболочки величиной $1\text{ }^{\circ}\text{C}$. При таких ограничениях зона переохлаждения тканей под действием ОКВ локализуется в пределах оболочки тела, что значительно упрощает процесс построения ФМ объекта ОКВ [20].

Основу ФМ составляет геометрическое и анатомическое описание оболочки тела человека. Кожный покров пациента защищает организм от физических воздействий. Наряду с пассивной защитой от негативных факторов в организме сформирована система анализаторов, которые контролируют интенсивность воздействий и обеспечивают оценку степени их потенциальной опасности. Для распознавания и количественной интерпретации раздражителей в коже размещены специализированные рецепторы, в том числе холодовые.

Учитывая сложность анатомического строения кожного покрова, при построении ФМ было использовано упрощенное представление объекта переохлаждения. Исходя из того, что определяющее значение имеет способность оболочки аккумулировать и переносить теплоту, основные свойства оболочки тела человека были сформулированы следующим образом:

- оболочка тела представляет собой слоистую структуру, которая образована эпителием, жировой тканью и мышцами;
- слои эпителия и мышечной ткани выделяют теплоту метаболизма, которая равномерно распределена в их объеме;
- слой жировой клетчатки выполняет теплоизолирующую функцию и не продуцирует теплоту;
- наружный ороговевший слой эпителия пронизан холодowymi и тепловыми рецепторами;

– рецепторы регистрируют не температуру окружающей среды, а температуру наружного слоя эпителия.

Учитывая то, что при ОКВ основная часть тела пациента сохраняет температуру на постоянном уровне, ФМ представляет оболочку тела в виде полуограниченного тела [20]. Пассивная граница объекта охлаждения удалена от наружной поверхности на расстояние, значительно превышающее толщину оболочки [36], поэтому находится в пределах ядра тела.

Истинную толщину оболочки тела человека можно оценить исходя из существующего мнения о том, что масса тканей оболочки составляет 30 % от его веса [37]. Представив оболочку в виде плоского тела с постоянной толщиной, можно определить ее эффективную толщину по известной массе и площади поверхности тела:

$$M_o = 0,3M_T = \bar{\rho} \delta_o f_o, \quad (6)$$

где M_T – средняя масса тела человека, $M_T \approx 80$ кг; $\bar{\rho}$ – средняя плотность тела, $\bar{\rho} \approx 1000$ кг/м³; f_o – средняя площадь поверхности тела человека, $f_o \approx 1,6$ м². Средняя масса оболочки тела человека составляет около 24 кг.

С учетом разброса значений массы тела человека ($60 \leq M_T \leq 120$ кг) следует учитывать то, что масса и теплоаккумулирующая способность оболочки у разных субъектов будут существенно различаться ($18 \leq M_o \leq 36$ кг). Это необходимо иметь в виду при постановке частных экспериментов. Однако при формировании ФМ объекта ОКВ использовались среднестатистические значения.

Средняя толщина оболочки тела: $\delta_o = (\bar{\rho} f_o) / M_o$, т. е. около 0,015 м.

Геометрическая форма оболочки определена исходя из соотношения расчетного значения средней толщины и эффективного диаметра тела.

Упрощенная модель тела человека в виде цилиндра позволяет определить значение эффективного диаметра ($D^* \approx 0,3$ м).

Оболочка представляет собой объект, эффективный диаметр которого в 20 раз больше эффективной толщины, т. е. предложенный физиологами термин «оболочка» точно соответствует геометрическому строению этого объекта. Такое строение позволило пренебречь

кривизной оболочки и представить ее геометрическое строение в виде системы плоских теплопроводящих слоев: эпителия 1, жирового слоя 2 и слоя мышц 3 (рис. 2).

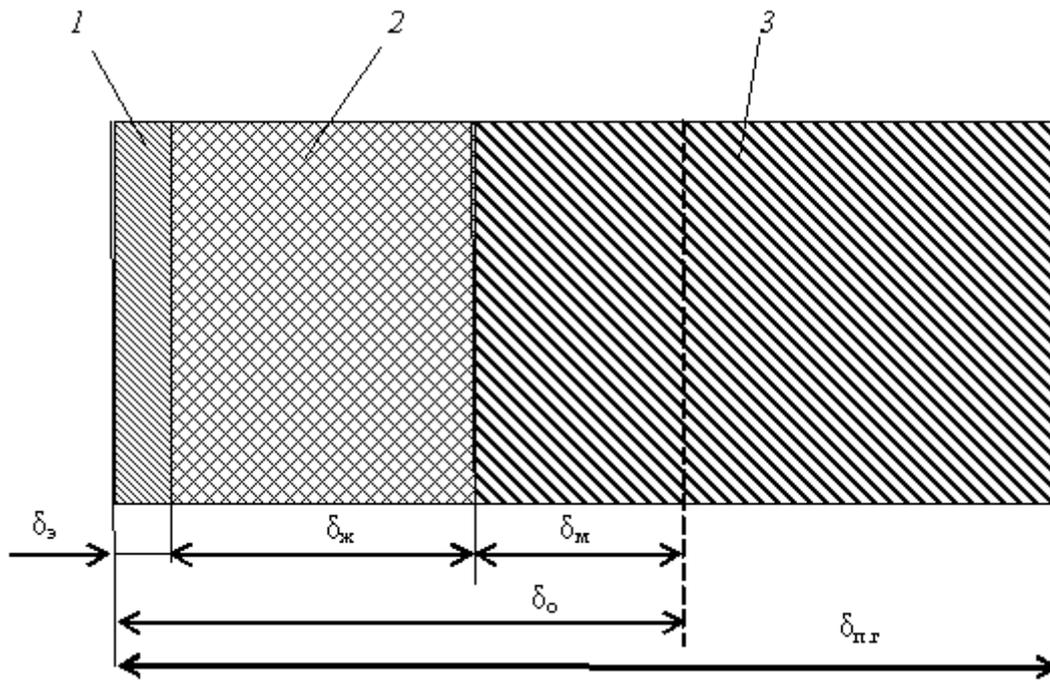


Рис. 2. Геометрическая модель оболочки тела человека:
1 – эпителий; 2 – жировой слой; 3 – слой мышц

Теплофизические свойства покровных тканей тела человека приведены в табл. 2.

Таблица 2

Теплофизические свойства покровных тканей тела человека [9]

Ткань	ρ , кг/м ³	φ , %	c , Дж/кг·К	λ , Вт/м·К	q_g , Вт/кг
Кожа	1093	72,0	3600	0,35	10,06
Мышцы	1041	80,0	3458	0,475	6,99
Жировая ткань	916	20	2250	0,21	–

На основе данных литературных источников приняты средние значения толщины слоев тканей оболочки: эпителий – $\delta_э = 2$ мм, жировая прослойка – $\delta_ж = 10$ мм, мышечная ткань – $\delta_м = 3$ мм. Принято допущение о том, что пассивная граница объекта охлаждения удалена от наружной поверхности тела на $\delta_м = 50$ мм [20].

Начальное распределение температур в слоях объекта ОКВ иллюстрируется графиком, приведенным на рис. 3.

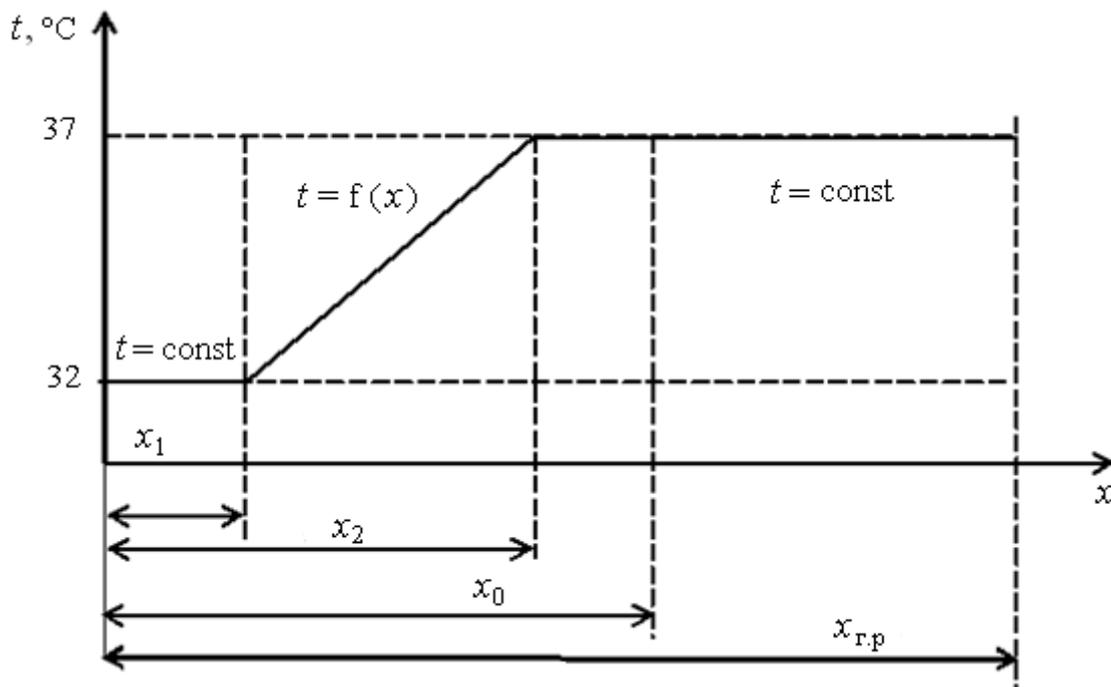


Рис. 3. Начальное распределение температур по слоям оболочки

Температура ядра тела $t_я$ постоянна и составляет 37 °C. Температура наружной поверхности тела зависит от интенсивности конвективного отвода теплоты в окружающую среду. Считается, что в комфортных условиях температура поверхности кожи 32 °C [37].

Учитывая малую толщину и относительно высокую теплопроводность слоя эпителия, температура оболочки в пределах этого слоя эпителия считается постоянной:

при $\tau = 0$, если $0 \leq x \leq x_1$, $t_0 = \text{const} = 32$ °C.

В нормальных условиях температура мышечного слоя равна температуре ядра тела:

при $\tau = 0$, если $x < x_2$, то $t_0 = \text{const} = 37$ °C.

Изменение температуры оболочки происходит в жировом слое по линейному закону:

при $\tau=0$, если $x_1 < x \leq x_2$, то $32 < t_0 < 37$ °С,
или $t_{0i} = t_3 + (t_M - t_3)(x_i - x_1) / (x_2 - x_1)$.

Свойства тканей в значительной степени определяются их высоким влагосодержанием. В пределах возможного изменения температуры тканей ($-2 < t_0 \leq 37$ °С) свойства тканей приняты постоянными.

Система допущений, положенная в основу физической модели объекта ОКВ, значительно упростила построение математической модели.

3. МАТЕМАТИЧЕСКАЯ МОДЕЛЬ ОБЪЕКТА ОХЛАЖДЕНИЯ

С учетом допущений, принятых при формировании ФМ объекта ОКВ, математическая модель оболочки тела человека была построена на базе одномерного уравнения энергии

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = - \frac{\partial q_x}{\partial x} + q_v, \quad (7)$$

где h – энтальпия (теплосодержание) материала на участке моделируемого объекта; q_x – поток теплоты сквозь слой; q_v – поток теплоты, выделяемой внутренними источниками в единице объема.

Уравнение энергии относится к дифференциальным уравнениям первого порядка, для решения которых чаще всего используются численные методы [38], в частности метод конечных разностей. Замена производных приближенными конечно-разностными соотношениями позволяет привести уравнение энергии к виду, пригодному для вычисления.

Уравнения с разностными приближениями составляются для всех узловых точек, включая и граничные. Решение дифференциального уравнения сводится к определению значений сеточной функции в узлах сетки [20].

При замене в уравнении (7) производных конечно-разностными приближениями получено:

$$\rho \frac{(h'_i - h_i)}{\Delta \tau} = - \frac{q_{i+1} - q_{i-1}}{\Delta x} + q_v, \quad (8)$$

где h_i, h'_i – теплосодержание материала в i -й точке в моменты времени τ и $\tau + \Delta \tau$, соответственно; q_{i+1}, q_{i-1} – подвод теплоты от последующей и предстоящей узловых точек, соответственно; q_v – подвод теплоты от внутренних источников в объеме, отнесенном к i -й точке.

Решение уравнения (8) относительно h'_i приводит его к следующему виду:

$$h'_i = h_i + \frac{(q_i - q_{i+1} + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}. \quad (9)$$

Данная схема аппроксимирует исходную задачу с первым порядком погрешности $O(\Delta x + \Delta \tau)$ и является условно устойчивой при значениях числа Фурье, удовлетворяющих условию: $F_0 = \frac{a\Delta\tau}{\Delta x^2} \leq 0,5$.

По известным теплофизическим характеристикам слоев объекта охлаждения можно оценить допустимое значение шага по времени $\Delta\tau$ (табл. 3).

Таблица 3

Расчет величины шага по времени

Ткань	$a = \frac{\lambda}{\rho c}, \frac{\text{м}^2}{\text{с}}$	$\Delta\tau = \frac{F_0\Delta x^2}{a}, \text{с}$
Эпителий	$9,89 \cdot 10^{-8}$	1,26
Жировая ткань	$12,2 \cdot 10^{-8}$	1,08
Мышцы	$9,7 \cdot 10^{-8}$	1,29

При шаге по координате $\Delta x = 0,5 \cdot 10^{-3}$ м шаг по времени не должен быть более $\Delta\tau = 1$ с.

Перенос теплоты вдоль горизонтальной оси X определяется законом Фурье:

$$q_{i-1} = -\lambda_{i-1} \left(\frac{\partial T}{\partial x} \right) \approx -\frac{(T_i - T_{i-1})}{\Delta x}; \quad (10)$$

$$q_{i+1} = -\lambda_{i+1} \left(\frac{\partial T}{\partial x} \right) \approx -\lambda \frac{(T_{i+1} - T_i)}{\Delta x}, \quad (11)$$

где Δx – расстояние между узловыми точками сетки (шаг разбиения).

Подвод теплоты от внутренних источников

$$q_v = \rho q_g, \quad (12)$$

где q_g – удельное тепловыделение.

От наружной поверхности объекта ($i = 1$) теплота отводится посредством конвективной теплоотдачи:

$$q_{i-1} = \alpha(T_1 - T_i), \quad (13)$$

где α – коэффициент теплоотдачи; T_1 – температура теплоносителя.

Выражение (13) представляет собой граничное условие третьего рода. Для каждого шага по времени текущее значение температуры оболочки в точке $i = 1$ известно по результатам предыдущих расчетов или из начальных условий [20].

Граничное условие на пассивной границе объекта определено в виде условия первого рода при $i = n$; $T_i = \text{const} = 310 \text{ К}$.

Новые значения энтальпии материала узловых точек вычисляются от наружной границы объекта к внутренней.

Для любого элемента (рис. 4) подвод теплоты от последующей точки ($i + 1 = 2$) рассчитывается по выражению (11):

$$q_{i+1} = -\lambda \frac{T_{i+1} - T_i}{\Delta x}, \quad \text{или} \quad q_{2 \rightarrow 1} = -\lambda \frac{T_2 - T_1}{\Delta x}.$$

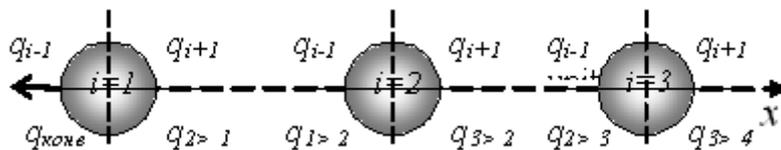


Рис. 4. Схема составления локальных тепловых балансов

При переходе к вычислению энтальпии для второй узловой точки массива при $i = 2$ подвод теплоты от предыдущей точки определяется выражением

$$q_{i-1} = q_{1 \rightarrow 2} = -\lambda \frac{(T_{i-1} - T_i)}{\Delta x} = -\lambda \frac{T_1 - T_2}{\Delta X}. \quad (14)$$

Используя числовые индексы тепловых потоков между соседними узлами, можно записать:

$$q_{1 \rightarrow 2} = -q_{2 \rightarrow 1}. \quad (15)$$

Полученное аналитическое равенство отражает физический смысл переноса теплоты от одного узла к другому и математически выражает понятие локального теплового баланса [36]. Равенство величины тепловых потоков позволяет значительно сократить объем вычислений. Для каждого узла, кроме $i = 1$, арифметическая величина теплового потока от предстоящей узловой точки q_{i-1} уже вычислена на предыдущем шаге по координате. Для того чтобы использовать результаты ранее выполненных вычислений, введем в рассмотрение буферную переменную $q_{\text{пред}}$, которая используется для описания количества теплоты, переданного предыдущей точке:

$$h'_i = h_i + \frac{(q_{\text{пред}} - q_{i+1} + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x r}. \quad (16)$$

Для наружного слоя подвод теплоты от предстоящего участка определяется конвекцией теплоносителя: если $i = 1$, то $q_{\text{пред}} = q_{\text{конв}}$.

После вычисления нового значения энтальпии для текущей точки h'_i буферной переменной присваивается расчетное значение теплового потока, полученного от последующей точки, но с отрицательным знаком: $q_{\text{пред}} = -q_{i-1}$.

Использование буферной переменной сокращает ошибки вычислений, связанные с циклическим повторением приближенных вычислений.

Начальные условия для модели объекта охлаждения определены физической моделью объекта ОКВ. В общем случае данные условия определяются путем ввода значений температуры эпителиального $T_э$ и мышечного $T_м$ слоев. Стандартные значения температур слоев составляют $T_э = 32$ °С и $T_м = 37$ °С. Программа допускает ввод других значений температур, что позволяет исследовать влияние начальных условий на общий ход процедуры. Например, моделировать криоте-

рапевтическое воздействие на объект с переохлажденной оболочкой $T_3 < 32$ °С или в условиях предварительного перегрева тела $T_m > 37$ °С.

При шаге разбиения $\Delta x = 0,5 \cdot 10^{-3}$ м число элементарных участков, расположенных в пределах оболочки тела, составляет не более 30. Общее число элементарных участков, расположенных в пределах полуограниченного тела, принято равным $n = 100$.

Математическая модель объекта ОКВ автоматически формирует массив данных, определяющих условия однозначности численного эксперимента. Для описания структуры оболочки тела пациента исходной является толщина слоев покровных тканей: δ_3 – толщина эпителия, $\delta_{ж}$ – толщина жировой ткани. В общем случае $1 \cdot 10^{-3} \leq \delta_3 \leq 3 \cdot 10^{-3}$ м, $5 \cdot 10^{-3} \leq \delta_{ж} \leq 15 \cdot 10^{-3}$ м. В экспериментах используются средние значения толщины внешних слоев оболочки: $\delta_3 = 2 \cdot 10^{-3}$ м, $\delta_{ж} = 10 \cdot 10^{-3}$ м. По заданным значениям толщины математическая модель объекта ОКВ вычисляет координаты границ внешних слоев оболочки. Координата границы эпителия и жирового слоя определяется толщиной слоя эпителия: $x_1 = \delta_3$. Граница жирового и мышечного слоев находится на удалении x_2 : $x_2 = x_1 + \delta_{ж}$.

После определения координат границ слоев математическая модель формирует целочисленный массив n_s , содержащий индекс узловых точек, – признак, который определяет, к какой ткани относится данный элементарный участок. Алгоритм присвоения целочисленного индекса n_s следующий:

если $1 \leq x_i < x_1$, то $n_{si} = 2$ (эпителий);

если $x_1 \leq x_i < x_2$, то $n_{si} = 3$ (жировой слой);

если $x_2 \leq x_i$, то $n_{si} = 1$ (слой мышц).

Для контроля соблюдения внутреннего условия гипотермической безопасности в целочисленной переменной n_2 определяется и фиксируется номер участка, на котором расположена внутренняя граница жирового слоя:

если $x_i = x_2$, то $n_2 = n_{si}$.

Для выполнения расчетов, связанных с вычислением начального распределения температур, в целочисленной переменной n_1 определяется и фиксируется номер участка, на котором расположена внутренняя граница эпителиального слоя n_1 :

если $x_i = x_1$, то $n_1 = n_{si}$.

Массив начальных значений температур узловых точек формируется с учетом заданного геометрического строения моделируе-

мого объекта. Для всех значений переменной в интервале от $1 \leq i \leq n$ рассчитываются значения температуры T_i в момент времени $\tau = 0$:

если $n_{si} = 2$, то $T_i = T_3$;

если $n_{si} = 3$, то $T_i = T_3 + \frac{(T_m - T_3)(i - n_1 - 1)}{(n_2 - n_1 - 1)}$;

если $n_{si} = 1$, то $T_i = T_m$.

Массив начальных значений температуры позволяет рассчитать начальные значения энтальпий в узловых точках. При вычислении начального теплосодержания учитываются теплофизические свойства соответствующего слоя. Для расчета энтальпии используется допущение, что при температуре дефростации покровных тканей ($T^* = 270$ К) энтальпия всех тканей равна нулю:

если $T_i = T^*$, то $h_i = 0$.

Полагая, что в интервале температур $270 \leq T_i \leq 310$ К теплоемкость всех покровных тканей постоянна, получим выражение для расчета энтальпии тканей всех участков:

при $\tau = 0$ $h_i = c_i(T_i - T^*)$.

Формирование начальных массивов температуры и энтальпии узловых точек автоматически выполняется в начале каждого численного эксперимента [20].

На последующих временных слоях значения энтальпии узловых точек рассчитываются по выражению (16). Затем по полученным значениям энтальпий определяются новые значения температуры:

при $\tau > 0$ $T_i = T^* + h_i / c_i$.

Для проведения исследований в области технологии общей криотерапии создана библиотека прикладных программ на алгоритмическом языке TurboPascal 7.0, преимуществом которого является широкое использование TPU-модулей. Данные модули представляют собой программный блок, образованный из исполняемых файлов, которые становятся доступными после упоминания названия модуля в заголовке основной программы.

Для моделирования тепловых процессов в объекте охлаждения предназначен TPU-модуль *BIOTEXT.TPU*, который включает в себя комплекс подпрограмм и функций, обеспечивающих моделирование переноса теплоты в слоях биологического объекта при внешнем охлаждении. Основой построения подпрограмм являются физическая и математическая модели объекта ОКВ.

Структура модуля *BIOTEXT.TPU* сформирована с учетом постановки разнообразных численных экспериментов. Для удобства многократного обращения к математической модели объекта криотерапевтического воздействия в состав модуля *BIOTEXT.TPU* включены подпрограммы и функции, которые не только обеспечивают численное решение уравнения энергии для многослойной биологической структуры, но и формируют весь комплекс условий однозначности математической модели объекта ОКВ [39].

Данные о физических свойствах покровных тканей передаются во внешние программные оболочки из подпрограммы *BIOCONST*, которая включает в себя 6 одномерных массивов, содержащих значения энтальпий тканей при температуре дефростации, теплопроводности, влагосодержания, плотности, удельного выделения теплоты, теплоёмкости.

Учет типа ткани в каждой узловой точке моделируемого объекта организован посредством одномерного массива *nss*, размер которого равен числу узловых точек в пределах пассивной границы полуограниченного тела. Значения элементов данного массива определяют физические свойства, используемые для решения уравнения энергии в указанной узловой точке. Массив целочисленных значений *nss* определяет геометрическую однозначность математической модели объекта ОКВ.

Блок-схема процедуры *BIONSS* приведена на рис. 5. По переданным из внешнего модуля данным (шагу разбиения слоев Δx , толщине эпителиального $\delta_э$ и жирового $\delta_ж$ слоев, общему числу элементарных участков n_i) подпрограмма возвращает номера узловых точек на границах между эпителиальным n_1 и жировым слоями, а также между жировым и мышечным слоями.

В пределах $1 \leq i \leq n_i$ подпрограмма *BIONSS* задает текущую координату элементарного участка x_i и сравнивает ее с координатами границ моделируемых слоев. В результате выполнения подпрограммы элементы целочисленного массива *nss* получают один из трех возможных индексов.

Узловые точки, расположенные в пределах мышечной ткани, получают индекс 1, в пределах эпителиальной ткани – индекс 2. Для элементов жировой ткани установлен индекс 3. Точки, расположенные на границах слоев, получают дополнительные индексы $n1, n2$ соответственно.

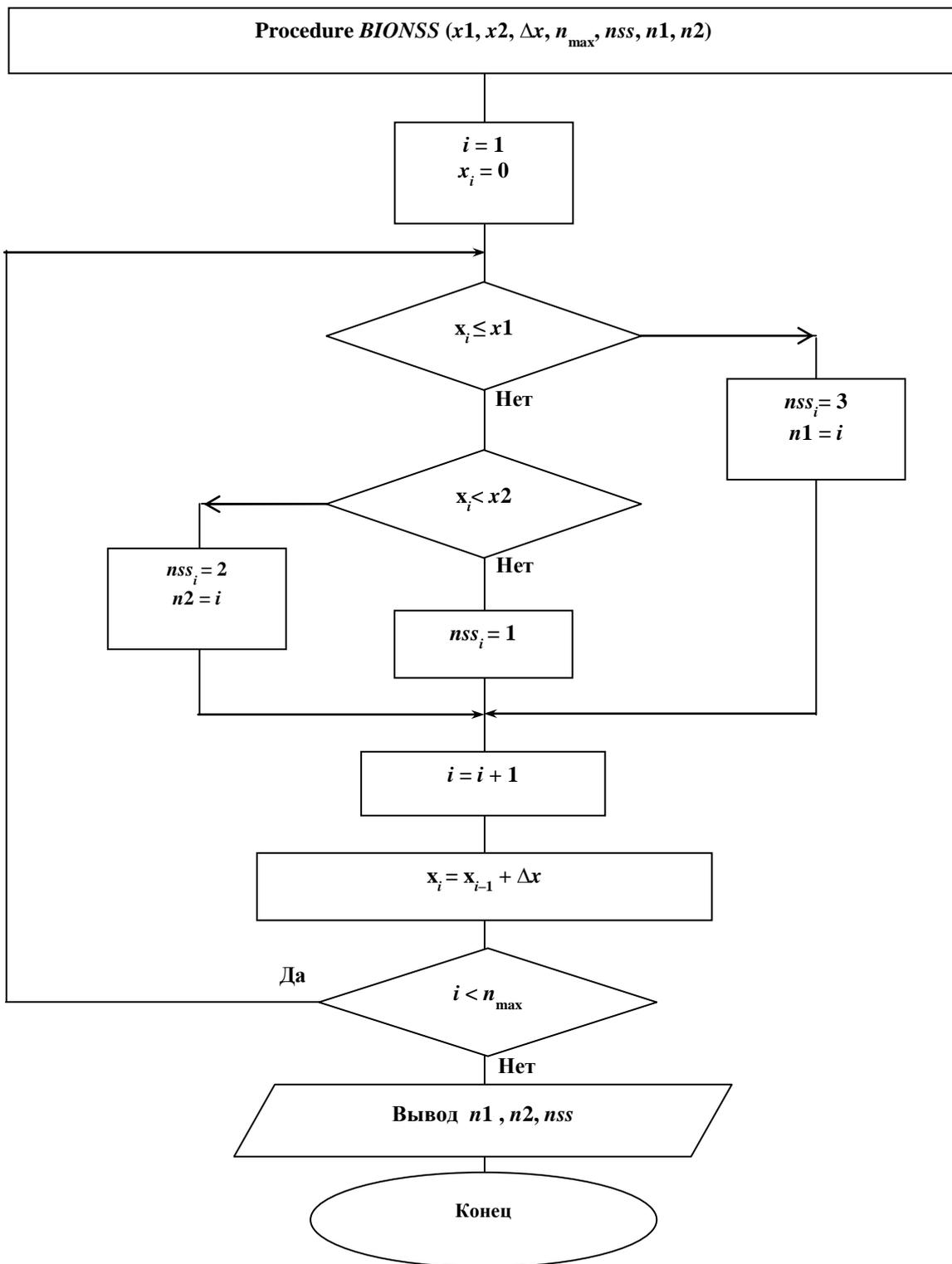


Рис. 5. Блок-схема процедуры для расчета определяющих характеристик объекта общего криотерапевтического воздействия *BIONSS*

Подпрограмма *BIONSS* запускается только при условии $\tau = 0$.

Основную роль в определении условий однозначности играет подпрограмма *BIOSTART*, которая автоматически формирует начальные условия для математической модели объекта криотерапевтического воздействия.

По переданным из внешнего модуля значениям целочисленного массива nss , значению температур слоя мышечной ткани $T1$ и поверхности эпителия, целочисленным индексам границ покровных слоев $n1$ и $n2$, подпрограмма вычисляет и возвращает одномерные массивы начальных значений температуры T_i и энтальпии h_i для всех узловых точек в пределах $1 \leq i \leq n_i$.

Характеристики покровных слоев определяются с учетом данных, полученных при выполнении подпрограмм *BIOCONST* и *BIONSS*.

Основные вычисления, связанные с решением уравнения энергии для многослойного твёрдого тела, выполняет подпрограмма *PACIENT*, которая обеспечивает вычисление новых энтальпий узловых точек моделируемого объекта. Затем по значениям энтальпий определяет новые значения температуры всех точек в пределах $1 \leq i \leq n_i$.

Блок-схема подпрограммы *PACIENT* приведена на рис. 6.

Для выполнения расчета используются текущие значения температуры и энтальпии узловых точек, заданная температура газа теплоносителя $T_{\text{тн}}$, данные о границах слоев $n1$, $n2$, шаге по координате и времени Δx , τ , а также расчетное значение коэффициента теплоотдачи от поверхности объекта к теплоносителю. Математическая модель объекта охлаждения снабжена стартовым модулем, образованным подпрограммами *BIONSS* и *BIOSTART*, которые вызываются при условии $\tau = 0$ (рис. 7).

Подпрограмма *PACIENT* передает новые значения энтальпии и температуры узловых точек во внешний программный блок, где они хранятся до следующего обращения к подпрограмме.

Интенсивность отвода теплоты и темп переохлаждения объекта ОКВ в значительной степени зависят от граничных условий, т. е. от температуры теплоотводящей среды (теплоносителя) $T_{\text{тн}}$ и эффективности отвода теплоты, которая описывается коэффициентом теплоотдачи α .

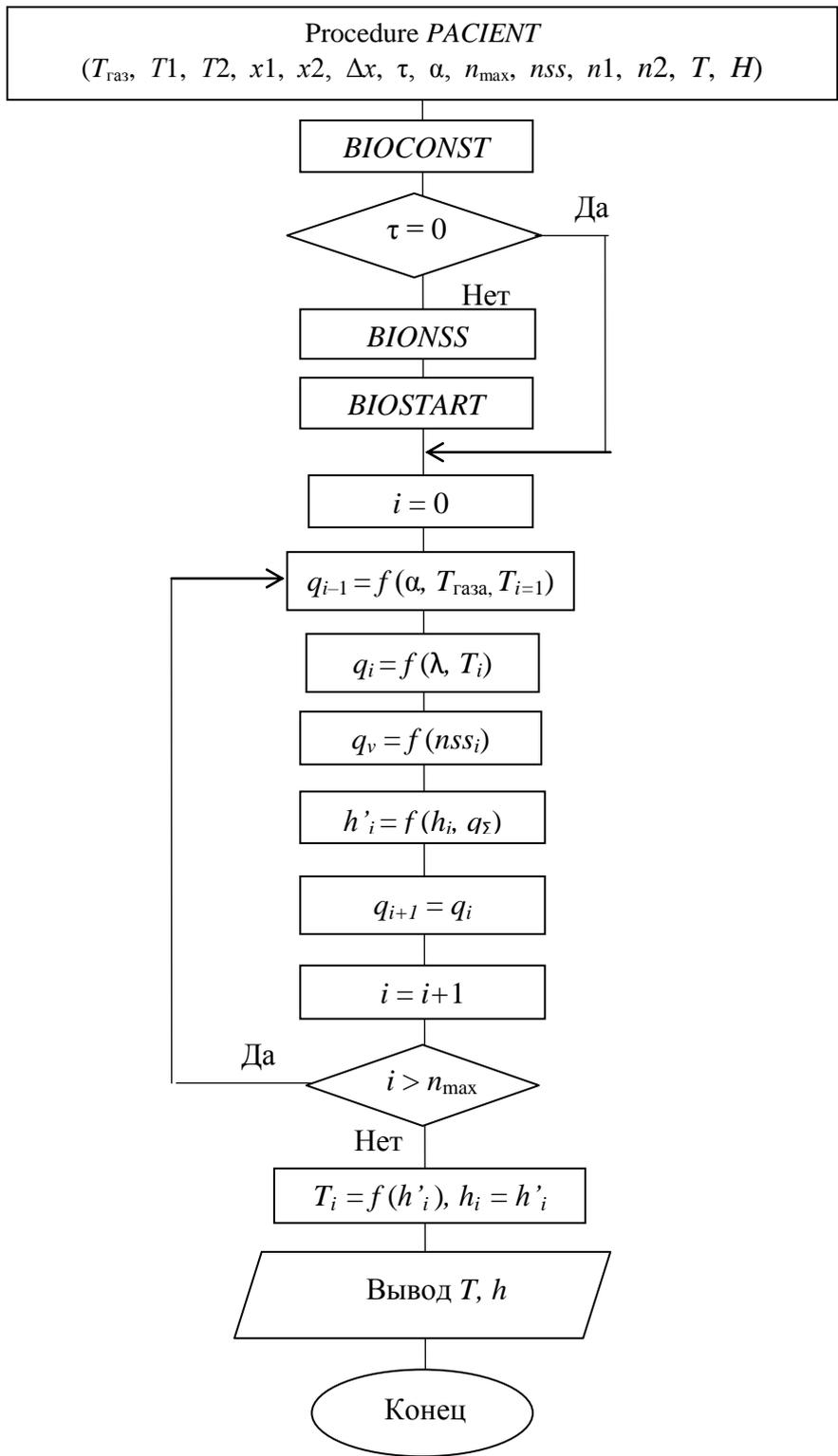


Рис. 6. Блок-схема основного программного модуля модели объекта криотерапевтического воздействия *PACIENT*

```

unit BIOTEXT;
Interface
Uses Crt, Dos, krigase;
procedure bioconst(var c,fi,ro,h271,lamd,qg:Array of Real;varrv:Real);
procedure pacientX(var t,h:Array of Real;nss:Array of Integer;f,alfa,tg,dtau,dh,T1,T2:real;n:integer);
procedure Biostart(var t,h:Array of Real;nss:Array of Integer;T1,T2:real;n,n1,n2:integer);
procedure Bio_nss(varnss:Array of integer; dh,h1,h2:real; n:integer;var n1,n2:integer);
procedure pacient(var t,h:Array of Real;Varnss:Array of
Integer;f,alfa,tg,dtau,dh,T1,T2,tau,h1,H2:real;n:integer;var n1,n2:integer);
procedure Standart(var
Tnmin,T1min,hh,h2,h1,DEK,T2,t1,dtau,Prtau,DPrtau,Prtaul,DPrtaul,tau,dh,FF,ksg,a:Real;var
Mg,n,N2,n1:integer);
functionalfwk (T,TW,L: Real; MG: Integer): Real;
functionalfwk (T,TW,L,w: Real; MG: Integer): Real;
procedure bioconstN(var c,fi,ro,h271,lamd,qg:Array of Real;varrv:Real);
procedure BiostartN(var t,h:Array of Real;nss:Array of Integer;T1,T2:real;n,n1,n2:integer);
procedure Bio_nssN(varnss:Array of integer; dh,h1,h2,Hn:real; n:integer;var n1,n2:integer);
procedure pacientN(var t,h:Array of Real;Varnss:Array of
Integer;f,alfa,tg,dtau,dh,T1,T2,tau,h1,H2,hN:real;n:integer;var n1,n2:integer);
procedureDir_Openx (varname_fil:array of String;nameX:array of String;katalog,name0:String);

```

Рис. 7. Текстовый заголовок *TPU*-модуля *BIOTEXT* с перечнем всех программных компонентов

Учитывая то, что отвод теплоты может осуществляться различными средами, граничные условия задаются за пределами подпрограммы *PACIENT*. При выполнении подпрограммы в нее передаются значения температуры $T_{\text{тн}}$, которые в большинстве случаев определены по условиям эксперимента. Отвод теплоты с поверхности объекта ОКВ обеспечивается естественной конвекцией теплоносителя, поэтому значение коэффициента теплоотдачи зависит от температуры теплоносителя и поверхности объекта ОКВ $T_{i=1}$. Так как температура поверхности постоянно изменяется, значения коэффициента теплоотдачи необходимо вычислять на каждом шаге по времени:

$$\alpha = f(T_{\text{тн}}, T_{i=1}),$$

где $T_{\text{тн}} = \text{const}$; $T_{i=1} = f(\tau)$.

Расчет текущих значений коэффициента теплоотдачи построен по традиционным расчетным методикам [40].

Свободное движение газа-теплоносителя в зоне ОКВ возникает за счет неоднородности распределения гравитационных сил. Однородность температуры газа нарушается из-за подвода теплоты с поверхности объекта криовоздействия. Разогрев газа создает разность плотностей и гравитационных сил, вызывает свободное, гравитационное перемешивание теплоотводящей среды. Для анализа сво-

бодного движения теплоносителя вокруг объекта охлаждения используются выражения, рекомендованные для описания процесса охлаждения плоской вертикальной пластины [40].

Интенсивность отвода теплоты с поверхности объекта ОКВ зависит от толщины пограничного слоя газа δ . При движении газа вдоль вертикальной стенки толщина ламинарного слоя увеличивается. Зависимость толщины ламинарного слоя от вертикальной координаты y описывается выражением [40]

$$\delta = 4,234 \sqrt{\frac{\mu \lambda y}{c_p \beta \rho_0^2 g \Delta T_2}}. \quad (17)$$

В пределах ламинарного слоя перенос теплоты зависит от теплопроводности газа, поэтому толщина пограничного слоя определяет величину коэффициента теплоотдачи при естественной конвекции:

$$\alpha = \frac{2\lambda}{\delta} = 0,473 \sqrt{\frac{c_p \beta \rho_0^2 g \Delta T_2 \lambda^3}{\mu y}}. \quad (18)$$

Для выполнения технических расчетов выражение (12) обычно приводят к безразмерному виду:

$$\text{Nu}_y = \frac{\alpha y}{\lambda} = 0,473 \text{Gr}_y \text{Pr}^{0,25}. \quad (19)$$

Режим движения теплоносителя и условия переноса теплоты определяются значениями критериев Грасгофа и Прандтля.

Значение критерия Грасгофа выполняется с учетом переменной температуры поверхности тела:

$$\text{Gr}_y = \frac{g \beta (T_{i=1} - T_{\text{TH}}) Y^3}{\mu^2 / \rho_0^2} = \frac{g \beta (T_{i=1} - T_{\text{TH}}) Y^3}{\nu_0^2}. \quad (20)$$

Значение критерия Прандтля определяется физическими свойствами теплоносителя при температуре T_{TH} :

$$\text{Pr} = \frac{\mu c_p}{\lambda}. \quad (21)$$

Режим движения теплоносителя определяется величиной произведения критериев Грасгофа и Прандтля. Если $Gr_y Pr < 10^3$, то теплоотдача происходит в ламинарном режиме, для которого значение критерия Нуссельта рассчитывается по формуле

$$\bar{Nu}_\ell = 0,63(Gr_\ell Pr)^{0,25}. \quad (22)$$

Для переходного режима движения газа $10^3 < Gr_y Pr < 6 \cdot 10^{10}$ рекомендовано [41] выражение

$$\bar{Nu}_{ж\ell} = 0,75(Gr_{ж\ell} Pr_{ж\ell})^{0,25} (Pr_{ж}/Pr_c)^{0,25}. \quad (23)$$

В случае развитого турбулентного течения газа коэффициент теплоотдачи вычисляются по выражению

$$Nu_{жх} = 0,15(Gr_{жх} Pr_{жх})^{0,33} (Pr_{ж}/Pr_c)^{0,25}. \quad (24)$$

Для удобства алгоритмического описания расчета критерия Нуссельта в условиях естественной конвекции использовано выражение

$$Nu = A(GrPr_{ж})^n (Pr_{ж}/Pr_c)^m. \quad (25)$$

Значения констант A , n и m в зависимости от режима течения приведены в табл. 4.

Таблица 4

Значения констант для вычисления критерия Нуссельта с учетом характера течения газового потока

Характер течения газового потока	$Gr_{жх} \cdot Pr_{жх}$	Коэффициенты		
		A	n	m
Ламинарный	$10^3 \div 10^9$	0,75	0,25	0,25
Переходный	$10^9 \div 6 \cdot 10^{10}$	0,40	0,30	0,25
Турбулентный	$> 6 \cdot 10^{10}$	0,15	0,33	0,25

Учитывая многократное повторение расчетов значения критерия Нуссельта для свободного конвективного движения газа, алгоритм вычисления реализован в виде самостоятельной функции *NussSWK* (рис. 8).

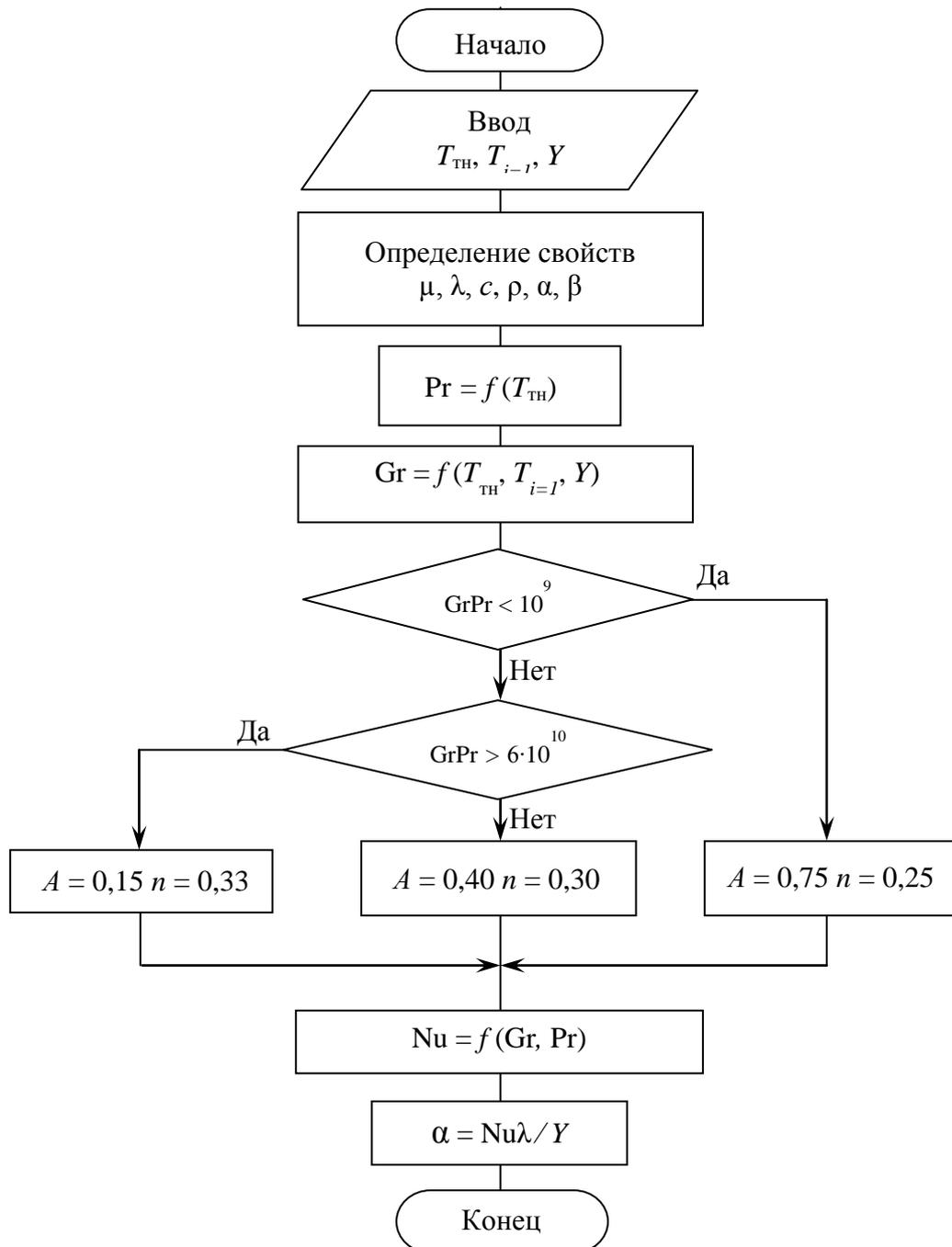


Рис. 8. Алгоритм вычисления коэффициента теплоотдачи при естественной конвекции теплоносителя (функция *NussSWK*)

При вынужденной конвекции используется аналогичное [25] выражение:

$$Nu_{жу} = A Re^n Pr^m . \quad (26)$$

Значения констант A , n и m в зависимости от режима течения приведены в табл. 5.

Таблица 5

Значения констант для вычисления критерия Нуссельта при вынужденном движении теплоносителя [40]

Характер течения газового потока	Re	Коэффициенты		
		A	n	m
Ламинарный	$< 10^4$	0,33	0,5	0,33
Переходный	$10^4 \div 4 \cdot 10^6$	0,30	0,65	0,35
Турбулентный	$> 4 \cdot 10^6$	0,0296	0,8	0,43

Для расчета коэффициентов теплоотдачи при естественной и вынужденной конвекции необходимо учитывать зависимость теплофизических и транспортных свойств криогенного теплоносителя от температуры. Для унификации подобных расчетов разработаны программные продукты, оформленные в виде *TPU*-модуля *KRIOGASE.TRU*.

Модуль содержит подпрограммы расчета транспортных и физических свойств воздуха и азота в диапазоне температур от 70 до 320 К и при атмосферном давлении, которые созданы на базе литературных данных [41, 42].

Содержание *TPU*-модуля *KRIOGASE* иллюстрируется рис. 9, на котором приведен текстовый заголовок с перечнем всех программных компонентов. Модуль *KRIOGASE* используется не только программами, но и отдельными модулями, например модуль *BIOTEXT* обращается к модулю *KRIOGASE* при вычислении коэффициентов теплоотдачи, поэтому модуль *KRIOGASE* указывается при перечислении подключенных *TPU* в заголовке модуля *BIOTEXT*.

```

unitKriogase:
Interface
functionAlfaKonw (T,TW,L,Wgas : Real ; MG: Integer): Real;
functionAlfaWW (T,L,Wgas,eps : Real ; MG: Integer): Real;
functionalfswk (T,TW,L: Real ; MG: Integer): Real;
functionalfH (T,TW,L: Real ; MG: Integer): Real;
functionBetaGas(T : Real ; MG: Integer): Real;
functionCGas(T : Real ; MG: Integer): Real;
functionDpgas(T,L,W : Real ; MG: Integer): Real;
functionDpgasP(T,L,W,p,de: Real ; MG,j: Integer): Real;
function DRSTEPP1(X,ST : Real): Real;
functionEpsL(L,d : Real): Real;
functionEpsLR(L,d,re : Real): Real;
functionEpsn(Re: Real): Real;
functionGrasgof(T,TW,L : Real ; MG: Integer): Real;
functionGammagas(T: Real ; MG: Integer): Real;
functionKf(T,L,W: Real ; MG: Integer): Real;
functionLamdGas(T : Real ; MG: Integer): Real;
functionMuGas(T : Real ; MG: Integer): Real;
functionMuGasj(T : Real ; MG,j: Integer): Real;
functionNussSWK(T,TW,L : Real ; MG: Integer): Real;
functionNussh(T,TW,L : Real ; MG: Integer): Real;
functionNusstr(T,Tw,L,D,Wgas : Real ; MG: Integer): Real;
functionNussWKw(T,L,Wgas : Real ; MG: Integer): Real;
functionNussWw(T,L,Wgas,eps: Real ; MG: Integer): Real;
functionPrandl(T: Real ; MG: Integer): Real;
function Ra(T,TW,L: Real ; MG: Integer): Real;
function REINOLDS(T,L,Wgas : Real ; MG: Integer): Real;
functionRogas(T:Real;MG:Integer):Real;
functionTTLeitGas(T: Real ; MG: Integer): Real;

```

Рис. 9. Текстовый заголовок *TPU*-модуля *KRIOGASE* с перечнем всех программных компонентов

Модуль *KRIOGASE* обеспечивает вычисление теплофизических свойств теплоносителя при различных температурах, расчет критериев Рейнольдса, Прандтля, Грасгофа и Нуссельта. Обращение к подпрограммам и функциям модуля обеспечивает расчет значений коэффициента теплоотдачи при естественном и вынужденном движении газа.

Для расчета физических свойств газа используются зависимости, сформированные на базе стандартных данных [42]. Учитывая условия работы криотерапевтических установок, принято допущение о том, что все процессы протекают при атмосферном давлении.

Преимуществом использования *TPU*-модулей является то, что локальные подпрограммы разрабатываются и отлаживаются вне связи с частными экспериментальными задачами. После включения в состав модуля подпрограммы и функции доступны только для использования и не поддаются спонтанному редактированию.

Описанный выше математический аппарат обеспечивает программную базу для выполнения исследований в области оптимизации технологии общего криотерапевтического воздействия.

4. ВЛИЯНИЕ АГРЕГАТНОГО СОСТАВА ТЕПЛОНОСИТЕЛЯ НА РЕЗУЛЬТАТЫ ОХЛАЖДЕНИЯ ПОВЕРХНОСТИ

Общую криотерапию ошибочно причисляют к классу гипотермических процедур, основанных на охлаждении всего организма [33]. Это ошибочное мнение сдерживает распространение технологии ОКВ в лечебных учреждениях России. Как было показано выше, некоторая потеря теплоты является негативным побочным эффектом криотерапии, в то время как лечебный эффект достигается за счет стимуляции холодовых рецепторов кожи [20]. Исходя из схемы достижения позитивного результата, который является следствием физического воздействия на органы чувств человека, криотерапевтические процедуры можно отнести к психотерапевтическим воздействиям. Процедура не перегружает систему терморегуляции, поэтому применяется без учета тренированности пациента. Гипотермические процедуры, напротив, используются для тренировки системы терморегуляции (закаливания) пациента. В отдельных случаях гипотермическое воздействие ставит целью подавление биологической активности отдельных органов или организма в целом. Например, гипотермия головного мозга снижает потребность мозговых клеток в кислороде, что позволяет производить операции по трансплантации сердца [33]. При реализации гипотермических процедур в качестве теплоотводящей среды обычно используют воду.

Некоторое внешнее сходство процедур в криогенных терапевтических системах и гипотермических устройствах является причиной того, что эти процессы постоянно противопоставляются друг другу. До появления в России специальной криотерапевтической аппаратуры большинство авторов высказывало мнение о том, что охлаждение криогенным газом является ловким маркетинговым ходом, направленным на удорожание лечения, в то время как простые и доступные процедуры в холодной воде гораздо лучше охлаждают тело человека, поэтому превосходят криотерапию по эффективности [31]. Однако подобные заявления противоречат известным из клинической практики данным о лечебных преимуществах криотерапии [33]. В частности, несмотря на многолетнюю практику водолечения и зимнего плавания, нет примеров излечения таких заболеваний, как ревматоидный артрит или псориаз, в то время как общая криотерапия успешно лечит эти заболевания [2]. Очевидно, что отвод теплоты

посредством криогенного газа оказывает на тело человека принципиально иное воздействие, которое невозможно оказать при использовании водяного охлаждения.

Математическая модель объекта ОКВ и программное обеспечение для ее реализации позволяют проанализировать тепловые процессы в оболочке тела в условиях свободной конвекции жидкого и газообразного теплоносителя.

Физическая суть эксперимента по сравнению результатов охлаждения жидким и газообразным теплоносителями поясняется схемой, приведенной на рис. 10. Объект со стандартным распределением температуры и толщиной покровных слоев охлаждается отводом теплоты за счет естественной конвекции теплоносителя температурой $T_{\text{тн}}$.

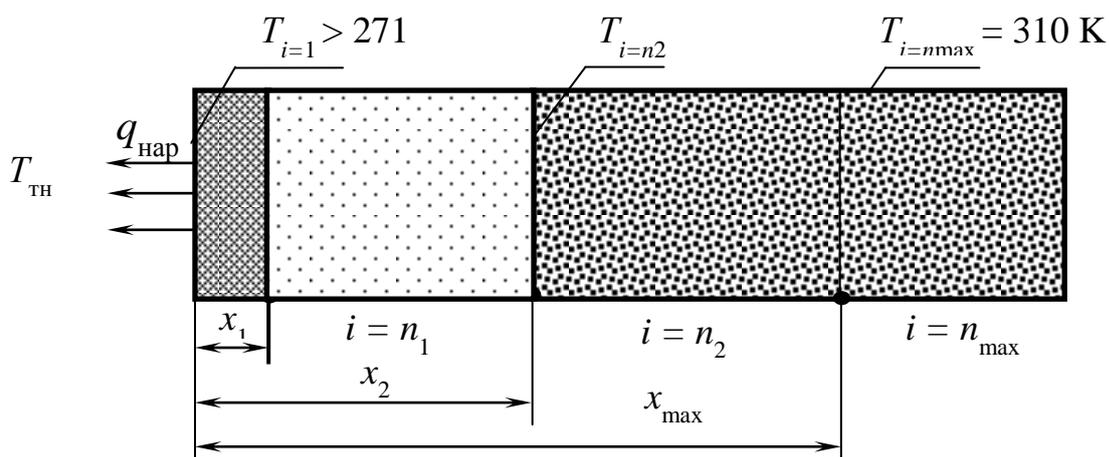


Рис. 10. Схема эксперимента по сопоставлению тепловых процессов при охлаждении объекта жидким и газообразным теплоносителями

Граничное условие для наружной поверхности объекта охлаждения записывается в виде:

$$q_{x_{i-1}} = \alpha(T_{i=1} - T_{\text{тн}}), \quad (27)$$

где α – коэффициент теплоотдачи при естественной конвекции теплоносителя.

Методика расчёта величины коэффициента теплоотдачи при естественной конвекции теплоносителя рассмотрена выше.

Теплофизические характеристики газообразного теплоносителя определены с использованием баз стандартных данных и рассчитываются посредством функций *TPU*-модуля *KRIOGASE*. Для проведения экспериментов по анализу переноса теплоты жидким теплоносителем используются стандартные данные о свойствах воды при температуре от 273 до 293 К (табл. 6).

Таблица 6

Физические свойства воды при температуре от 273 до 293 К [43]

Температура, К	ρ_0 , кг/м ³	C_p , Дж/(кг·К)	μ , Па·с	λ , Вт/(м·К)	Pr	β , К ⁻¹
273	999,87	4190	1,73E-03	0,5535	13,10	6,00E-05
274	999,93	4190	1,67E-03	0,5556	12,62	4,00E-05
275	999,97	4190	1,62E-03	0,5577	12,16	2,00E-05
276	999,99	4190	1,57E-03	0,5598	11,73	1,00E-05
277	1000,00	4190	1,52E-03	0,5619	11,33	1,00E-05
278	999,99	4190	1,47E-03	0,5640	10,94	2,00E-05
279	999,97	4190	1,43E-03	0,5661	10,57	4,00E-05
280	999,93	4190	1,39E-03	0,5682	10,22	5,00E-05
281	999,88	4190	1,35E-03	0,5703	9,89	7,00E-05
282	999,81	4190	1,31E-03	0,5724	9,57	8,00E-05
283	999,73	4190	1,27E-03	0,5745	9,27	1,00E-04
284	999,63	4190	1,24E-03	0,5766	8,98	1,10E-04
285	999,52	4190	1,20E-03	0,5787	8,71	1,20E-04
286	999,40	4190	1,17E-03	0,5808	8,45	1,30E-04
287	999,27	4190	1,14E-03	0,5829	8,19	1,40E-04
288	999,13	4190	1,11E-03	0,5850	7,96	1,60E-04
289	998,97	4190	1,83E-03	0,5871	13,06	1,70E-04
290	998,80	4190	1,06E-03	0,5892	7,51	1,80E-04
291	998,62	4190	1,03E-03	0,5913	7,30	1,91E-04
292	998,43	4190	1,01E-03	0,5934	7,10	2,01E-04
293	998,23	4190	9,81E-04	0,5955	6,90	2,11E-04

Условия однозначности для одномерной модели объекта криотерапевтического воздействия определены при построении математической модели.

Замена теплоносителя меняет только внешнее граничное условие, так как плотность отводимого теплового потока зависит от разности температур между теплоотводящей средой и поверхностью тела, а также физических свойств охлаждающего вещества.

Для наглядности результатов эксперимента можно использовать математическую модель объекта ОКВ со средними анатомическими характеристиками: $\delta_3 = 0,002$ м, $\delta_{ж} = 0,01$ м. Значения координат границ слоев оболочки: $x_1 = \delta_3 = 2 \cdot 10^{-3}$ м; $x_2 = x_1 + \delta_{ж} = 12 \cdot 10^{-3}$ м (см. рис. 10).

При заданной величине шага разбиения оболочки на элементарные участки $\Delta x = 0,5 \cdot 10^{-3}$ м, число элементарных участков, приходящихся на первые два слоя, $n_2 = 25$. Пассивная граница тела расположена в точке $i = n_{\max} = 100$.

Задача эксперимента состоит в моделировании процесса естественного конвективного отвода теплоты жидким и газообразным теплоносителями в пределах безопасной для здоровья пациента экспозиции, т. е. до тех пор, пока внешний отвод теплоты не нарушает установленных условий гипотермической безопасности. В ходе численного эксперимента проверку соблюдения условий гипотермической безопасности выполняют на каждом новом временном слое:

$$T_{i=1} > 271 \text{ К}, \quad T_{i=n_2} > T_{i=n_{\max}} - 1 = 309 \text{ К}.$$

Нарушение одного из двух условий гипотермической безопасности приводит к прекращению численного эксперимента, т. е. определяет максимально допустимую продолжительность охлаждения:

$$\text{если } T_{i=1} = 271 \text{ К или } T_{i=n_2} = 309 \text{ К, то } \tau_{\max} = \tau.$$

Во время эксперимента температуру теплоносителя принимают постоянной, температуру газа – равной $T_{\text{тн-1}} = 140$ К, температуру воды – $T_{\text{тн-2}} = 273$ К.

Учитывая то, что многие авторы связывают лечебный эффект криотерапевтического воздействия с количеством отведенной теплоты или гипотермическим дискомфортом пациента, наряду с вычислением полей температур и энтальпий оболочки объекта ОКВ вычисляют некоторые вспомогательные значения.

Осуществляют численное интегрирование теплоты, отведенной с поверхности объекта:

$$Q_{i-1} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} q_{i-1} \partial \tau.$$

Вычисляют плотность теплового потока через границу слоя жира и мышц ($i = n_2 = 25$), а также суммарный отвод теплоты от ядра тела:

$$q_{i=n_2} = -\lambda_i \frac{(T_{i+1} - T_i)}{\Delta x}, \quad Q_{i=n_2} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} q_{i=n_2} \partial\tau.$$

Определяют достигаемую величину эффективного времени τ^* и индекс гипотермического дискомфорта $k_{г.д}$:

$$\tau^* = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} \frac{20}{(T_{i=1} - T_{кр})^2} \partial\tau, \quad k_{г.д} = \frac{\partial T_{i=1}}{\partial\tau}.$$

Численные значения расчетных показателей процесса охлаждения приведены в табл. 7.

Таблица 7

Результаты численного эксперимента по сопоставлению процессов охлаждения оболочки тела жидким и газообразным теплоносителями

Показатель	Теплоноситель	
	Газ, $T = 140 \text{ К}$	Вода, $T = 273 \text{ К}$
Продолжительность охлаждения τ_{\max} , с	159	177
Минимальная температура на поверхности объекта $T_{i=1}$, К	271,0	278,5
Минимальная температура оболочки на границе слоев $t_{i=25}$, К	309,2	309,0
Эффективное время τ^* , мин	325	32
Максимальный поток теплоты с поверхности объекта $q_{i=1}$, кВт/м ²	3,5	11,3
Минимальный поток теплоты с поверхности объекта $q_{i=1}$, кВт/м ²	2,3	1,1
Суммарный отвод теплоты с поверхности объекта $Q_{i=1}$, кДж/м ²	440	410
Максимальный поток теплоты через границу слоев $q_{i=25}$, Вт/м ²	95	120
Общий отвод теплоты через границу слоев $Q_{i=25}$, кДж/м ²	10,2	12,5

Охлаждение объекта в газовой среде было прекращено ввиду нарушения внешнего условия гипотермической безопасности, так как температура поверхности объекта опустилась ниже допустимого уровня ($T_{i-1} = 271$ К). Отвод теплоты жидким теплоносителем был прекращен из-за нарушения внутреннего условия гипотермической безопасности, поскольку температура на внутренней границе жирового слоя достигла критического значения: $T_{i-25} = 309$ К (см. табл. 7).

Различия в ходе процесса охлаждения объекта наглядно иллюстрируют графики изменения температуры поверхности объекта $T_{i=1}$ при контакте с жидким и газообразным теплоносителями (рис. 11). Использование криогенного теплоносителя обеспечивает переохлаждение поверхности объекта до субтерминального температурного уровня ($271 < T_{i=1} \leq 275$ К), который обеспечивает интенсивное стимулирующее воздействие на холодовые рецепторы кожи. В результате этого расчетная продолжительность позитивного действия криотерапии составила $\tau^* = 325$ мин (см. табл. 7).

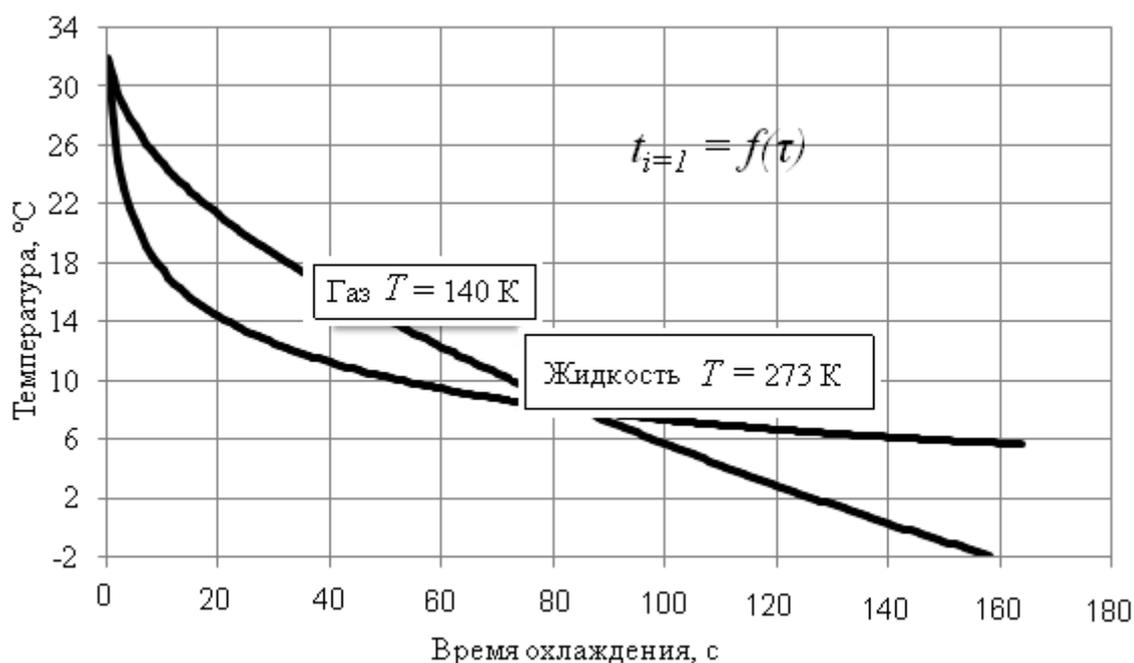


Рис. 11. Изменение температуры поверхности объекта в жидком и газообразном теплоносителях

В воде температурой 273 К температура поверхности объекта быстро снижается только первые 20 с, затем темп охлаждения быстро

падает и кривая $T_{i=1} = f(\tau)$ асимптотически приближается к значению $T_{i=1} = 278,5$ К.

Гипотермический дискомфорт пациента определяется темпом изменения температуры поверхности объекта [20]. Особенно велик дискомфорт в начальной фазе охлаждения в жидком теплоносителе. Максимальное значение индекса гипотермического дискомфорта для этого варианта составило $k_{г.д} = 5,8$ К/с. Охлаждение криогенным газом не обеспечивает высокого темпа снижения температуры, поэтому максимум индекса дискомфорта для этого варианта составляет $k_{г.д} = 1,5$ К/с.

Результаты эксперимента хорошо согласуются с практически наблюдениями. Известно, что контакт с холодной водой вызывает у пациентов мощное ощущение дискомфорта, которое может стать причиной ряда негативных последствий [37]. В то же время дискомфорт от водных процедур субъективно воспринимается как признак интенсивного охлаждения, поэтому распространено заблуждение о том, что вода лучше стимулирует систему терморегуляции. Однако в действительности водные процедуры обладают меньшим лечебным эффектом. Расчетное значение эффективного времени водного охлаждения составило всего $\tau^* = 32$ мин, что на порядок ниже эффекта, достигаемого при использовании газообразного теплоносителя (см. табл. 7).

Тепловой поток к жидкому теплоносителю велик только в начальный момент охлаждения, так как по мере переохлаждения поверхности объекта плотность теплового потока быстро снижается из-за уменьшения разности температур между объектом и теплоносителем. За время охлаждения поток уменьшается от 11,3 до 1,1 кВт/м² (см. табл. 7). Высокая температура теплоносителя не позволяет поддерживать интенсивный отвод теплоты, поэтому к концу эксперимента переохлаждение поверхности объекта практически прекращается (см. рис. 11).

Градиент температуры между криогенным газом и объектом охлаждения зависит в основном от температуры газа. За время эксперимента снижается незначительно (от 165 до 131 К), т. е. на 20 %. Из-за этого максимальное значение плотности отвода теплоты с поверхности объекта ($q_{i=1} = 3,5$ кВт/м²) незначительно отличается от минимального значения ($q_{i=1} = 2,3$ кВт/м²). При этом средний поток

теплоты с поверхности объекта ($2,9 \text{ кВт/м}^2$) почти в 30 раз превышает номинальную теплотворную способность тела ($0,1 \text{ кВт/м}^2$) [35].

Суммарный отвод теплоты с единицы поверхности объекта в газовой среде составил 440 кДж/м^2 . В пересчете на полную поверхность тела потеря теплоты в ходе криотерапевтического воздействия составляет около 700 кДж , т. е. примерно 8 % от суточного производства теплоты организмом человека со средней интенсивностью труда [36]. Вопреки ожиданиям потеря теплоты в жидкой охлаждающей среде оказалась несколько меньше (410 кДж/м^2), что связано с соблюдением условий гипотермической безопасности.

Основная часть отведенной от поверхности объекта теплоты получена за счет переохлаждения покровных тканей:

$$Q_{i=1} \approx 40Q_{i=25}.$$

Оценить структуру теплоты, отведенной теплоносителем, можно путем вычисления изменения значения энтальпии на каждом элементарном участке объекта:

$$\Delta h_{i,\tau} = h_{i,\tau=0} - h_{i,\tau=\tau_{\max}},$$

что позволяет оценить теплоту переохлаждения эпителиального и жирового слоев:

$$Q_{\text{э}} = \sum_{i=1}^{i=n_1} \Delta h_i \rho_i \Delta x;$$

$$Q_{\text{ж}} = \sum_{i=n_1+1}^{i=n_2} \Delta h_i \rho_i \Delta x.$$

Теплота, отведенная с наружной поверхности объекта охлаждения, складывается из трех компонентов: теплоты переохлаждения эпителиального и жирового слоев; теплоты метаболизма, выделенной в эпителиальном слое; теплоты, подведенной в оболочку от ядра тела:

$$Q_{i-1} = (Q_{\text{э}} + Q_{\text{ж}}) + Q_{\text{вэ}} + Q_{\text{я}}.$$

Количество теплоты метаболизма вычисляется с учетом толщины, плотности и удельной теплотворной способности эпителиального слоя:

$$Q_{vэ} = \Delta x (n_1 - 1) \rho_э q_{vэ} \tau_{\max} .$$

Тепловой баланс наружных слоев оболочки объекта в виде гистограммы представлен на рис. 12.

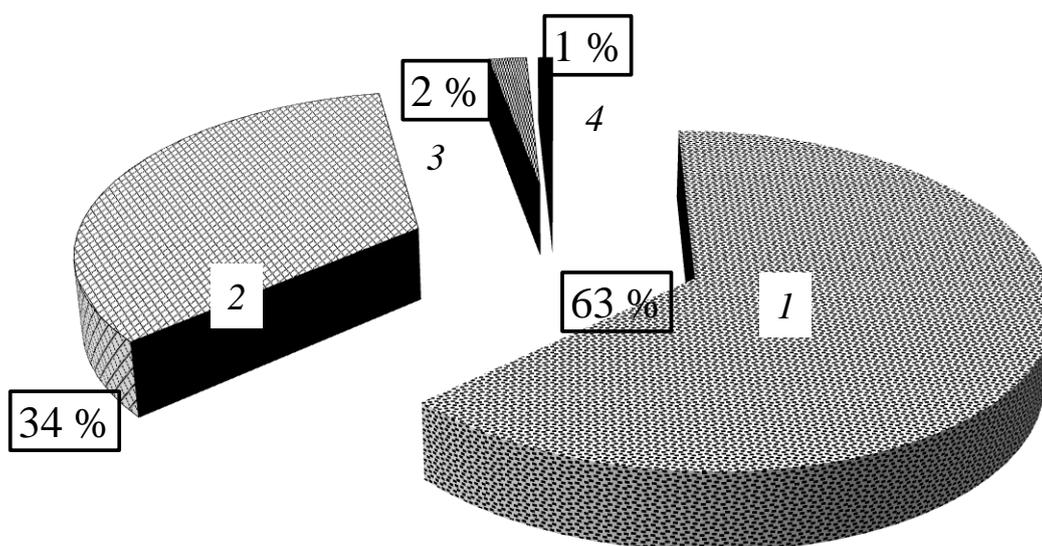


Рис. 12. Структурный состав теплоты, отведенной от поверхности объекта криогенным газом:

- 1 – теплота переохлаждения эпителиального слоя; 2 – теплота переохлаждения жирового слоя; 3 – теплота, отведенная от ядра тела; 4 – теплота от внутренних источников в слое эпителия

Основная доля теплоты (63 %) получена за счет переохлаждения эпителиального слоя. При переохлаждении жирового слоя получено 34 % отведенной теплоносителем теплоты. Ядро тела защищено от переохлаждения теплоаккумулирующей способностью тканей оболочки, за счет которой покрывается 97 % отведенной теплоты. От внутренних слоев объекта отведено всего 2 % теплоты, полученной теплоносителем. Доля тепловыделений внутренних источников эпителиального слоя составляет всего 1 %.

На основании данных об источниках отведенной теплоты можно сделать вывод о том, что безопасность пациента во время процедур ОКВ не зависит от тренированности его системы терморегуляции. Это позволяет проводить процедуры без учета физиологических особенностей субъекта.

Анализ тепловых процессов в оболочке тела человека при отводе теплоты посредством жидкого и газообразного теплоносителей показал, что между гипотермическими и криотерапевтическими процедурами существуют принципиальные различия, которые определяют известные из лечебной практики преимущества ОКВ. Ввиду относительно высокой температуры вода не способна охладить поверхность тела пациента до температуры, обеспечивающей формирование существенного криотерапевтического эффекта.

Следует отметить, что выводы, сделанные на основе результатов численного эксперимента, полностью соответствуют практическому опыту применения охлаждающих процедур в медицине. До появления криогенной методики не существовало клинического или народного опыта лечения ревматоидного артрита или псориаза при помощи охлаждающих агентов. И это несмотря на то, что купание в холодной воде имеет многовековую, если не тысячелетнюю, практику. Единственным объяснением того, что до конца второй половины XX века никто не описывал примеров излечения артрита или псориаза после купания в ледяной воде, является невозможность такого лечения по физическим условиям. Применение в качестве теплоносителя газа с криогенной температурой обеспечивает успешное лечение этих и других тяжелых заболеваний, что подтверждает наличие у метода общей криотерапии принципиальных отличий, которые и обеспечивают его лечебные преимущества. Криогенный газ способен за короткое время переохладить поверхность тела до умеренно отрицательных температур, что в значительной степени определяется выбором оптимальной температуры газа.

5. ВЫБОР ОПТИМАЛЬНЫХ ПАРАМЕТРОВ ТЕХНОЛОГИЧЕСКОГО РЕЖИМА ОБЩЕГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Современное состояние техники и технологии является следствием многолетнего бессистемного развития метода. Физическая теория процедуры сформулирована спустя 20 лет после начала клинического применения общей криотерапии. Технология общей криотерапии сформировалась на основе субъективных оценок разработчиков.

Автор метода Т. Ямаучи утверждал [22], что случайно обнаружил эффект обезболивания ревматических суставов при контакте с холодным атмосферным воздухом, а затем предположил существование зависимости между температурой охлаждающей среды и длительностью лечебного эффекта. Исходя из этого предположения, он начал постепенно понижать температуру газа, охлаждающего больной участок тела [21, 43, 44]. Т. Ямаучи не описал причины, которые побудили его перейти к охлаждению всей поверхности тела, несмотря на то, что именно переход от локального воздействия к общему является основой клинического распространения криогенной физиотерапии.

Версия об «эмпирическом» становлении метода общей криотерапии не выдерживает критики. Атмосферный воздух, особенно воздух на японских островах, не может охладиться до температур, способных обеспечить существенное переохлаждение зоны расположения холодовых рецепторов без переохлаждения ядра тела [22]. Однако именно данная версия получила распространение в популярной литературе и даже среди специалистов. Длительное время считалось, что для повышения криотерапевтического эффекта надо максимально снижать температуру охлаждающей среды. Рассматриваемый метод многие авторы называют экстремальной криотерапией [26]. В отдельных публикациях высказывается предложение проводить ОКВ при температуре, близкой к точке кипения жидкого гелия [28]. На практике это предложение неосуществимо, так как невозможно использовать для физиотерапевтического воздействия на кожу температуры, при которых воздух находится в сконденсированном или даже твердом состоянии.

Судя по публикациям, у многих врачей сохраняется метафизическое представление о том, что для достижения эффекта достаточно просто оказаться в воздушной среде с низкой температурой [10]. При этом параметры технологии ОКВ остаются без должного внимания.

Данная ситуация сложилась вследствие неверного толкования первичных материалов о практике лечебного применения ОКВ. Т. Ямаучи утверждал, что температура воздуха в камере для общей криотерапии составляет $-180\text{ }^{\circ}\text{C}$ [22]. Сведения о конструкции японской установки для общей криотерапии вызывают большие сомнения в возможности реализации такого температурного режима. Для криостатирования объема процедурной кабины в японской установке использовались теплообменники-испарители из прямых оребренных труб [36].

Объем криотерапевтической кабины заполняется холодным воздухом, поэтому температура теплоотводящей поверхности должна быть выше температуры его конденсации:

$$T_{\text{то}} > T''_{\text{возд}} \approx 82\text{ К.}$$

Учитывая высокую эффективность отвода теплоты при кипении криоагента, жидкого азота, температура теплопередающей поверхности должна быть близка к температуре насыщения: $T_{\text{то}} \approx T''_{\text{а}}$. Для того чтобы предупредить конденсацию воздуха на поверхности теплообменника, необходимо повысить давление паров азота в трубах:

$$P''_{\text{а}} > 0,18\text{ МПа, } T''_{\text{а}} > 82\text{ К.}$$

С учетом низкой эффективности естественно-конвективного подвода теплоты от газовой среды к поверхности теплообменника градиент температуры между газом в объеме кабины и материалом теплообменника обычно достаточно велик [45]:

$$15 < \Delta T < 20\text{ К.}$$

Ввиду этого минимальная температура воздуха в кабине криотерапевтической установки не может составлять менее 100 К ($-173\text{ }^{\circ}\text{C}$). Данные простые рассуждения стали причиной того, что

большинство специалистов в области криогенной техники считают заявленную в статьях Т. Ямаучи температуру преувеличением.

Как показали выполненные позднее исследования, на таком уровне температура поддерживается только при отсутствии в объеме криотерапевтической кабины пациентов [36]. В процедурной фазе технологического цикла, когда удельное тепловыделение с поверхности тела пациента составляет в среднем $1,5 \text{ кВт/м}^3$, ввиду высокой тепловой нагрузки градиент температур между теплообменником и газом возрастает до 40–50 К, а температура теплоносителя повышается до уровня 120–130 К. Температура газа в криотерапевтической кабине циклически изменяется по мере колебания интенсивности выделения теплоты.

Неточное описание Т. Ямаучи температурного режима ОКВ имело негативные последствия при организации производства криотерапевтических систем в Европе. Судя по публикациям, европейские разработчики криотерапевтических систем достаточно быстро убедились в том, что невозможно поддерживать температуру на уровне 100 К, и начали постепенно повышать номинальный уровень температуры в основной процедурной кабине. В настоящее время минимальный уровень температуры теплоносителя в криотерапевтических системах составляет не ниже 120 К [5], а в значительной части криотерапевтических аппаратов поддерживается температура не ниже 160 К. Причем тенденция к повышению температуры сохраняется, так как на рынке медицинской техники появились «криотерапевтические» аппараты с рабочей температурой 190 К [36]. Неопределенность технологической задачи, выполняемой при проведении процедур ОКВ, позволяет недобросовестным разработчикам криотерапевтических систем использовать относительно дешевые системы криостатирования, созданные на базе паровых холодильных циклов.

Физическая теория ОКВ показывает, что важнейшим технологическим параметром процесса является безопасная продолжительность контакта поверхности объекта криовоздействия с криогенным теплоносителем. Причем выбор максимально допустимого времени ОКВ напрямую зависит от условий отвода теплоты и прежде всего – от температуры охлаждающего газа. Таким образом, экспозиция ОКВ может быть определена только при условии известного значения температуры охлаждающего газа. Несмотря на это практически все производители ограничивают максимальную экспозицию криовоз-

действия в пределах 180 с [22]. Обоснованность таких ограничений для систем, в которых температура газа различается на 70 К, крайне сомнительна. Кроме того, ограничения экспозиции не учитывают способа размещения пациента в среде криогенного газа.

Выбор температуры теплоносителя и продолжительности охлаждения поверхности ОКВ оказывает определяющее влияние на величину физиотерапевтического эффекта [20]. До сих пор нет общепринятого мнения о параметрах процедуры в криотерапевтическом комплексе. Температуру теплоносителя в зоне ОКВ выбирают по данным разных литературных источников [20] в диапазоне от 90 до 190 К, причем очевидна тенденция дальнейшего роста температуры.

В зависимости от выбора уровня рабочей температуры теплоносителя рекомендуется различная продолжительность охлаждения: от 1,5 мин при 90 К до 3 мин при 140 К и даже до 4,5 мин при 190 К [14]. Экспозиция ОКВ подобрана методом проб и ошибок, путем исключения ситуаций, в которых возникают явные негативные последствия контакта оболочки тела с криогенной газовой средой.

Для определения оптимальных значений температуры теплоносителя и экспозиции ОКВ рационально использовать методику численного эксперимента на математической модели оболочки тела человека.

Граничные условия численного эксперимента определяются выбором температуры теплоносителя. Минимальное значение температуры теплоносителя в зоне ОКВ составляет 90 К. При дальнейшем снижении температуры возможно образование воздушного конденсата. Верхний предел диапазона выбора температуры принят равным 180 К. Полагая, что перенос теплоты с поверхности объекта ОКВ к теплоносителю, можно определить значение температуры газа, при которой будет достигнуто наибольшее эффективное время τ^* .

В процессе выполнения эксперимента температура газа увеличивалась от минимального значения $T_{\text{тн}} = 90 \text{ К}$ с шагом $\Delta T = 10 \text{ К}$.

Для каждого значения температуры теплоносителя вычисления продолжались до момента нарушения одного из двух условий гипотермической безопасности:

$$T_{i=1} > 271 \text{ К} \text{ и } T_{i=n2} > 309 \text{ К}.$$

В момент нарушения одного из двух условий безопасности определялась максимально допустимая экспозиция ОКВ при текущем значении температуры.

Если $T_{i=1} \leq 271 \text{ К}$ или $T_{i=n2} \leq 309 \text{ К}$, то $\tau_{\max} = \tau$.

Условия на внешней границе объекта охлаждения определялись текущим значением температуры теплоносителя $T_{\text{тн}}$, которая в пределах одного эксперимента полагалась постоянной ($T_{\text{тн}} = \text{const}$). На каждом временном шаге коэффициент теплоотдачи вычислялся с учетом текущего значения температур поверхности объекта:

$$\alpha_j = f(Y, T_{\text{тн}}, T_{i=1, \tau}).$$

По аналогии с экспериментом, описанным в разд. 4, при моделировании охлаждения для каждого значения температуры вычисляются значения плотности тепловых потоков через наружную поверхность объекта и внутреннюю границу жирового слоя, а также значения эффективного времени ОКВ τ^* .

Результаты эксперимента в численном выражении представлены в табл. 8. Изменение температуры поверхности объекта ОКВ при отводе теплоты газом с разной температурой иллюстрируется диаграммой $T_{i=1} = f(\tau)$ – рис. 13.

Таблица 8

Результаты численного эксперимента по моделированию процесса ОКВ теплоносителем температурой от 90 до 180 К

Показатель	Температура теплоносителя, К										
	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190
Продолжительность охлаждения τ_{\max} , с	43	57	74	96	124	159	193	200	208	216	225
Минимальная температура на поверхности $t_{i=1}$ при $\tau = \tau_{\max}$, °С	-2	-2	-2	-2	-2	-2	-0,9	2,9	6,3	9,4	12,3

Показатель	Температура теплоносителя, К											
	90	100	110	120	130	140	150	160	170	180	190	
Минимальная температура на границе слоев $t_{i=n2}$ при $\tau = \tau_{\max}$, °С	36,7	36,6	36,6	36,5	36,4	36,2	36,0	36,0	36,0	36,0	36,0	36,0
Максимальный отвод теплоты с поверхности $q_{i=1}$ при $\tau = 0$, кВт/м ²	5,9	5,0	4,2	3,5	3,0	2,5	2,1	1,9	1,6	1,4	1,2	
Максимальный отвод теплоты через границу слоев $q_{i=n2}$ при $\tau = \tau_{\max}$, Вт/м ²	57	58	60	65	75	95	115	113	110	107	104	
Эффективное время действия ОКВ, мин	92	119	153	196	251	325	118	32	19	13	11	
Теплота, отведенная с поверхности, $Q_{i=1}$ при $\tau = \tau_{\max}$, кДж/м ²	278	310	340	374	407	446	462	416	373	333	296	
Теплота, отведенная через границу слоев, $Q_{i=n2}$ при $\tau = \tau_{\max}$, кДж/м ²	2,3	3,1	4,1	5,4	7,3	10,2	13,6	14,0	14,4	14,9	15,4	

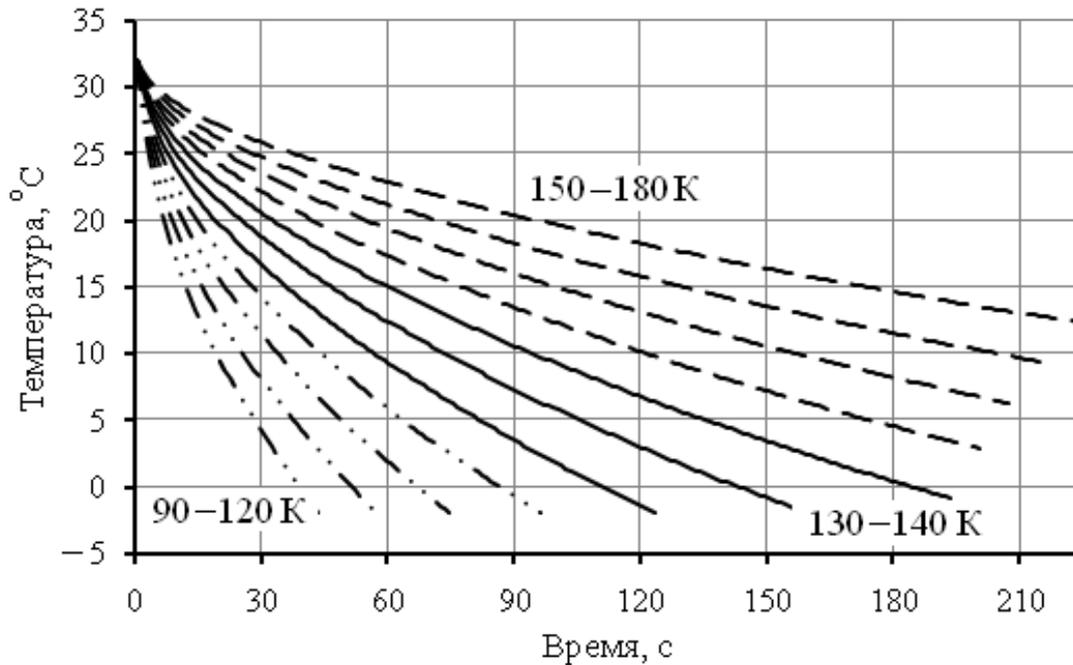


Рис. 13. Изменение температуры поверхности объекта ОКВ при охлаждении теплоносителем температурой от 90 до 180 К

Повышение температуры теплоносителя уменьшает скорость переохлаждения поверхности и увеличивает допустимую продолжительность процесса охлаждения τ_{\max} , которая постепенно возрастает от минимального значения, равного 43 с (при $T_{\text{тн}} = 90$ К), до 225 с (при $T_{\text{тн}} = 190$ К). В пределах заданного диапазона температур допустимая экспозиция охлаждения возрастает в 5 раз, что указывает на наличие существенных различий в развитии процессов переохлаждения покровных тканей объекта ОКВ. Указанные различия иллюстрируют данные о минимальных значениях температуры поверхности объекта $t_{i=1}$ и на внутренней границе жирового слоя $t_{i=n2}$. Внешнее условие гипотермической безопасности $t_{i=1} > -2$ °С было нарушено в вариантах с температурой теплоносителя от 90 до 140 К (см. табл. 8). Только в этих вариантах были обеспечены условия для эффективного криотерапевтического воздействия.

Дальнейшее повышение температуры теплоносителя сопровождается быстрым увеличением значения температуры $t_{i=1}$ в момент прекращения эксперимента $\tau = \tau_{\max}$. При $T_{\text{тн}} = 190$ К минимальное значение температуры $t_{i=1}$ составило 0,9 °С, а при максимальной температуре теплоносителя – увеличилось до 12,3 °С.

Используя выражение для расчета интенсивности стимулирующего действия ОКВ (см. разд. 1)

$$I_{\text{с.д}} = \frac{a}{(t_{\text{э}} - t_{\text{кр}})^n},$$

можно подсчитать соответствующую величину $I_{\text{с.д}}$ при таких температурах поверхности объекта. При $t_{i=1} = 0,9 \text{ } ^\circ\text{C}$ $I_{\text{с.д}} = 1,73 \text{ мин}/(\text{м}^2 \cdot \text{с})$, в то время как максимальная величина интенсивности стимулирующего действия составляет $80 \text{ мин}/(\text{м}^2 \cdot \text{с})$. Очевидно, что воздействие газом с температурой выше 140 К не оказывает на объект интенсивного стимулирующего действия. Причина низкой эффективности воздействия газом с температурами этого диапазона состоит в том, что переохлаждение поверхности развивается медленнее, общая продолжительность отвода теплоты возрастает, поэтому увеличивается глубина проникновения зоны переохлаждения оболочки. Эксперименты прерываются из-за нарушения внутреннего условия гипотермической безопасности $t_{i=n2} > 36 \text{ } ^\circ\text{C}$. Для всех вариантов с температурой теплоносителя выше 140 К минимальное значение температуры внутренней границы жирового слоя опустилось до недопустимого уровня $t_{i=n2} = 36 \text{ } ^\circ\text{C}$. В то же время, например, при температуре теплоносителя 170 К (см. табл. 8), минимальное значение температуры поверхности объекта $t_{i=1}$ составило всего $6,3 \text{ } ^\circ\text{C}$. Как показано в разд. 4, при охлаждении объекта в воде, имеющей температуру $0 \text{ } ^\circ\text{C}$, температура поверхности объекта охлаждения опустилась до уровня $5,5 \text{ } ^\circ\text{C}$. Таким образом, стимулирующее действие криогенного газа оказывается меньше, чем холодной воды. Попытки проводить криотерапевтические сеансы в установках с температурой теплоносителя выше 140 К бессмысленны, так как не обеспечивают выполнения технологической задачи ОКВ.

Различия в характере терапевтического воздействия газом с разной температурой иллюстрирует график изменения температур поверхности объекта (рис. 13). При низких значениях температуры газа ($T_{\text{тн}} \leq 120 \text{ К}$) переохлаждение поверхности идет с высокой скоростью (от $0,4$ до $0,8 \text{ К/с}$), поэтому угроза опасного переохлаждения поверхности возникает слишком быстро ($\tau_{\text{max}} < 100 \text{ с}$). При высоких значениях температуры газа ($T_{\text{тн}} \leq 150 \text{ К}$) переохлаждение поверхности идет с низкой скоростью (от $0,11$ до $0,15 \text{ К/с}$).

Температура теплоносителя не обеспечивает оптимальной интенсивности отвода теплоты. Наружная граница оболочки тела входит в состояние, близкое к равновесию, так как интенсивность подвода теплоты через жировой слой сопоставима с интенсивностью конвективного отвода с поверхности объекта ОКВ. В таких условиях существенное увеличение продолжительности охлаждения не вызовет существенного понижения температуры поверхности, но будет сопровождаться опасным переохлаждением ядра тела.

Эффективность таких сеансов мала. В то же время объект подвергается повышенному переохлаждению, поэтому процедуры при температуре газа выше 140 К оказывают на организм пациента гипотермическое (переохлаждающее) воздействие. Процедуры, выполненные в таких условиях, называются низкотемпературной газовой гипотермией (НГГТ) [20].

Причинно-следственная связь между выбором температуры теплоносителя и достигаемым физиотерапевтическим эффектом иллюстрируется диаграммой зависимости $\tau_{\text{эф}} = f(T_{\text{тн}})$, которая приведена на рис. 13. Вопреки распространенному мнению [28], понижение температуры теплоносителя до минимально возможного уровня ($T_{\text{тн}} = 90 \text{ К}$) не вызывает роста позитивного результата ОКВ. Кривая $\tau_{\text{эф}} = f(T_{\text{тн}})$ имеет выраженный максимум в области $T_{\text{тн}} \approx 140 \text{ К}$. При дальнейшем повышении температуры теплоносителя эффективность криогенной стимуляции резко падает. Снижение температуры от 140 до 90 К сопровождается монотонным уменьшением величины достигаемого криотерапевтического эффекта. При температуре газа 115 К время эффективного действия ОКВ снижается в два раза меньше, чем при оптимальной температуре.

По данным диаграммы для использования в КТК следует рекомендовать температурный диапазон от 120 до 140 К, поэтому криотерапевтическими следует называть процедуры, которые проходят при температурах этого диапазона.

Сеансы охлаждения газом температурой ниже 120 К дают меньший физиотерапевтический эффект и вызывают у пациентов острое ощущение дискомфорта. Используя выражение для расчета индекса гипотермического дискомфорта (разд. 1), К/с,

$$k_{\text{г.д}} = \frac{\partial T}{\partial \tau},$$

можно показать, что при таких температурах газа среднее значение дискомфорта пациента составляет до 0,8 К/с, что в 8 раз больше, чем при оптимальной температуре теплоносителя.

В таких условиях у пациентов развивается классическая стрессовая реакция [33], а ощущения аналогичны ощущениям при занятии экстремальными видами спорта. Для того чтобы акцентировать внимание на стрессогенном действии низкотемпературных процедур, их называют экстремальной криотерапией (ЭКТ).

На рис. 14 нанесены точечные данные о величине эффективного времени ОКВ, полученные независимо исследователями в России, Польше и ФРГ [14, 19, 28, 29, 46]. Совпадение данных численного эксперимента с результатами практических наблюдений подтверждает их достоверность.

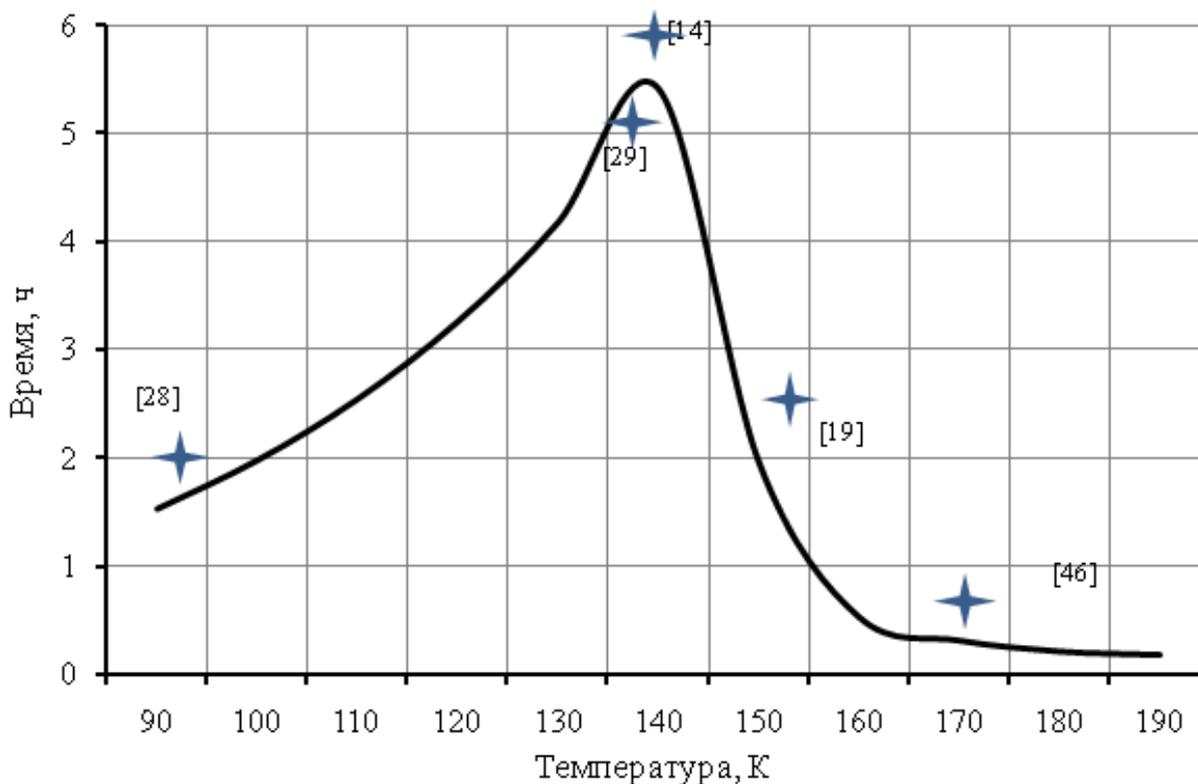


Рис. 14. Сравнение расчетных значений величины эффективного времени при охлаждении объекта ОКВ криогенным теплоносителем разной температуры и данных об эффекте общей криотерапии из независимых источников

Безопасность пациента во время ОКВ обеспечивается рациональным выбором продолжительности пребывания в криогенном

теплоносителя. Этот параметр процедуры долгое время выбирался методом проб и ошибок [36]. После определения условий гипотермической безопасности допустимая экспозиция охлаждения газом с разной температурой может быть определена в численном эксперименте (см. табл. 8 – τ_{\max}). Величина максимально допустимой продолжительности ОКВ при температуре от 90 до 190 К изменяется в пределах от 43 до 225 с. Данные о допустимой продолжительности ОКВ в графическом виде представлены на рис. 15.

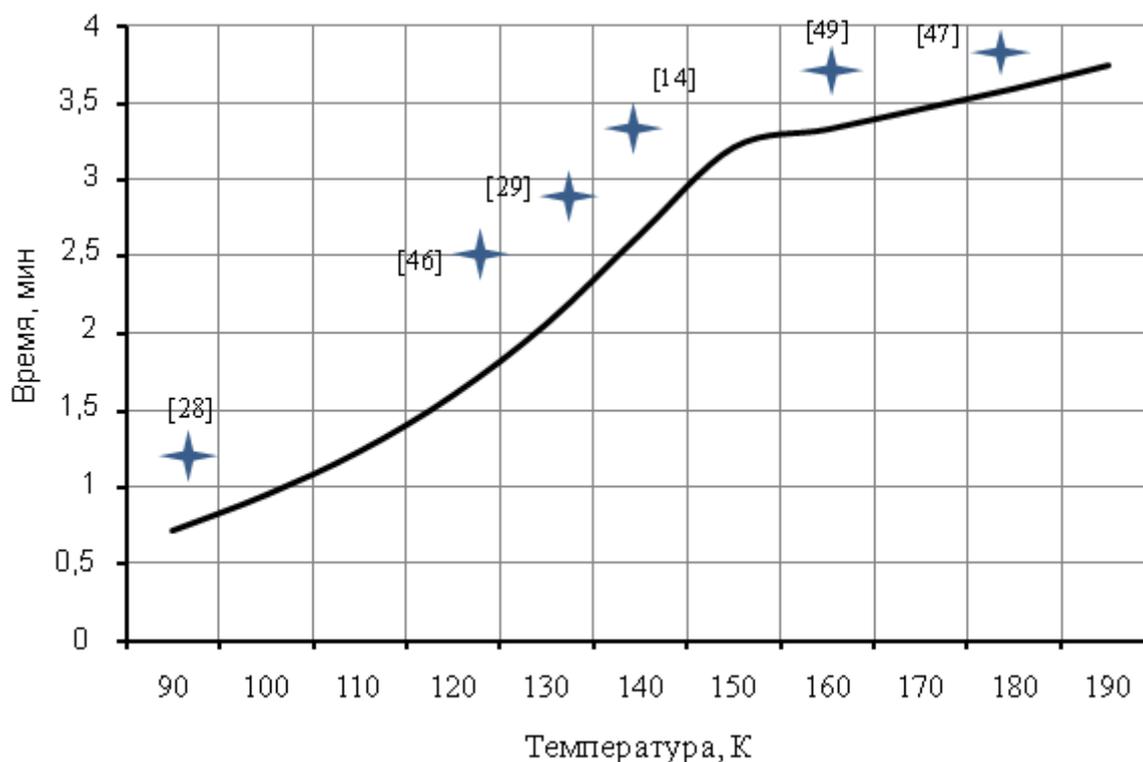


Рис. 15. Сравнение расчетных значений допустимой продолжительности ОКВ криогенным теплоносителем разной температуры с данными независимых источников

На график нанесены рекомендованные независимыми исследователями значения продолжительности процедур ОКВ при разных температурах газа. Рекомендации, сформулированные на основе эмпирических наблюдений, предполагают более длительное пребывание пациентов в криотерапевтических устройствах.

Особенно велико расхождение между практикой применения ОКВ и результатами численного эксперимента в области темпера-

тур 150–180 К, где расчетная экспозиция охлаждения оказывается почти на минуту меньше практической. Расхождение данных имеет достаточно простое объяснение. В эксперименте температура охлаждающего газа постоянна с первой до последней секунды, а на практике пациент погружается в газовую среду с минимальной температурой только через некоторое время. В одноместных КТК номинальная температура газа устанавливается после заполнения кабины криогенным теплоносителем. Обычно эта фаза процедуры занимает 20–30 с.

В многоместных криотерапевтических комплексах время пребывания объекта ОКВ в основной низкотемпературной кабине составляет не более 30 % от общей продолжительности процедуры, так как основная часть времени затрачивается на перемещение пациентов по шлюзовым камерам из окружающей среды (ОС) в низкотемпературную кабину и обратно. Температура газа в шлюзах не опускается ниже 210 К [36]. Различия в организации контакта поверхности объекта охлаждения с теплоносителем существенно изменяют значение допустимой продолжительности охлаждения и величину эффективного времени ОКВ.

По данным эксперимента сформулированы рекомендации по выбору минимальной продолжительности ОКВ τ_{\min} . Ввод этого понятия потребовался в связи с тем, что отдельные специалисты стали применять «тренирующую» методику проведения сеансов ОКВ, при которой продолжительность первого сеанса составляет всего 15 с [18]. С каждой последующей процедурой экспозицию пребывания в криогенной кабине увеличивают на 15 с до тех пор, пока она не составит 3 мин. По мнению авторов методики, такая схема выбора продолжительности сеансов позволяет системе терморегуляции пациента «адаптироваться» к потерям теплоты в ходе ОКВ. Интегральная потеря теплоты с поверхности тела за весь сеанс ОКВ (см. табл. 8, $Q_{i=1}$) при оптимальной температуре теплоносителя ($T_{\text{тн}} = 140 \text{ К}$) составляет 446 кДж/м². С учетом поверхности тела среднестатистического пациента ($f = 1,6 \text{ м}^2$) общая потеря теплоты за сеанс составит не более 714 кДж. Средняя интенсивность отвода теплоты от тела пациента во время сеанса ОКВ составит около 4,5 кДж, т. е. в 50 раз больше номинальной теплотворной способности тела и в 9 раз больше теплотворности тела тренированных спортсменов в экстремальной ситуации. Очевидно, что ни при каких обстоятель-

ствах система терморегуляции пациента не сможет «адаптироваться» к потерям теплоты во время ОКВ.

Более того, в такой «адаптации» нет необходимости, так как в пределах допустимой экспозиции ОКВ потери теплоты покрываются за счет теплоаккумулирующей способности покровных тканей, а доля теплоты, отведенной от ядра тела, не превышает 2 % (см. разд. 4).

В то же время сеансы ОКВ с малой экспозицией не обеспечивают получение пациентом лечебного результата. В начале сеанса температура поверхности объекта долгое время остается выше уровня 2 °С, при котором интенсивность стимулирующего действия ОКВ составляет менее 1 мин/(м²·с) – см. разд. 1, рис. 1. При температуре теплоносителя 140 К продолжительность этой фазы криотерапевтического воздействия составляет 128 с (рис. 16). Так как на этом этапе интенсивность стимулирующего воздействия на холодовые рецепторы кожи пренебрежимо мала, сеансы ОКВ продолжительностью менее 120 с бессмысленны.

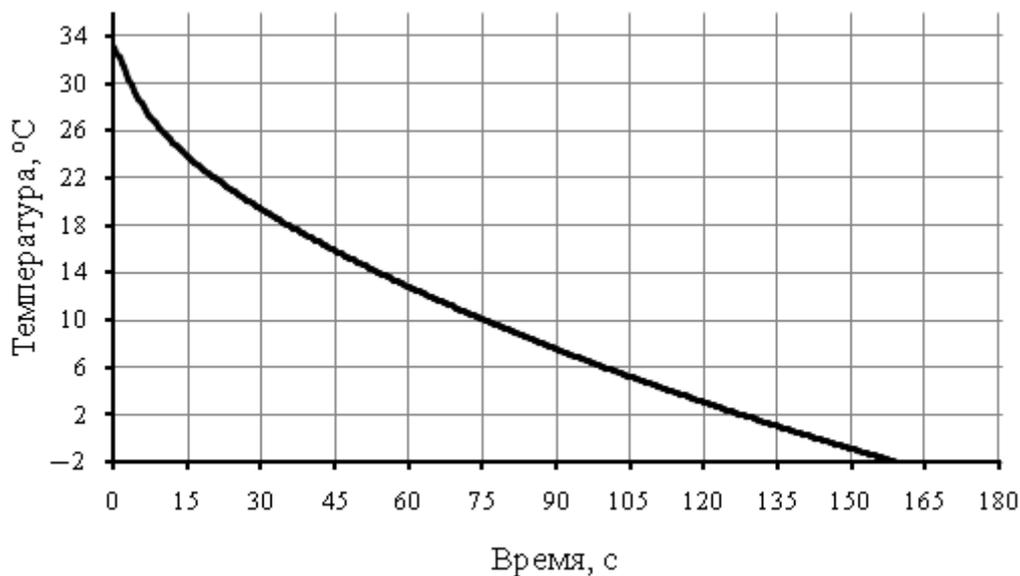


Рис. 16. Изменение температуры поверхности объекта ОКВ при температуре теплоносителя 140 К

Минимальная продолжительность ОКВ при температуре теплоносителя 140 К составляет 120 с. Обоснованность таких временных рекомендаций подтверждается графиком зависимости величины эффективного времени от продолжительности процедуры (рис. 17).

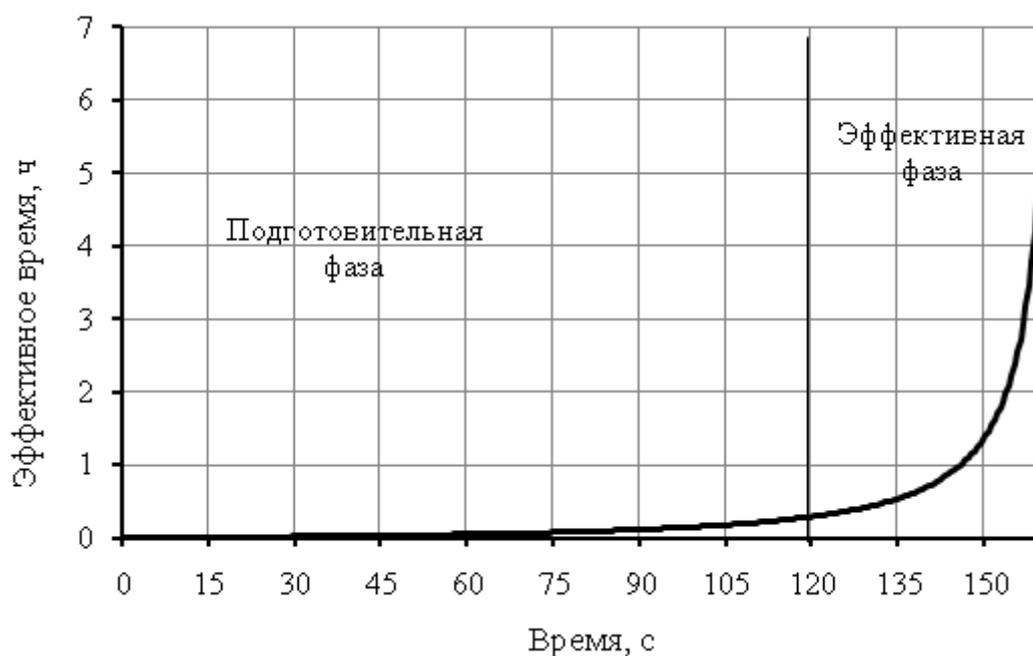


Рис. 17. Изменение величины эффективного времени в ходе сеанса ОКВ при температуре теплоносителя 140 К

Накопление положительного результата начинается после первых 120 с, поэтому первый этап процедуры можно назвать подготовительной фазой. Во второй, результативной, фазе сеанса формируется 95 % положительного результата, поэтому ОКВ надо проводить с максимально возможной экспозицией.

6. СОВРЕМЕННОЕ СОСТОЯНИЕ ТЕХНИКИ И ТЕХНОЛОГИИ ОБЩЕЙ КРИОТЕРАПИИ

Современное состояние техники и технологии ОКВ является следствием многолетнего развития метода на основе эмпирических наблюдений. Физическая теория достижения лечебного эффекта ОКВ была сформулирована спустя 20 лет после начала клинического применения общей криотерапии. Представления о технологии общей криотерапии формировались на основе субъективных оценок разработчиков. В ряде случаев изменение технологического режима происходило по технико-экономическим соображениям и сопровождалось существенным снижением лечебной эффективности процедур.

Т. Ямаучи утверждал, что случайно обнаружил эффект обезболивания ревматических суставов при контакте с холодным атмосферным воздухом, а затем предположил существование зависимости между температурой охлаждающей среды и продолжительностью лечебного эффекта. Исходя из этого предположения, он постепенно снижал температуру охлаждающей среды, а затем стал охлаждать всю поверхность тела одновременно [22].

После перехода от локального охлаждения к общему Т. Ямаучи удалось значительно увеличить продолжительность криотерапевтического эффекта (КТЭ), ярчайшим проявлением которого является обезболивание суставов [26].

Данная версия эмпирического формирования технологии общей криотерапии не выдерживает критики, так как атмосферный воздух не может иметь температуру, способную стать причиной проявления КТЭ. Как показали исследования, даже при температуре газа $-100\text{ }^{\circ}\text{C}$ продолжительность проявления КТЭ не превышает 30 мин [47]. Япония находится в такой климатической зоне, где зимняя температура воздуха составляет не ниже $-20\text{ }^{\circ}\text{C}$. При такой температуре воздуха криотерапевтический эффект настолько мал, что не может быть зафиксирован наблюдателями, поэтому версия о спонтанном открытии метода общей криотерапии представляется литературным вымыслом.

Утверждение Т. Ямаучи о том, что снижение температуры охлаждающего газа, безусловно, повышает величину достигаемого КТЭ, стало причиной распространения метода экстремальной крио-

терапии. Сторонники данного направления считают целесообразным максимально снижать температуру охлаждающей среды. В отдельных публикациях предлагается проводить ОКВ при температуре, близкой к точке кипения жидкого гелия. Такие предложения неосуществимы на практике, так как невозможно использовать для физиотерапевтического воздействия на кожу температуру, при которой воздух находится в сконденсированном или даже твердом состоянии.

Судя по публикациям о практике применения общей криотерапии, до сих пор сохраняется метафизическое представление о том, что для достижения эффекта достаточно просто оказаться в среде с предельно низкой температурой [28]. При этом упускаются из виду такие важнейшие технологические вопросы, как способ ввода объекта ОКВ в криогенный газ и продолжительность контакта кожи с теплоотводящей средой.

Разработчик метода ОКВ утверждал, что температура воздуха в разработанных по его заданию устройствах для общей криотерапии составляет $-180\text{ }^{\circ}\text{C}$ [22]. Техническая возможность реализации такого температурного режима представляется крайне сомнительной, так как для криостатирования объема низкотемпературной кабины этих установок использовались теплообменники-испарители с оребренными трубами (рис. 18) [45]. Кабина представляла собой многоместную низкотемпературную замкнутую камеру, в которую пациенты заходили через герметичную дверь. При таких условиях объем криотерапевтической кабины должен быть заполнен воздухом. Заявленный автором метода уровень температуры теплоносителя в процедурной кабине близок к температуре конденсации воздуха. Но по соображениям безопасности пациента и пожаробезопасности конденсация воздуха в криотерапевтической кабине недопустима. Для предупреждения конденсации воздуха температура теплоотводящей поверхности теплообменника должна удовлетворять условию

$$T_{\text{то}} > T''_{\text{возд}} \approx 82\text{ К.}$$

С учетом низкой эффективности естественно-конвективного подвода теплоты от газовой среды к поверхности теплообменника температура газа всегда будет выше температуры теплоотводящих пластин:

$$T_{\text{тн}} > T_{\text{то}} \text{ или } T_{\text{тн}} = T_{\text{то}} + \Delta T.$$

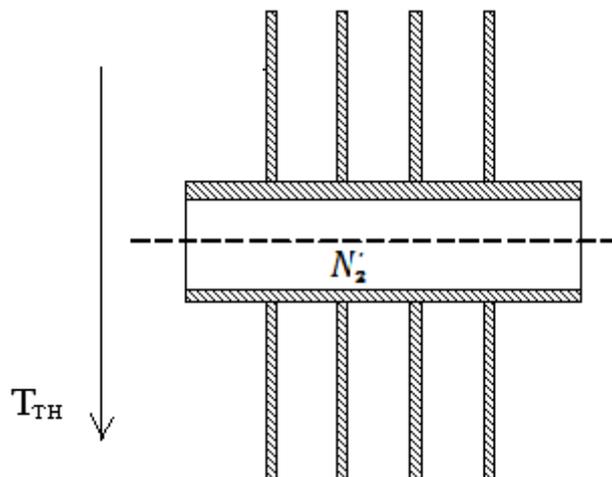


Рис. 18. Тепловая схема охлаждения криогенного газа (теплоносителя) на поверхности рекуперативного теплообменника

Перенос теплоты к поверхности теплообменника осуществляется за счет естественной конвекции воздуха. В таких условиях градиент температуры между газом в объеме кабины и поверхностью теплообменника относительно велик: $\Delta T > 15 \text{ K}$ [45].

С учетом минимального значения градиента минимальная температура в кабине криотерапевтической установки, охлаждаемой посредством ребренных теплообменников-испарителей, может быть ниже 100 K ($-173 \text{ }^\circ\text{C}$), что несколько выше значений, заявленных разработчиком метода. Для большинства специалистов было очевидно, что описанный в работах Т. Ямаучи температурный уровень недостижим. Высказывались предположения о том, что занижая значение рабочей температуры, автор защищал свою интеллектуальную собственность от потенциальных конкурентов. Это мнение еще больше укрепилось благодаря тому, что в отдельных публикациях разработчик метода общей криотерапии приводил другое значение температуры воздуха в кабине ($-160 \text{ }^\circ\text{C}$).

Неоднозначное описание температурного режима произведенных в Японии аппаратов для ОКВ оказало огромное влияние на производство криотерапевтических систем в Европе. Конструкция установки полностью копировала устройство низкотемпературной холодильной камеры. Ввиду очевидности конструкции и наличия подробного описания технологии ОКВ создание аналогов представлялось простой задачей. Европейские разработчики криотерапевтических комплексов не стали приобретать лицензии на производство, а постарались воспроизвести японские аппараты по данным из научных ста-

тей и видеоматериалов. Это ошибочное решение заложило основу сегодняшних проблем многоместных аппаратов.

Как показали выполненные позднее исследования, температура может поддерживаться на заявленном Т. Ямаучи уровне, но только в «холостом» режиме, т. е. в пустой криотерапевтической кабине [36]. В процедурной фазе технологического цикла удельное тепловыделение с поверхности тел пациентов составляет в среднем $1,5 \text{ кВт/м}^3$, поэтому температура воздуха в кабине повышается до 120 К. Таким образом, температура воздуха в аппаратах производства Японии для ОКВ постоянно колебалась от 100 до 120 К, что позволяло отводить значительные тепловые потоки с поверхности тел пациентов, соблюдая условие предупреждения конденсации воздуха и не нарушая пузырьковый режим кипения жидкого азота в теплообменниках.

Не зная об особенностях работы японской установки, европейские разработчики криотерапевтических систем повысили номинальный уровень температур в основной процедурной кабине до 120 К, что имело фатальные последствия [14]. Для стабилизации температуры в пустой кабине на уровне 120 К температура поверхности теплообменника не должна быть ниже 100 К. Для того чтобы поддерживать температуру на таком уровне, жидкий азот надо подавать в трубы теплообменника порциями. Порционная подача криоагента не обеспечивает покрытие резкого скачка тепловой нагрузки при входе пациентов, температура материала теплообменника повышается, что вызывает переход кипения азота в пленочный режим [48]. Срыв режима кипения криоагента снижает теплоотводящую способность теплообменников и сопровождается выбросом криогенной жидкости в дренажную линию. Из-за этого температура в процедурной кабине существенно возрастает, а работа криотерапевтической установки сопровождается значительными затратами жидкого азота [19]. Приведенные обстоятельства стали причиной постепенного повышения уровня температуры воздуха в криотерапевтических системах.

Сегодня в значительной части криотерапевтических аппаратов поддерживается температура не ниже 160 К. Причем тенденция к повышению температуры сохраняется, так как на рынке медицинской техники появились «криотерапевтические» аппараты с рабочей температурой 190 К [49].

Причинами такого развития аппаратов для ОКВ являются несанкционированное копирование оригинальной конструкции и неопределенность технологической задачи процедур ОКВ.

Конструкция установок для общего криотерапевтического воздействия

Конструктивные решения, используемые для реализации метода ОКВ, в большинстве своем сложились задолго до формирования теплофизической теории криотерапии, поэтому часто не соответствуют выполняемой технологической задаче.

Т. Ямаучи использовал для реализации процедур общего криотерапевтического воздействия многоместную низкотемпературную кабину 1 вместимостью до 8 человек (рис. 19). Для охлаждения воздуха в кабине применялись ребренные теплообменники-испарители 2, в которые подавался жидкий азот. Пациенты входили в низкотемпературную кабину через шлюзовую камеру 3, в которой посредством теплообменников 2 поддерживалась температура на уровне 210 К [22]. По мнению разработчиков, шлюзовая камера должна защищать основную кабину от проникновения теплого воздуха из окружающей среды.

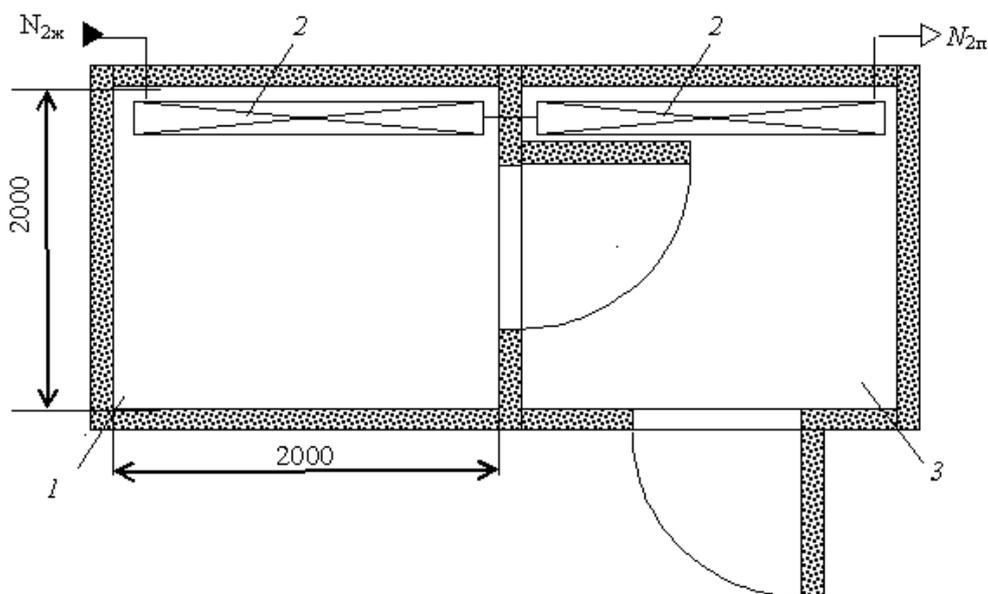


Рис. 19. Принципиальная схема первой установки для общего криотерапевтического воздействия:
1 – кабина; 2 – теплообменники; 3 – шлюзовая камера

Так как внутренние размеры шлюза и кабины примерно равны, защитное влияние шлюзовой камеры довольно сомнительно. Это техническое решение эффективно только в том случае, когда объем защищаемого пространства существенно больше объема шлюза.

В то же время введение шлюза в конструкцию многоместного криотерапевтического комплекса оказало определяющее влияние на технологию ОКВ, так как на перемещение объекта охлаждения из окружающей среды в основную кабину I и обратно затрачивается до 50 % от общей продолжительности сеанса ОКВ (рис. 20).

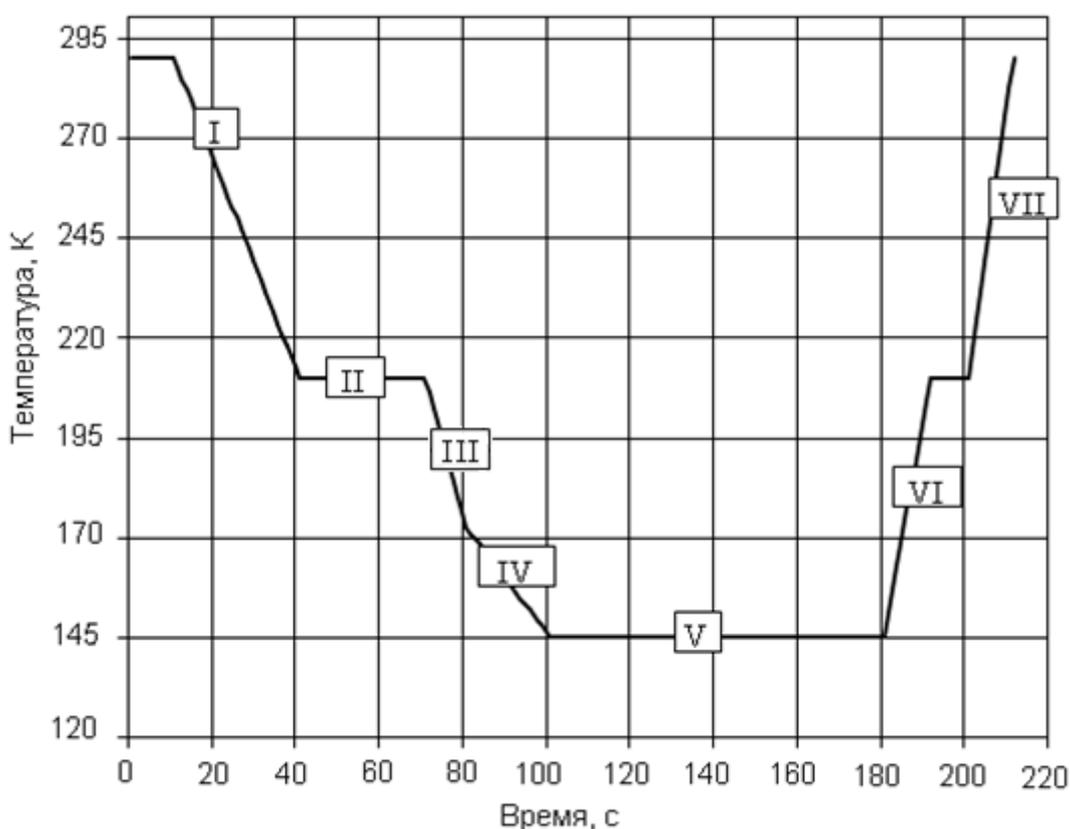


Рис. 20. Изменение температуры криогенного теплоносителя, контактирующего с поверхностью объекта ОКВ в многоместном криотерапевтическом комплексе

Процедура ОКВ в многоместном криотерапевтическом комплексе состоит из семи этапов, на каждом из которых температура охлаждающего газа имеет разное значение.

Температурный режим ОКВ в многоместном криотерапевтическом комплексе (КТК) принципиально отличается от условий

криовоздействия, рассмотренных в разд. 5. Для определения оптимальной температуры воздуха в основной кабине многоместного КТК необходимо проводить дополнительные исследования. Общая продолжительность процесса ОКВ в многоместных комплексах может существенно отличаться от расчетной.

Разработанная в Японии схема многоместного криотерапевтического комплекса, с незначительными изменениями, используется по сей день. Различия между установками разных производителей сводятся к выбору числа шлюзовых камер и способа криостатирования низкотемпературной зоны. Исходя из предположения, что наличие шлюза снижает потери криогенного теплоносителя при перемещении пациентов, некоторые производители создают устройства с двумя шлюзовыми камерами. В таких КТК в объеме первого шлюза поддерживается температура на уровне 260 К.

Увеличение числа промежуточных камер усложняет схему перемещения пациентов и сокращает удельную долю продолжительности их пребывания в основной кабине.

В России развивается альтернативное направление конструирования КТК – одноместные криотерапевтические установки. Разработка одноместных комплексов была начата по двум соображениям. Во-первых, любая лечебная процедура, в том числе и ОКВ, должна осуществляться по индивидуально подобранной программе. Во-вторых, переход к одноместным криотерапевтическим системам создал условия для существенного снижения капитальных затрат на изготовление оборудования.

Одноместные аппараты были разработаны на 15 лет позднее многоместных, т. е. проектировались с учетом положений физической теории общего криотерапевтического воздействия. Одноместные криотерапевтические системы выполняются в виде небольших кабин или бассейнов (рис. 21).

Отличительной особенностью одноместных криотерапевтических устройств является относительно малый объем зоны криотерапевтического воздействия. Если в многоместных устройствах на одного пациента приходится до $1,5 \text{ м}^3$ объема основной процедурной кабины, то объем одноместной криотерапевтической кабины составляет до $1,0 \text{ м}^3$, а одноместного криобассейна – до $0,5 \text{ м}^3$. Высокая компактность размещения пациентов объясняется стремлением снизить затраты криогенного теплоносителя на заполнение зоны криоте-

рапевтического воздействия в начале процедуры. Возможность значительно уменьшить объем низкотемпературной зоны обеспечивается предельной простотой размещения пациента перед началом процедуры. Зона криовоздействия криостатируется за счет принудительного движения теплоносителя (паров жидкого азота). Система подготовки теплоносителя находится за пределами процедурной кабины.

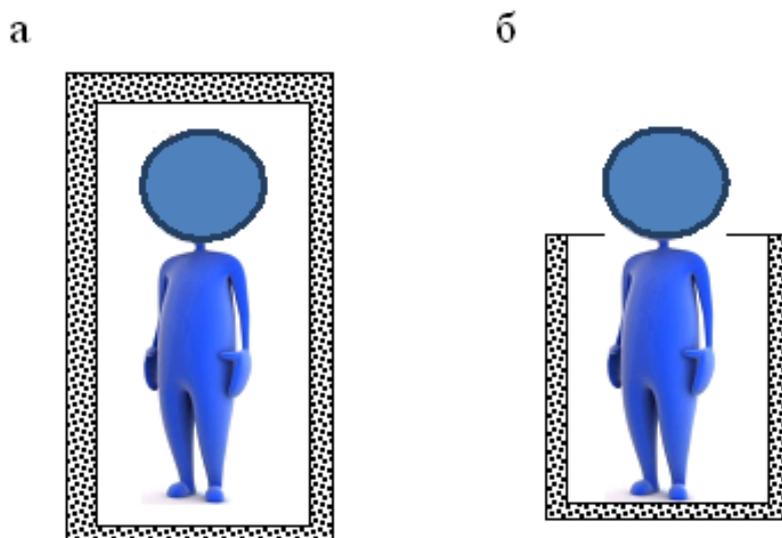


Рис. 21. Варианты исполнения одноместного криотерапевтического комплекса:
а – криокабина; б – криобассейн

Компактность процедурной кабины обеспечивает ее быстрое заполнение теплоносителем, поэтому температурный режим зоны ОКВ устанавливается за 15–30 с. Благодаря быстрому выходу на установившийся температурный режим, технологические рекомендации, сформулированные в разд. 5, справедливы для данного типа КТК.

Учитывая то, что теплоноситель состоит из паров азота, в одноместных КТК используются технические решения, обеспечивающие доступ атмосферного воздуха к органам дыхания пациентов.

В криокабине пациент дышит воздухом через люк в боковой поверхности теплового ограждения. В криобассейне пациента поднимают в положение, при котором его органы дыхания находятся выше верхнего среза бассейна (см. рис. 21).

Способы криостатирования объема устройства для размещения пациентов

Несмотря на очевидный исторический приоритет японских специалистов в области разработки техники и технологии криотерапии, наибольший практический опыт в этой области был накоплен в странах Западной Европы. В Японии методика общей криотерапии применялась только в одной частной клинике, принадлежащей Т. Ямаучи, и после смерти разработчика была быстро забыта.

Клиники Европы не стали приобретать японские установки из-за их высокой цены, а обратились к европейским специалистам с просьбой воспроизвести аналогичные системы. В процессе разработки криотерапевтических установок участвовали ученые из Польши и ФРГ. Следствием расширения круга разработчиков стало разнообразие вариантов исполнения системы криостатирования процедурной кабины. При этом для реализации технологии ОКВ использовались только многоместные комплексы, а конструкция устройства для размещения пациента оставалась практически неизменной. Принципиальная схема многоместной криотерапевтической установки с азотным охлаждением приведена на рис. 22. Криостатирование кабины и шлюза обеспечивает теплообменник-испаритель 3, в который поступает жидкий азот под давлением не менее 0,2 МПа. Управление подачей азота организовано «по температуре» в кабине. Пары криоагента отводятся в атмосферу через дренажные линии б.

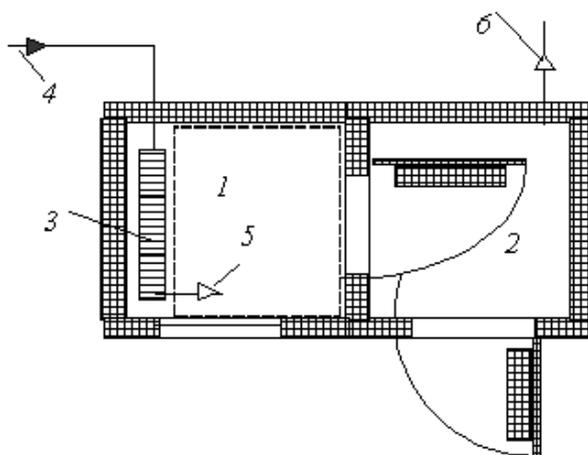


Рис. 22. Схема многоместной криотерапевтической установки с охлаждением жидким воздухом:

1 – кабина; 2 – шлюз; 3 – теплообменник; 4 – линия подачи воздуха;
5 – газосброс; б – дренажная линия

Попытка простого копирования японской аппаратуры поставила перед европейскими разработчиками серьезные технические проблемы. По изложенным выше причинам не удалось обеспечить в основной кабине температуру воздуха на уровне, рекомендованном Т. Ямаучи. В европейских КТК минимальная температура воздуха составляла около 100 К, да и то поддерживалась только в пустой кабине. При входе пациентов в низкотемпературную камеру наблюдалось повышение температуры воздуха на 30–40 К [36]. Основной эксплуатационной проблемой стали высокие затраты криоагента. При пуске установки с азотным охлаждением затрачивалось до 300 кг жидкого азота. В процедурном режиме затраты жидкого азота составляли до 200 кг/ч [50]. В принципе такие затраты определяются неэффективной конструкцией многоместного исполнительного устройства и тепловыделениями с поверхности тела пациентов в ходе ОКВ. Но долгое время считалось, что пациенты выделяют теплоту только за счет внутреннего метаболизма и она не превышает 500 Вт. Как показано в разд. 4, 5, истинная тепловая нагрузка от пациентов на порядок выше, поэтому эксплуатационные затраты криоагента в первых образцах европейской криотерапевтической аппаратуры были даже ниже необходимого уровня [51, 52]. В действительности с поверхности объекта ОКВ в среднем за процедуру отводится не менее 3000 Вт [20]. Именно указанный источник тепловой нагрузки определяет все эксплуатационные проблемы криотерапевтических установок. Однако эти данные были получены только к концу XX века, поэтому практически все современные многоместные системы спроектированы без учета истинной величины основной тепловой нагрузки.

Но разработчики связывали расход азота с неэффективностью системы криостатирования. При сохранении неизменной конструкции кабины снижение затрат энергии можно обеспечить двумя способами: за счет повышения эффективности использования теплоотводящей способности криоагента или за счет повышения уровня криостатирования низкотемпературной зоны установки.

Совокупность всех перечисленных обстоятельств послужила причиной того, что разработчики приняли решение повысить температурный уровень криостатирования основной кабины до 110 К. Такую температуру можно поддерживать только при автоматизированном управлении подачей азота в теплообменники. При управляемой

подаче трубное пространство теплообменника периодически освобождается от криоагента, из-за чего трубы перегреваются и возможен срыв пузырькового режима кипения азота.

Теплообменники потеряли температурную устойчивость и не справлялись с тепловыделениями пациентов. Переход кипения азота в пленочный режим вызывал выброс криоагента из теплообменников [43]. Удерживать температуру в основной кабине на уровне 110 К в присутствии пациентов оказалось невозможно, а затраты жидкого азота оставались значительно выше ожидаемых. Повышение температуры криостатирования кабины до уровня 110 К изменило условия кипения криоагента в теплообменниках. Из-за роста тепловой нагрузки при входе пациентов часто происходит переход теплообменника в так называемый «снарядный режим», при котором испарившаяся жидкость сбрасывалась в атмосферу через дренажную линию б.

Для борьбы с поступлением и накоплением в объеме ИУ кристаллов воды, а также для снижения эксплуатационных затрат криоагента было предложено использовать в качестве криоагента жидкий воздух (см. рис. 22) [44].

Использование жидкого воздуха позволило отводить пары криоагента через объем основной кабины 1 и шлюза 2.

Температура насыщенного воздушного пара значительно ниже уровня криостатирования полостей 1 и 2, поэтому, проходя через них, воздух перегревается на 130 К и отводит из криостатируемого объема теплоту перегрева пара (около 130 кДж/кг). Использование для покрытия тепловой нагрузки теплоты перегрева пара на 65 % сокращает затраты криоагента, уменьшаются продолжительность пуска комплекса и пусковые затраты криоагента. Пары криоагента не содержат влаги и, двигаясь навстречу движению пациентов, препятствовали проникновению в низкотемпературные полости влаги из атмосферного воздуха. Объем кабины постоянно вентилируется абсолютно сухим воздушным потоком, поэтому негативное влияние излишней влажности снижается. Увеличение тепловой нагрузки на теплообменник при входе пациентов вызывает повышенный расход паров воздуха через кабину 1. Поступление насыщенного воздушного пара препятствует быстрому росту температуры, поэтому установки с воздушным охлаждением обеспечивают относительную стабильность температуры в кабине и шлюзе.

Развитию данного направления производства многоместных криотерапевтических систем препятствовали трудности с обеспечением комплекса жидким воздухом. Ввиду нестабильности концентрации жидкого воздуха по кислороду его продажа и доставка потребителям запрещены в ряде стран Европы [14].

Для решения проблем с логистикой жидкого воздуха в ФРГ была предпринята попытка производить его непосредственно по месту использования. В состав установки был введен криогенный ожижитель [44]. Кроме этого была изменена схема перемещения пациентов через низкотемпературную зону. Вход пациентов был организован через шлюз 1, а выход – через шлюз 3 (рис. 23).

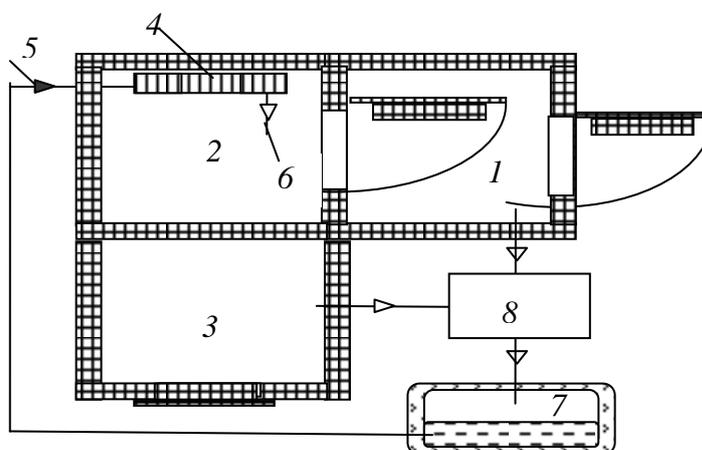


Рис. 23. Схема многоместной криотерапевтической установки с ожижителем и накопительной емкостью для жидкого воздуха:
 1, 3 – шлюзы; 2 – кабина; 4 – теплообменник; 5 – линия подача воздуха;
 6 – газосброс; 7 – криогенная емкость; 8 – ожижитель

В кабине 2 установлен теплообменник 4, в который по линии 5 поступает жидкий воздух. Пары воздуха сбрасываются по линии 5 в основную кабину 2, откуда отводятся в шлюзы 1 и 3. Жидкий воздух поступает в комплекс из криогенной емкости 7. Емкость связана с ожижителем 8, который конденсирует воздух, отбираемый из шлюзов 1 и 3. Ожижитель работает круглосуточно, что позволяет накапливать достаточное для проведения сеанса ОКВ количество жидкого криоагента при относительно малой мощности привода ожижителя. Среднесуточный расход жидкого воздуха составляет не менее 400 кг. Для накопления такого количества криоагента за сутки необходим

ожижитель производительностью 17 кг в час. При использовании ожижителя на базе КГМ мощность привода генератора жидкого воздуха составит не менее 30 кВт. Даже для крупной больницы подключение токоприемников такой мощности представляется сложной технической задачей. Кроме того, ожижители на базе цикла КГМ достаточно дорогие и имеют ограниченный ресурс эксплуатации.

Наряду с технологиями получения жидкого воздуха за счёт непрерывно работающих ожижителей в ФРГ были разработаны и запатентованы проекты получения жидкого воздуха путём смешения отдельно хранящихся жидкого кислорода и жидкого азота (рис. 24). Азот и кислород хранятся в криогенных танках 7 и 8.

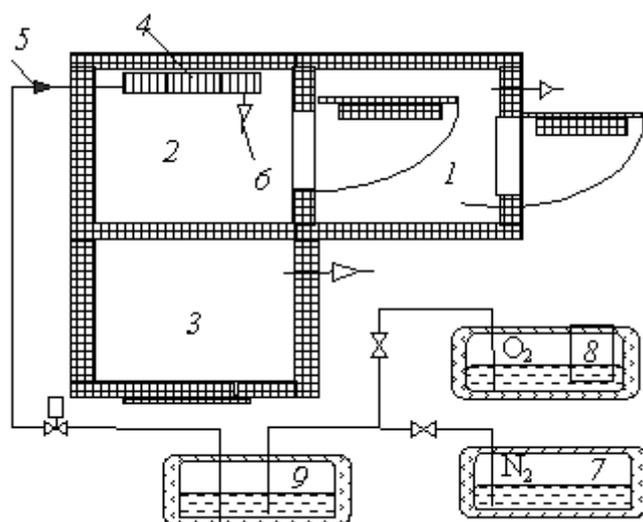


Рис. 24. Схема многоместной криотерапевтической установки с охлаждением жидким воздухом:

1, 3 – шлюзы; 2 – кабина; 4 – теплообменник; 5 – линия подачи воздуха;
6 – газосброс; 7, 8 – криогенные танки; 9 – емкость

Жидкий воздух смешивают в емкости 9, откуда он подается в теплообменник основной процедурной кабины.

Использование для получения жидкого воздуха разрешенных к перевозке криопродуктов снимает проблемы, связанные с эксплуатацией криогенного ожижителя воздуха. Крупные европейские клиники, как правило, имеют на своей территории емкости с запасом жидкого азота и кислорода. Однако процедура приготовления смеси, пригодной для дыхания пациентов, является сложной технологической операцией, поэтому данная схема распространения не получила.

Следует подчеркнуть, что все рассмотренные выше варианты исполнения группового КТК были разработаны в ФРГ в период с 1985 по 1995 год. Затем производство групповых комплексов с жидкостным охлаждением полностью прекратилось. Их заменили аппараты, в которых используются паровые холодильные машины [53]. Этот переход обосновывался экономическими причинами: высокой стоимостью жидкого азота, а также трудностями с доставкой криоагента. Применительно к Европе оба довода представляются достаточно спорными, особенно в настоящее время. Средняя цена жидкого азота в странах Евросоюза составляет 0,5 Евро за килограмм. Логистика продуктов разделения воздуха благодаря конкуренции 3–4 крупных провайдеров налажена идеально. Основной причиной отказа от криотерапевтических систем с азотным охлаждением была попытка снизить себестоимость специализированного оборудования, что позволило бы производителям увеличить объем реализации своей продукции. Переход от азотных квазициклов к пароконпрессионным холодильным установкам сопровождался повышением рабочей температуры до уровня 160–170 К [54]. Температура воздуха в многоместных системах выросла на 70–80 К относительно методики, описанной Т. Ямаучи. Повышение температуры отразилось на величине достигаемого криотерапевтического эффекта. По данным ведущего ревматолога Европы Р. Фрике, продолжительность анальгетического эффекта уменьшилась с 6 ч до 30 мин, т. е. в 10 раз [24].

В XXI веке производство криотерапевтических систем, использующих жидкий азот или воздух, сохранилось только в Польше [14], где благодаря государственной поддержке в развитии метода участвовали не отдельные лица, а сложившиеся научные коллективы. Особую роль в распространении метода сыграл доктор медицинских наук, профессор З. Заграбельный, который не только консолидировал вокруг себя наиболее активных разработчиков криотерапевтической техники и технологии, но и сумел превратить криотерапию в часть государственной политики Польши в области здравоохранения.

Ведущим производителем криотерапевтических комплексов с жидкостными системами охлаждения в Польше является компания «CREATOR» (г. Вроцлав). До 2005 года в аппаратах этой компании использовалось только азотное охлаждение, затем потребителям были предложены аппараты, работающие с использованием жидкого воздуха. Установки нового модельного ряда выпускаются под общим

наименованием «KR-2005». Техническая характеристика изделий приведена в табл. 9.

Таблица 9

Техническая характеристика многоместных криотерапевтических установок серии «KR-2005»

Показатель	Тип установки			
	KR-2005 N	KR-2005 N1	KR-2005 N0	KR-2005 N01
Вместимость, чел.	5–6	2–3	5–6	2–3
Размеры камеры, м	2,5x2,5x2,5	1,75x2,0x2,5	2,5x2,5x2,5	1,75x2,0x2,5
Размеры шлюза, м	2,5x2,5x2,5	1,75x2,0x2,5	2,5x2,5x2,5	1,75x2,0x2,5
Размеры машинного отделения, м	2,0x2,5x3,0	2,0x2,5x3,0	1,5x2,5x3,0	1,5x2,5x3,0
Криоагент	Азот	Азот	Воздух	Воздух
Расход криоагента на охлаждение до –120 °С, кг	150	100	110	90
Расход криоагента в рабочем режиме, кг/ч	100	90	90	80
Электропотребление при напряжении 400V, кВт	7	7	3	3
Пропускная способность: чел./ч чел. /день	50–60	20–30	50–60	20–30
	300	150	300	150
Рекомендованная площадь отделения криотерапии, м ²	500	300	500	300

Снабжение криоагентом в рассматриваемых аппаратах обеспечивается от стационарной криогенной емкости объемом 10–14 м³.

При эксплуатации аппаратов серии «KR-2005» проявляются все описанные выше недостатки многоместных криотерапевтических установок: нестабильность температурного режима основной кабины, нарушение режима пузырькового кипения криоагента при входе

пациентов в основную процедурную кабину. Аппараты, использующие жидкий воздух, более устойчивы, так как отвод паров воздуха через процедурную кабину и шлюз значительно снижает колебания температуры, связанные с подводом теплоты от пациентов и проникновением атмосферного воздуха.

Анализ данных табл. 9 вызывает сомнения по поводу достоверности данных о расходе жидкого криоагента в пусковом и процедурном режимах. В других источниках пусковые затраты азота в установках аналогичной вместимости описывались величиной 300 кг. В отделке внутреннего пространства кабин компании «CREATOR» широко применяются деревянные детали (рис. 25). Древесина обладает высокой теплоаккумулирующей способностью [55], поэтому пусковые затраты криоагента должны быть существенными.



Рис. 25. Декоративная отделка кабины и шлюза криотерапевтической установки «KR-2005» компании «CREATOR»

При пропускной способности 50 чел./ч (см. табл. 9) для отвода теплоты, выделяемой пациентами, потребуется 150 кг жидкого азота. Если учесть, что подвод теплоты от тел пациентов составляет не более 50 % от общей тепловой нагрузки на систему криостатирования, получится, что заявленные производителями затраты криоагента занижены в три раза.

В 1990 году компания «Kriomedizintechnik» (ФРГ) изготовила первую криотерапевтическую установку с компрессорной системой

криостатирования, работающей по циклу трехступенчатой холодильной машины. Такие КТК выпускаются до настоящего времени и экспортируются в Россию под торговой маркой «CryoSpaceCabin». В настоящее время покупателям предлагают две модификации «CryoSpaceCabin»: с одним и с двумя промежуточными шлюзами.

Отказ от жидкостной системы криостатирования в 2–3 раза снизил стоимость установок. Реклама установок «CryoSpaceCabin» позиционирует данное оборудование как устройства для реализации принципиально новой технологии *«криотерапия сухим холодным воздухом»*. Эти утверждения ничем не обоснованы, так как конструкция низкотемпературной зоны не защищает основную кабину от поступления влажного воздуха из атмосферы или при дыхании пациентов, а в технологической схеме не предусмотрены системы для осушки воздуха. В низкотемпературной кабине влага мгновенно превращается в мелкодисперсные частицы (ледяной туман), которые невозможно осадить или отфильтровать из-за их малых размеров и высокой парусности. Данные частицы накапливаются в объеме основной кабины и шлюза, поэтому эффективная влажность воздуха в этих полостях значительно выше 100 %.

По влажности воздуха криотерапевтические установки с компрессионным охлаждением уступают многоместным кабинам, охлаждаемым жидким воздухом, например установкам «KR-2005». Пары жидкого воздуха не содержат воду, поэтому пространство низкотемпературной зоны постоянно очищается от влаги, выделяемой пациентами.

Хотя низкая лечебная эффективность КТК с компрессионным охлаждением подтверждена на уровне диссертационных исследований, производство аппаратов с компрессионным охлаждением налажено компанией «Zimmer» (ФРГ). Такие криотерапевтические установки имеют одинаковый уровень номинальной температуры в основной кабине, поэтому обладают такой же физиотерапевтической эффективностью. Техническая характеристика криотерапевтических систем с компрессионным охлаждением приведена в табл. 10.

В 2001 году компания «Kriomedizintechnik» вошла в состав концерна «Linde». После этого слияния концерн выпустил на российский рынок однокамерную КТК «CryoHome» (рис. 26), в которой номинальная температура повышена до 185 К.

Техническая характеристика многоместных криотерапевтических установок с компрессионным охлаждением

Показатель	«CryoSpaceCabin»	«Zimmer»	«Cryohome»
Вместимость, чел.	5	5	3
Температура газа в кабине, К	160	160	185
Температура газа в шлюзе, К	210	210	–
Продолжительность сеанса, мин	3	3	3
Число процедурных циклов, ч ⁻¹	4	4	4
Мощность привода, кВт	20	18	8
Длина, м	4,2	4,2	3,0
Ширина, м	2,1	2,1	1,5
Высота, м	2,8	2,8	2,5
Вес, кг	3250	–	1400

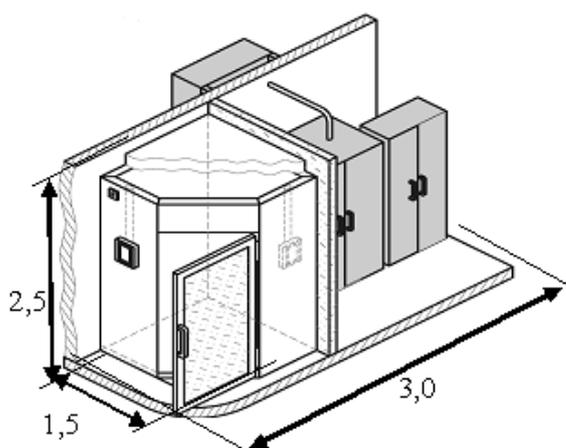


Рис. 26. Однокамерная криотерапевтическая установка «Cryohome»

Отказ от неэффективной шлюзовой камеры сделал аппарат значительно компактней, но его лечебная эффективность представляется крайне сомнительной. Низкотемпературная кабина установки «CRYOHOMЕ» напрямую сообщается с атмосферой, поэтому после входа пациентов температура воздуха в кабине должна возрастать до уровня 220–240 К. С учетом низкой энерговооруженности (см. табл. 10) система криостатирования вряд ли способна восстановить номинальную температуру до конца процедуры.

Обращает на себя внимание тот факт, что для всех аппаратов с компрессионным охлаждением заявлено крайне малое число процедурных циклов за час работы. Если продолжительность одного сеанса составляет 3 мин, то за один час установка работает в процедурном режиме всего 12 мин. Остальное время затрачивается на восстановление температуры в низкотемпературной зоне перед очередным сеансом.

Современные системы криостатирования одноместных криотерапевтических установок строятся по совершенно иным принципам, так как благодаря особенностям конструкции процедурной кабины в качестве криогенного теплоносителя можно использовать пары жидкого азота. Для получения азотного пара нет необходимости использовать рекуперативные теплообменники, поэтому криостатирующее оборудование стоит значительно дешевле. Отвод паров жидкого азота через кабину пациента позволяет использовать для отвода тепловой нагрузки теплоту перегрева паров от температуры насыщения до уровня криостатирования зоны ОКВ, что составляет не менее 60 кДж/кг.

Первоначально для криостатирования одноместных криотерапевтических устройств использовалась так называемая проточная схема подачи криогенного теплоносителя. Разработчики криотерапевтических систем недооценивали величину подвода теплоты с поверхности тела пациента. Предполагалось, что основная тепловая нагрузка на систему охлаждения связана с заполнением объема процедурной кабины криогенным теплоносителем, а после наполнения кабины теплоноситель можно подавать небольшими порциями для криостатирования на заданном температурном уровне [44]. При таких условиях нет необходимости утилизировать теплоноситель во время процедуры. Одноместные криотерапевтические системы криостатируют посредством так называемых проточных схем (рис. 27).

В отдельных КТК теплоноситель получали за счет испарения жидкого азота подводом теплоты от электронагревателей [17]. На получение 1 кг теплоносителя расходовался 1 кг криоагента. Теплоноситель отводит теплоту за счет перегрева от состояния насыщения до уровня номинальной температуры в кабине пациента ($T_{\text{ном}} = 140 \text{ К}$). Удельная теплоотводящая способность паров азота составит

$$q_{\text{пер}} = c_p (T_{\text{ном}} - T_a''), \quad q_a \approx 60 \text{ кДж/кг.}$$

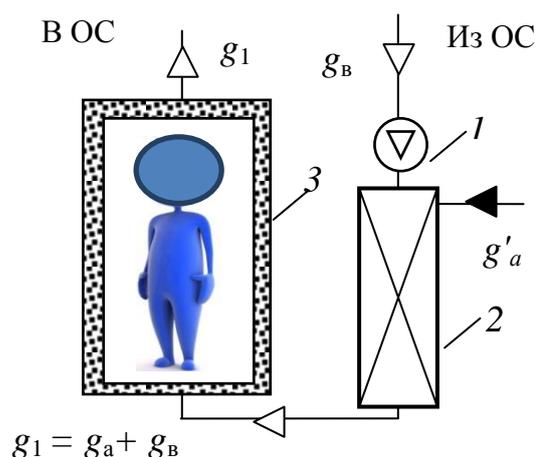


Рис. 27. Проточная схема криостатирования кабины
одноместного КТК:

1 – побудитель расхода; 2 – теплообменник; 3 – исполнительное устройство

В то же время полная теплоотводящая способность жидкого азота существенно больше:

$$q_{\text{то}} = r' + c_p (T_{\text{ном}} - T_{\text{a}}''), \quad q_{\text{то}} \approx 260 \text{ кДж/кг.}$$

Для повышения эффективности использования теплоотводящей способности криоагента в качестве источника теплоты стали применять атмосферный воздух. Поток теплоносителя образуется путем смешения потока атмосферного воздуха и мелкодисперсных частиц жидкого криоагента (см. рис. 27).

Воздух нагнетается побудителем расхода 1 в контактный теплообменник 2, в который подается жидкий азот. Соотношение расходов криоагента и воздуха зависит от уровня криостатирования исполнительного устройства 3 и определяется из теплового баланса теплообменника 2:

$$A[r' + c_p (T_{\text{ном}} - T_{\text{a}}'')] = Bc_p (T_{\text{о.с}} - T_{\text{ном}}).$$

Теплота переохлаждения воздуха от температуры окружающей среды $T_{\text{о.с}}$ до номинальной температуры кабины пациен-

та ($T_{\text{НОМ}} = 140 \text{ К}$) составляет около 150 кДж/кг. Удельные затраты криоагента на переохлаждение воздуха:

$$A = A/B = c_p (T_{\text{о.с}} - T_{\text{НОМ}}) / [r' + c_p (T_{\text{НОМ}} - T_{\text{а''}})], \quad a \approx 0,58 \text{ кг/кг.}$$

Материальный баланс теплообменного аппарата 2 позволяет определить удельные затраты криоагента на подготовку теплоносителя:

$$k_{\text{тн}} = 1/(1 + a), \quad k_{\text{тн}} \approx 0,63 \text{ кг/кг.}$$

Получение теплоносителя за счет теплоты переохлаждения воздуха снижает удельные затраты азота почти на 40 %.

Приведенная на рис. 27 схема используется в криотерапевтических кабинах «КРИОМЕД 20/150-01» и «ICEQUEEN». Эти криотерапевтические комплексы зарегистрированы в Росздравнадзоре Российской Федерации в качестве объектов медицинской техники.

Даже поверхностный анализ тепловых потоков показывает, что криоагент расходуется не на компенсацию тепловыделений в зоне ОКВ, а на переохлаждение воздуха от температуры окружающей среды до уровня ОКВ. Выделяемая в процедурной кабине теплота отводится за счет перегрева потока теплоносителя, который по условиям эффективности ОКВ не должен быть существенным. Полагая перегрев теплоносителя в кабине $\Delta T_{\text{тн}} = 20 \text{ К}$, можно оценить номинальный расход теплоносителя и криоагента для отвода теплоты, выделяемой с поверхности тела пациента ($Q_{i=1} = 446 \text{ кДж}$ – см. разд. 5):

$$G_{\text{тн}} = Q_{i=1} / (\Delta T_{\text{тн}} c_p), \quad G_{\text{тн}} \approx 22 \text{ кг}, \quad G_{\text{а}} = k_{\text{тн}} G_{\text{тн}}, \quad G_{\text{а}} \approx 14 \text{ кг.}$$

Для сравнения определим затраты криоагента на первичное заполнение кабины объемом 1 м^3 :

$$G_{\text{а0}} = k_{\text{тн}} V_{\text{к}} \rho_{\text{тн}}, \quad \text{если } T_{\text{тн}} = 140 \text{ К}, \quad \rho_{\text{тн}} = 2,42 \text{ кг/м}^3, \quad \text{то } G_{\text{а0}} \approx 1,53 \text{ кг.}$$

Следует обратить внимание на то, что затраты криоагента были определены без учета подвода теплоты от теплового ограждения кабины. Даже в этом случае затраты криоагента на первичное заполнение кабины почти на порядок меньше затрат на отвод теплоты из объема процедурной кабины. Сумма расчетных затрат жидкого азота на реализацию процедурного цикла ОКВ в криотерапевтиче-

ской кабине с проточной системой криостатирования составляет 15,5 кг, что в 5 раз больше значений, заявленных производителями (см. табл. 9).

Учитывая значительную тепловую нагрузку на систему криостатирования, была разработана альтернативная система отвода теплоты к жидкому криоагенту (рис. 28). В схеме предусмотрена утилизация теплоносителя, прошедшего сквозь процедурную кабину 3. Перегретый в кабине теплоноситель $g_{\text{ц}}$ поступает в линию всасывания вентилятора 1 и нагнетается в контактный теплообменник 2. Теплота перегрева циркуляционного потока теплоносителя

$$q_{\text{ц}} = g_{\text{ц}} \Delta T_{\text{тн}} c_p$$

отводится за счет испарения потока жидкого криоагента g'_a :

$$g'_a = g_{\text{ц}} \Delta T_{\text{тн}} c_p [r' + c_p (T_{\text{ном}} - T_a'')].$$

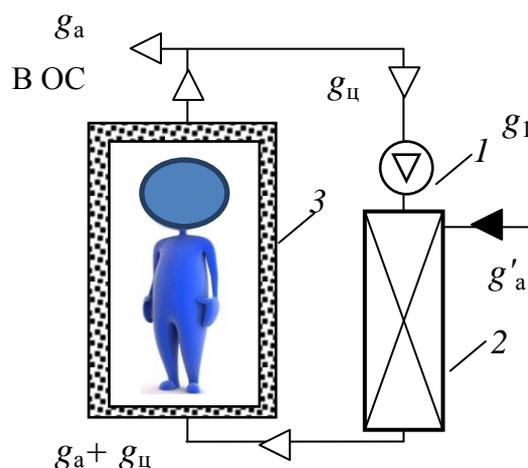


Рис. 28. Одноместный КТК с циркуляционной системой охлаждения:
1 – вентилятор; 2 – теплообменник; 3 – кабина

В кабину пациента направляется материальный поток, состоящий из испарившегося азота g_a и газа $g_{\text{ц}}$, поданного в теплообменник 2 вентилятором 1.

В кабине пациента поток перегревается за счет подвода теплоты от пациента (теплопритоком от изоляции пренебрегаем):

$$\Delta T_{\text{тн}} = q_{i=1} / [c_p (g_a + g_{\text{ц}})].$$

На выходе из кабины часть потока, равная по массе испарившемуся в теплообменнике 2 криоагенту, сбрасывается в окружающую среду. Расход азота в теплообменнике 2 зависит только от теплоты, выделенной в кабине 3:

$$g'_a = q_{i=1} / [r' + c_p(T_{\text{ном}} + \Delta T_{\text{тн}} - T_a'')],$$

некоторая часть тепловой нагрузки $q_{i=1}$ отводится за счет перегрева потока, сбрасываемого в окружающую среду:

$$q_{\text{отб}} = g_a \Delta T_{\text{тн}} c_p,$$

поэтому количество теплоты, перенесенной циркуляционным потоком в теплообменник 2, несколько меньше тепловыделений в объеме процедурной кабины. Затраты криоагента на отвод теплоты:

$$G_a = Q_{i=1} / [r' + c_p(T_{\text{ном}} + \Delta T_{\text{тн}} - T_a'')], G_a \approx 1,6 \text{ кг.}$$

При прочих равных условиях расчетный расход криоагента на один процедурный цикл составит 3,12 кг.

Технология контактной передачи теплоты от теплоносителя к криоагенту основана на прямом контакте потоков. Криоагент распыляют в потоке газа-теплоносителя, капли испаряются и отводят от газа теплоту парообразования. Пары криоагента смешиваются с потоком теплоносителя и поступают в зону криостатирования.

Рабочий диапазон температур контактной системы криостатирования ограничивается только температурой кипения криоагента, поэтому при их использовании снимаются температурные ограничения, присущие, например, компрессионным охладителям. При прямом контакте теплоносителя с жидким криоагентом можно передавать значительные потоки теплоты при небольшом градиенте температуры. Контактный теплообменник распылительного типа обладает минимальной тепловой инерцией, что значительно снижает пусковые затраты криоагента. По данным производителей, затраты жидкого азота на пуск одноместного КТК примерно равны затратам на проведение одной процедуры и составляют 4–5 кг.

Очевидным недостатком жидкостной системы криостатирования данного типа является то, что теплоноситель содержит значительное количество паров азота. В случае использования проточной

системы содержание кислорода определится из материального баланса смешения:

$$c_{\text{TH}} = k_{\text{TH}}c_a + (1 - k_{\text{TH}})c_b, \quad c_a = 0 \text{ кг/кг}, \quad c_b = 0,23 \text{ кг/кг}, \quad c_{\text{TH}} = 8,6 \text{ кг/кг}.$$

Газ с таким содержанием кислорода для дыхания непригоден. При использовании циркуляционной схемы криостатирования теплоноситель состоит только из паров азота.

Состав теплоносителя требует некоторого усложнения конструкции кабины для размещения пациента, но зато значительно упрощает процесс отвода теплоты. Благодаря использованию контактных теплообменников одноместные КТК получили значительные конкурентные преимущества.

В настоящее время одноместные криотерапевтические системы производятся в основном в России (табл. 11). В некоторых странах производятся аналоги криобассейнов «КАЭКТ-01 "КРИОН"». Оригинальные зарубежные конструкции аппаратов этого класса неизвестны. Криокабина «ICEQUEEN» является аналогом криокабины «КРИОМЕД-20/150-01» и отличается от прототипа только внешним дизайном.

Таблица 11

Техническая характеристика одноместных криотерапевтических установок с контактной системой криостатирования

Показатель	Криобассейн «КАЭКТ-01 "КРИОН"»	Криокабина «КРИОМЕД-20/150-01»	Криокабина «ICEQUEEN»
Температура газа в кабине, К	140–120	100–270	100–270
Экспозиция ОКВ, мин	3	3	3
Число процедурных циклов, ч ⁻¹	15	15	15
Мощность электропривода, кВт	1,5	1,5	1,5
Расход криоагента, кг/мин	1,5	1,0	1,0
Диаметр кабины, м	0,8	1,0	1,0

Показатель	Криобассейн «КАЭКТ-01 "КРИОН"»	Криокабина «КРИОМЕД- 20/150-01»	Криокабина «ICEQUEEN»
Высота кабины, м	1,8	2,2	2,2
Внутренний объем кабины, м ³	0,45	1,0	1,0
Вес, м	490	600	700

Обзор развития техники и технологии общей криотерапии в Европе, а также анализ современного парка криотерапевтических устройств позволяют сделать вывод о том, что несмотря на длительную клиническую практику применения метода ОКВ до сегодняшнего дня нет общепринятой теории получения криотерапевтического эффекта. Отсутствуют единые технологические рекомендации по организации процесса охлаждения тела пациента криогенными газами. Неопределенность технологических требований является причиной хаотического развития аппаратуры для реализации процедур ОКВ, вследствие которого произошло необоснованное повышение номинальной температуры криогенного теплоносителя в ряде современных многоместных установок. Несмотря на то, что изменение температуры газа привело к снижению эффективности ОКВ, выпуск устройств этого типа продолжается. Более того, появляются установки, в которых для реализации криотерапии предлагается использовать воздух температурой 190 К [20].

Очевидно, что модернизация технологии ОКВ и конструкции криотерапевтических устройств стимулировалась преимущественно экономическими соображениями. Причем «модернизация» осуществлялась несмотря на явное снижение достигаемого криотерапевтического эффекта. Подобное положение недопустимо, так как стало причиной появления целого ряда «новых» и «современных» криотерапевтических систем, непригодных для оказания криотерапевтического воздействия.

Исходя из технических характеристик, которые приводят производители криотерапевтических установок, потребитель не может сделать обоснованный выбор в пользу той или иной системы, так как эти характеристики носят явно рекламный характер. Сообщается много второстепенных сведений, но ни один производитель не при-

водит данных о величине достигаемого криотерапевтического эффекта. Медицинские специалисты также не акцентируют внимания на связи достигаемого лечебного эффекта и температурного уровня в криотерапевтическом устройстве. Свыше 90 % зарубежных публикаций посвящено популяризации криотерапевтических процедур при температуре 160 К и выше. В некоторой степени такое положение связано с тем, что в странах Западной Европы криотерапевтические системы, рассчитанные на работу при более низких температурах, практически отсутствуют.

Благодаря сочетанию целого ряда случайных факторов в России и странах, ранее входивших в состав СССР, наблюдается принципиально иная ситуация. Парк криотерапевтического оборудования на 90 % состоит из одноместных установок российского производства. Доступность криотерапевтической аппаратуры создает условия для организации широкого круга исследований, направленных на расширение сферы клинического применения ОКВ. За последние 5 лет защищено 8 диссертаций, посвященных клиническому применению общей криотерапии, причем 6 работ выполнено с использованием отечественного криотерапевтического оборудования [2, 56, 57, 58].

В то же время и в России нет единого представления об основах эффективности общего криотерапевтического воздействия, что отрицательно сказывается на практике применения метода в медицинских учреждениях. Наиболее явным проявлением негативного влияния неопределенности технологических требований к криотерапевтической аппаратуре являются участвовавшие случаи приобретения государственными клиниками России некачественных криотерапевтических аппаратов иностранного производства. В России существует устойчивый спрос на криотерапевтическое оборудование. В странах Евросоюза метод ОКВ в значительной степени дискредитирован, поэтому производители «безазотных» криотерапевтических устройств перенаправляют свое оборудование на российский рынок. Используя сложившиеся стереотипные представления о безусловном техническом превосходстве импортной техники, торговые представители иностранных компаний реализуют невостребованное в Евросоюзе оборудование по ценам, завышенным в два раза. Например, криотерапевтическая установка «CryoSpaceCabin» в странах Евросоюза стоит 160 тыс. евро, а в России и странах СНГ реализуется уже

за 360 тыс. евро. Разница цен затрачивается на агрессивную рекламу и прочие способы искусственного увеличения спроса. Неэффективная и дорогая техника преподносится потребителю как «последнее достижение немецкой инженерной мысли».

Отсутствие общепринятых критериев для оценки потребительских качеств криотерапевтических систем, некомпетентность, а часто и недобросовестность руководителей медицинских учреждений, создают условия для приобретения импортных установок за счет государственного финансирования. Цена таких импортных КТК в 15 раз выше цены одноступенчатых установок. Каждый случай реализации многоступенчатых криотерапевтических систем наносит бюджету России серьезный экономический ущерб.

Общество осознало возможности криотерапевтического лечения и готово к его широкому применению. Преодоление неопределенности в вопросах конструирования и эксплуатации криотерапевтических комплексов является актуальной научной задачей.

7. УДЕЛЬНЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Криотерапевтический комплекс – сложный технологический аппарат, предназначенный для управляемого охлаждения поверхности тела человека с целью достижения физиотерапевтического эффекта [21, 36, 52]. Несмотря на многообразие вариантов технической реализации метода общего криотерапевтического воздействия все КТК включают в себя два основных элемента: исполнительное устройство (ИУ) и систему криостатирования (СК).

Основу исполнительного устройства КТК составляет кабина для размещения пациентов криотерапевтического комплекса. С технологической точки зрения кабина для пациентов является тепловым ограждением зоны криовоздействия, которая заполнена криогенным газом-теплоносителем. Охлаждение поверхности тела пациента (объекта ОКВ) достигается за счет отвода теплоты к теплоносителю. Газ, заполняющий зону криовоздействия, получает теплоту от теплового ограждения.

В многоместных комплексах газ отдает теплоту теплообменнику, размещенному в объеме ИУ. В одноместных КТК газ-теплоноситель переносит теплоту в систему криостатирования, расположенную за пределами исполнительного устройства.

Система криостатирования представляет собой комплекс аппаратов, обеспечивающих отвод теплоты из объема исполнительного устройства. По принципу действия системы криостатирования исполнительного устройства КТК делятся на жидкостные и компрессионные. В жидкостных системах для отвода тепловой нагрузки используют теплоотводящую способность криоагентов, жидкого азота или воздуха. В компрессионных системах для отвода теплоты применяют рефрижераторные циклы. Каждая из указанных систем содержит значительное число вариантов реализации (см. разд. 6).

Определяющее влияние на эффективность и себестоимость КТК оказывает выбор схемы проведения сеансов ОКВ. Процедуры ОКВ проводят в многоместных и одноместных установках. Конструкция ИУ определяет график изменения температуры теплоносителя вокруг тела пациента, т. е. технологический режим ОКВ находится в прямой зависимости от конструкции ИУ. Особенно жестко влияет на технологию процедур конструкция многоместных установок. Для

выбора оптимальной схемы проведения процедур необходимо предварительно оценить энергоэффективность одноместных и многоместных ИУ.

Учитывая многообразие вариантов конструктивного исполнения для построения математических моделей элементов КТК целесообразно вывести из рассмотрения абсолютные значения технических параметров и использовать в экспериментах удельные характеристики (табл. 12).

Таблица 12

Техническая характеристика исполнительных устройств действующих криотерапевтических комплексов

Показатель	Наименование КТК					
	«КАЭКТ-01»	«КРИОМЕД-20/150»	«ICEQUEEN»	«CryoSpaceCabin»	«Zimmer»	«KR-2005 N»
<i>Исполнительное устройство</i>						
Вместимость, чел.	1	1	1	5	5	6
Внутренний объем, м:						
диаметр	0,5	0,9	0,9	–	–	–
длина	–	–	–	2	2	2,5
ширина	–	–	–	2,0	2	2,5
высота	1,7	2,2	2,2	2,1	2,2	2,5
Площадь поперечного сечения, м ²	0,4	0,65	0,65	4,0	4,0	6,25
Площадь теплового ограждения, м ²	3,2	6,2	6,2	24,8	25,6	37,5
Объем, м ³	0,5	1,4	1,4	8,4	8,8	15,6
Поверхность теплообменника, м ²	–	–	–	52	62	70
Масса теплообменника, кг	–	–	–	68	80	91
<i>Шлюзовая камера</i>						
Площадь поперечного сечения, м ²	–	–	–	3,6	3,6	5,0
Площадь теплового ограждения, м ²	–	–	–	23,2	23,2	30,0
Объем, м ³	–	–	–	7,6	7,6	12,5
Поверхность теплообменника, м ²	–	–	–	45	40	50
Масса теплообменника, кг	–	–	–	40	40	45

Применение удельных характеристик КТК позволит организовать начальные исследования на одномерных математических моделях элементов комплекса. Использование одномерных моделей позволяет проанализировать общие закономерности работы КТК, сформулировать обобщающие выводы по основам эффективности технологических и конструктивных решений.

Эксперимент на одномерной модели снижает затраты времени на подготовку и проведение исследований, дает возможность проанализировать большое число вариантов конкретного исполнения. Результаты экспериментов на одномерных моделях имеют обобщающее значение, так как не связаны с конкретными конструктивными особенностями объекта исследований.

Одномерные математические модели должны достоверно описывать основные тепловые процессы, протекающие во всех элементах криотерапевтического комплекса, поэтому для их построения полезно использовать характеристики, сходные с параметрами действующего оборудования.

Исходные данные для расчета удельных характеристик криотерапевтических комплексов определены на основе технической информации производителей КТК (см. табл. 12). В указанной таблице содержится основная техническая информация о многоместных и одноместных КТК.

Исполнительное устройство (ИУ) является основным технологическим элементом КТК, поэтому при разработке системы удельных характеристик принято решение относить все абсолютные характеристики КТК к единице объема исполнительного устройства.

Исходя из технологической задачи КТК, важнейшее значение имеет правильная интерпретация тепловыделений с поверхности объекта охлаждения. Математическая модель объекта охлаждения обеспечивает вычисление теплового потока, поступающего в криогенный теплоноситель с единицы поверхности тела. Действительная тепловая нагрузка на систему криостатирования определяется величиной удельной площади объекта охлаждения – отношением суммарной площади поверхности $F_2 n_2$ к объему кабины V_3 и шлюза $V_{3-ш}$:

$$f_2 = \frac{F_2 n_2}{V_3} \quad \text{и} \quad f_{2-ш} = \frac{F_2 n_2}{V_{3-ш}}.$$

Значения удельной теплопередающей поверхности объекта охлаждения для различных КТК приведены в табл. 13. Данные таблицы показывают, что по этому параметру между действующими КТК существуют значительные различия. Максимальные значения f_2 наблюдаются в одноместных КТК. Удельная теплопередающая поверхность одноместного комплекса «КАЭКТ-01» в 5 раз больше аналогичного показателя многоместной установки «KR-2005 N». Разброс показателей определяется разными схемами проведения процедур, так как для перемещения пациентов по полостям многоместных установок необходимо дополнительное свободное пространство.

Таблица 13

Удельная характеристика криотерапевтических устройств

Показатель	Марка комплекса					
	«КАЭКТ-01»	«Криомед-20/150»	«АРСТКА»	«CryoSpaceCabin»	«Zimmer»	«KR-2005 N»
Вместимость, чел./м ³	2,0	0,7	0,7	0,6	0,57	0,4
Площадь, м ² /м ³ :						
ограждения кабины	6,4	4,7	4,7	3,0	2,91	2,4
ограждения шлюза	–	–	–	3,1	3,1	2,4
объекта в кабине	3,20	1,10	1,10	0,95	0,91	0,62
объекта в шлюзе	–	–	–	1,05	0,91	0,77
Отношение f_3 / f_2 , м ² /м ²	2,0	4,1	4,1	3,1	3,1	3,9
Свободное пространство кабины, м ³ /м ³	0,84	0,92	0,92	0,95	0,96	0,97
Свободное пространство шлюза, м ³ /м ³	–	–	–	0,95	0,96	0,96
Площадь теплообменника кабины, м ² /м ³	–	–	–	6,2	6,2	4,5
Площадь теплообменника шлюза, м ² /м ³	–	–	–	5,9	5,9	4,0
Масса теплообменника, кг/м ²	–	–	–	1,3	1,3	1,3
Расход криоагента, кг/(м ³ ·мин)	3,0	1,0	1,0	–	0,10	0,1
Мощность системы охлаждения, кВт/м ³	–	–	–	3,0	3,0	2,0

Потребность в дополнительном пространстве сказывается на размерах низкотемпературных полостей КТК, которые определяют площадь внутренней поверхности теплового ограждения. Влияние ограждения зоны криотерапевтического воздействия описывает величина удельной теплопередающей поверхности изоляции, являющаяся отношением площади внутренней поверхности изоляции кабины F_{S3} или шлюза $F_{S3-ш}$ к внутреннему объему кабины V_3 или шлюза $V_{3-ш}$ соответственно:

$$f_3 = \frac{F_{S3}}{V_3} \quad \text{и} \quad f_{3-ш} = \frac{F_{S3-ш}}{V_{3-ш}}.$$

При работе криотерапевтического комплекса подвод теплоты от изоляции может существенно увеличивать нагрузку на систему криостатирования. Интересно оценить диапазон варьирования удельной площади изоляции различных криотерапевтических систем. Данные табл. 13 показывают, что у одноместных систем значения удельной теплопередающей поверхности значительно больше. Однако это различие не столь существенно: максимальные и минимальные показатели f_3 различаются всего в 2,5 раза. Разброс значений определяется малым объемом одноместных кабин.

Следует отметить, что подвод теплоты от поверхности объекта охлаждения является полезной тепловой нагрузкой, а приток теплоты от изоляции снижает энергетическую эффективность работы исполнительного устройства. Можно проанализировать отношение удельных площадей изоляции и объекта ОКВ в разных криотерапевтических комплексах:

$$k_{3/2} = \frac{f_3}{f_2}.$$

По приведенному выше показателю (см. табл. 13) одноместные системы обладают явными преимуществами, так как обеспечивают минимальное соотношение площадей.

Затраты энергии на реализацию процедурного цикла КТК определяются количеством теплоносителя, которое надо подать в зону ИУ для компенсации потерь, связанных с входом и выходом пациента. Такие потери особенно велики у одноместных систем, где в момент выхода пациента из зоны ОКВ в окружающую среду сбрас-

сывается весь объем теплоносителя. Для оценки таких потерь используются значения удельного объема свободного пространства ИУ. Удельный объем характеризует компактность размещения пациентов в исполнительном устройстве и шлюзе:

$$\varepsilon = \frac{V_3 - V_2 n_2}{V_3} \quad \text{и} \quad \varepsilon = \frac{V_{3-ш} - V_2 n_2}{V_{3-ш}}.$$

Как видно из табл. 13, по величине свободного пространства сравниваемые объекты также имеют существенные отличия: $0,84 \leq \varepsilon \leq 0,97$. Минимальный объем свободного пространства достигается в одноместных системах. Максимальным объемом свободного пространства обладают аппараты польского производства марки «KR-2005 N».

Сходное значение имеет удельная вместимость исполнительного устройства криотерапевтического комплекса:

$$n_v = \frac{n_2}{V_3}.$$

У действующих КТК удельная вместимость составляет от 0,4 до 2 чел./м³.

Рассмотренные выше удельные параметры исполнительного устройства характеризуют насыщенность зоны ОКВ источниками теплоты. Для полного описания необходимо охарактеризовать условия отвода теплоты за пределы зоны криотерапевтического воздействия.

В многоместных КТК условия отвода теплоты определяются двумя группами факторов.

Первая группа факторов характеризует условия передачи теплоты от газа к теплоприемнику, в частности насыщенность зоны ОКВ теплоотводящей поверхностью. Удельная поверхность отвода теплоты определяется отношением площади теплообменников кабины и шлюза (F_4 и $F_{4-ш}$) к объему, в котором они расположены:

$$f_4 = \frac{F_4}{V_3} \quad \text{и} \quad f_{4-ш} = \frac{F_{4-ш}}{V_{3-ш}}.$$

Теплообменники предусмотрены только в четырех из шести рассматриваемых комплексов, устройства № 1 и 2 охлаждают исполнительное устройство за счет вентиляции криогенным теплоносителем (см. табл. 13).

Так как температура в исполнительном устройстве подвержена колебаниям, которые связаны с входом и выходом пациентов, существенную роль играет инерционность поверхности, принимающей теплоту. Она описывается удельной массой теплообменника

$$m_4 = \frac{M_4}{F_4}.$$

Вторая группа факторов эффективности системы охлаждения характеризует энерговооруженность КТК. Для комплексов с азотным охлаждением энерговооруженность определяется удельным расходом криоагента

$$g_{a-v} = \frac{g_a}{V_3}.$$

Для комплексов с компрессионным охлаждением энерговооруженность характеризуется приведенной мощностью системы криостатирования

$$N_{5-v} = \frac{N_5}{V_3}.$$

Приведенные в табл. 13 расчетные значения удельных характеристик действующих криотерапевтических систем иллюстрируют существенные различия между двумя группами криотерапевтического оборудования. По компактности размещения теплоисточников, удельному расходу криоагента, площади теплопередающей поверхности и так далее аппараты перечисленных групп имеют столь значительные расхождения, что возникают сомнения в идентичности технологических процессов, которые в них реализуются.

Наиболее существенные расхождения наблюдаются в характеристиках системы криостатирования. Например, удельные затраты

жидкого азота в установках «КАЭКТ-01» и «KR-2005 N» различаются в 30 раз.

Удельных характеристик недостаточно для построения физической модели исполнительного КТК. Необходимо определить алгоритм изменения температуры в зоне охлаждения, описать конструкцию тепловой изоляции, теплоотводящей аппаратуры и способ отвода теплоты из исполнительного устройства, т. е. сформулировать физические модели элементов, образующих криотерапевтический комплекс.

8. ФИЗИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ЭЛЕМЕНТОВ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Основным элементом криотерапевтического комплекса является исполнительное устройство (ИУ). Исполнительное устройство КТК конструктивно представляет собой тепловое ограждение зоны ОКВ, в которой во время сеанса размещается объект. Во время сеанса теплоизолированный объем ИУ заполняется криогенным теплоносителем. В отдельных случаях в объеме ИУ размещают приемник теплоты – рекуперативный теплообменник, который отводит теплоту от газа-теплоносителя к рабочему телу системы криостатирования (СК). Чаще все элементы СК располагаются вне зоны ОКВ. Такое размещение используется в многоместных КТК второго поколения и одностольных комплексах российского производства.

Физическая модель исполнительного устройства КТК является основой для разработки математической модели ИУ. Для анализа тепловых процессов, протекающих в объеме ИУ КТК во время реализации технологии ОКВ, можно использовать схему, приведенную на рис. 29.

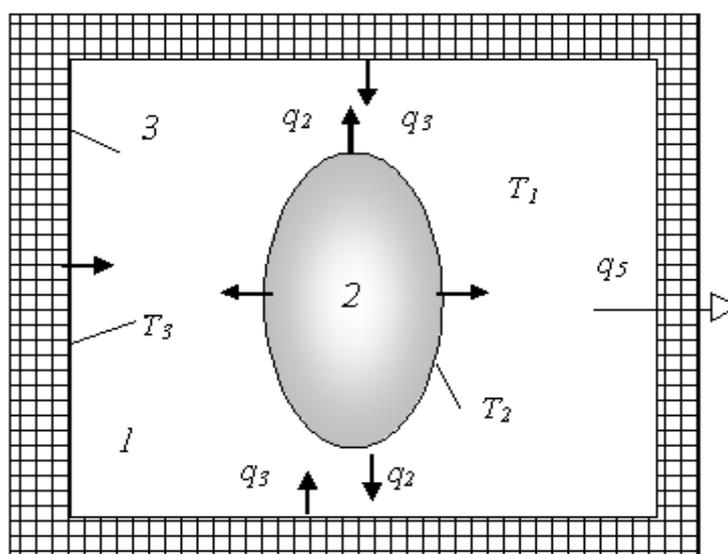


Рис. 29. Тепловая схема для построения физической модели исполнительного устройства КТК:

1 – теплоноситель; 2 – объект охлаждения; 3 – тепловое ограждение

Зона криотерапевтического воздействия заполнена газообразным теплоносителем 1 температурой T_1 . В центре зоны размещен объект охлаждения 2. Температура поверхности объекта охлажде-

ния T_2 меняется во времени из-за конвективного отвода теплоты газом-теплоносителем. Диапазон изменения температуры поверхности объекта охлаждения ограничен условиями гипотермической безопасности объекта ОКВ (см. разд. 5), поэтому температура T_2 во время сеанса ОКВ остается значительно выше температуры теплоносителя T_1 :

$$T_2 = f \tau, \quad T_2 \gg T_1.$$

Большой градиент температур ($\Delta T_{2-1} = T_2 - T_1$) является основным условием успешной реализации технологии ОКВ, так как позволяет отводить с поверхности объекта тепловой поток, который на порядок выше максимальной теплотворной способности организма человека [37]. Текущая температура поверхности объекта охлаждения вычисляется посредством математической модели, которая рассмотрена в разд. 3.

Внутреннее пространство ИУ защищено от притока теплоты из окружающей среды (ОС) тепловым ограждением 3. Внутренняя поверхность теплового ограждения имеет температуру T_3 . Текущая температура внутренней поверхности теплового ограждения вычисляется посредством математической модели, которая будет рассмотрена ниже. В зависимости от варианта организации ОКВ температура T_3 либо близка к температуре теплоносителя, либо колеблется в широких пределах.

Два элемента, образующие исполнительное устройство (объект охлаждения и тепловое ограждение), описываются собственными математическими моделями.

Для построения физической модели исполнительного устройства КТК необходимо сформулировать условия однозначности для газа-теплоносителя.

Многообразие вариантов конструктивного исполнения ИУ крайне затрудняет разработку универсальной физической модели, поэтому необходимо, по возможности, упростить описание физических характеристик исследуемого объекта.

При реализации технологического цикла КТК тепловыделение теплоисточников определяется интенсивностью конвективного переноса теплоты:

$$q_2 = f_2 \alpha_{2-1} (T_2 - T_1); \quad q_3 = f_3 \alpha_{3-1} (T_3 - T_1).$$

Коэффициенты конвективной теплоотдачи зависят от температуры поверхности теплоисточников и газа-теплоносителя:

$$\alpha_{2-1} = f(T_1; T_2); \alpha_{3-1} = f(T_1; T_3).$$

Температура газа в объеме зоны ОКВ поддерживается на постоянном уровне в том случае, когда отвод теплоты к системе криостатирования равен подводу теплоты от теплоисточников:

$$q_5 = q_2 + q_3.$$

В реальных условиях обеспечить идеальное соблюдение теплового баланса ИУ практически невозможно. Текущая температура теплоносителя определяется в результате моделирования процессов в ИУ, а температуры теплоисточников должны вычисляться при моделировании переноса теплоты в оболочке объекта ОКВ и тепловом ограждении.

Для оценки энергетической эффективности конструкции ИУ введено понятие теплового КПД исполнительного устройства:

$$\eta_{\text{ИУ}} = Q_2 / Q_5,$$

где Q_2 – суммарный отвод теплоты от объекта ОКВ, полезная тепловая нагрузка; Q_5 – суммарный отвод теплоты к системе криостатирования за весь процедурный цикл:

$$Q_2 = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\text{ц}}} q_2 \partial\tau, \quad Q_5 = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\text{ц}}} q_5 \partial\tau.$$

Одним из основных элементов КТК является система криостатирования (СК) исполнительного устройства, которая представляет собой комплекс устройств, обеспечивающих отвод избыточной теплоты из зоны ОКВ.

Наибольшее влияние на энергоэффективность СК оказывает способ отвода теплоты из объема ИУ. Можно выделить три возмож-

ных способа криостатирования ИУ: рекуперативный, рекуперативно-конвективный и конвективный.

Рекуперативная схема отвода теплоты была использована в первых образцах КТК, которые копировали конструкцию низкотемпературных холодильных установок.

Основное преимущество рекуперативного способа заключается в том, что рабочее тело системы криостатирования не смешивается с газом-теплоносителем, заполняющим объем ИУ. Разделение рабочего тела рефрижератора и теплоносителя позволяет использовать в КТК большое число циклов трансформации теплоты.

Функцию приемника выделяемой в объеме ИУ теплоты выполняет рекуперативный теплообменник, который размещается непосредственно в зоне ОКВ.

Теплота, выделяемая в объеме ИУ поверхностями изоляции q_3 и объекта охлаждения q_2 , передается теплоносителю, который, в свою очередь, передает теплоту поверхности теплообменника.

Тепловой поток от теплоносителя к теплоприемнику зависит от градиента температур и удельной теплопередающей поверхности теплообменника:

$$q_{1-4} = \alpha_{1-4} f_4 (T_1 - T_4),$$

где f_4 – удельная теплопередающая поверхность теплообменника, $f_4 = F_4/V_3$; T_4 – температура поверхности теплообменника.

Для определения действительных затрат электроэнергии на криостатирование посредством обратного цикла Стирлинга можно воспользоваться данными о величине его холодильного коэффициента при разных температурах $\varepsilon = f(T)$ [53].

Рекуперативный отвод теплоты связан с размещением в объеме исполнительного устройства элемента, принимающего теплоту от теплоносителя. В большинстве КТК для этих целей обычно используют теплообменники-испарители от холодильных машин. Схема теплообменника-испарителя из оребренных труб приведена на рис. 30.

На долю ребер приходится 90 % массы и площади теплопередающей поверхности теплообменника. Градиент температуры между внутренней поверхностью труб l и кипящим рабочим телом цикла пренебрежимо мал.

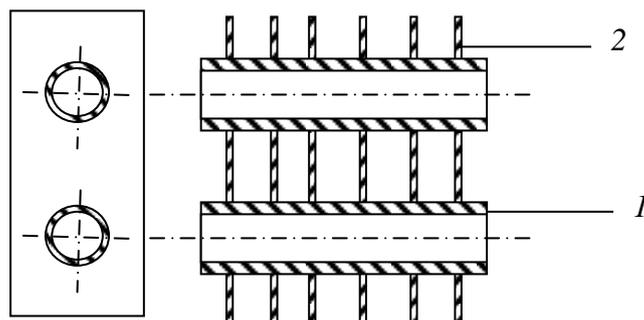


Рис. 30. Схема теплообменника-испарителя:
1 – труба; 2 – пластина оребрения

Основное термическое сопротивление возникает на внешней стороне пластины 2, где перенос теплоты осуществляется за счет естественной конвекции теплоносителя. Можно предположить, что температура металла пластины 2 близка к температуре труб 1. Особенности переноса теплоты позволяют использовать для постановки численного эксперимента упрощенную физическую модель теплообменника. Теплообменное устройство может быть представлено в виде металлической пластины толщиной δ_4 (рис. 31).

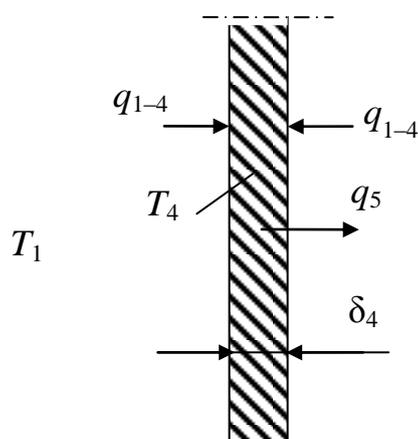


Рис. 31. Упрощенная схема теплообменного устройства

Эффективная толщина теплопередающей пластины δ_4 определяется по известным значениям веса и теплопередающей поверхности теплообменника с учетом плотности материала ребер ρ_4 : $\delta_4 = 2G_4/(\rho_4 F_4)$.

Для серийных теплообменников-испарителей с оребрением из латунных пластин эффективная толщина составляет $\delta_4 \approx 0,14 \cdot 10^{-3}$ м; для испарителя со стальным оребрением – $\delta_4 \approx 0,74 \cdot 10^{-3}$ м [45]. Из-за

малой толщины и высокой теплопроводности металлов можно пренебречь градиентом температуры по толщине пластины: $\Delta T/\Delta\delta \approx 0$.

Теплопередающая пластина толщиной δ_4 окружена газом температурой T_1 . От газа к поверхности пластины подводится тепловой поток q_{1-4} . Отвод теплоты обеспечивает распределенный приемник теплоты q_5 , который поддерживает условное постоянство температуры пластины T_4 .

В соответствии с принятой концепцией построения модели исполнительного устройства теплоприемник описывается величиной удельной теплопередающей поверхности f_4 .

Плотность теплового потока к единице поверхности теплопередающей пластины определяется с учетом градиента температур и условий естественной конвекции теплоносителя:

$$q_{1-4} = \alpha_{1-4}(T_1 - T_4).$$

Для криостатирования ИУ рекуперативным способом используются не только компрессионные рефрижераторы, но и жидкостные азотные квазициклы. Отвод теплоты обеспечивается преимущественно за счет теплоты кипения криоагента, а пары сбрасываются в атмосферу без перегрева.

В отдельных криотерапевтических системах используется смешанный конвективно-рекуперативный способ отвода теплоты из объема ИУ (см. разд. 6). В таких установках в качестве криоагента принято использовать жидкий воздух. Пары криоагента отводятся в окружающую среду через объем ИУ, т. е. выполняют функцию теплоносителя.

В современных КТК чаще всего используется конвективный способ отвода теплоты за пределы исполнительного устройства (см. разд. 6). В этом случае теплота переносится в систему криостатирования за счет циркуляции потока теплоносителя с удельным расходом g_1 .

В ходе процедурного цикла температура газа в низкотемпературных полостях комплекса меняется с большой скоростью и амплитудой. Изменение температуры газа усложняет механизм переноса теплоты через изоляцию. Существенное влияние на величину подвода теплоты через изоляцию оказывает не только теплопроводность,

но и теплоемкость конструкционных материалов внутреннего покрытия ограждения:

$$140 < T_{1,\text{каб}} < 290 \text{ К} \quad \text{или} \quad \Delta T_{1,\text{каб}} < 150 \text{ К}.$$

Температура внутренней поверхности кабины индивидуально-криотерапевтического комплекса циклически изменяется в интервале температур

$$T_{1,\text{min}} < T_{3,i=1} < T_{0,\text{с}}.$$

Периодическое изменение температуры внутренней поверхности теплового ограждения вызывает опосредованный перенос теплоты из окружающей среды. Плотность этого потока теплоты определяется температуропроводностью внутреннего покрытия кабины. Подвод теплоты, связанный с теплоаккумулирующими свойствами конструктивных материалов, называется реактивным. При использовании материалов с высокой температуропроводностью реактивный подвод теплоты из окружающей среды может составлять до 30 % от общей тепловой нагрузки на систему криостатирования.

Перенос теплоты в тепловом ограждении возникает из-за градиента температур между наружной и внутренней поверхностью слоя теплоизоляционного материала, который инициируется снижением температуры теплоносителя, омывающего внутреннюю поверхность теплового ограждения ($i=1$).

Конвективный отвод теплоты от изоляционного материала к криогенному газу идет с большой интенсивностью. В объем ИУ поступает суммарная теплота, полученная за счет переноса энергии из ОС и переохлаждения изоляции. Для построения физической тепловой изоляции ИУ можно воспользоваться схемой, приведенной на рис. 32. Тепловое ограждение представлено в виде однородного слоя изоляционного материала толщиной δ_3 . Такое представление исключает из рассмотрения тепловое влияние декоративных покрытий внутренней и наружной сторон теплового ограждения, поэтому позволяет оценить влияние изоляционной конструкции в обобщенном виде.

Физическая модель представляет тепловое ограждение в виде неограниченной пластины. Толщина тепловой изоляции ИУ в дейст-

вующих криотерапевтических комплексах составляет от 0,05 до 0,20 м [36]. Высота изоляционных панелей процедурной кабины (см. разд. 7) колеблется в пределах от 1,7 до 2,5 м, поэтому перенос теплоты через ограждение происходит преимущественно вдоль нормали к плоскости изоляции.

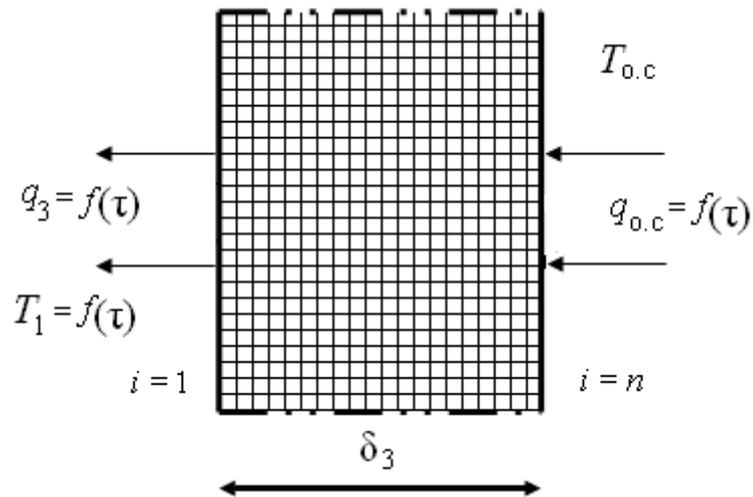


Рис. 32. Схема переноса теплоты через тепловое ограждение зоны ОКВ

Приведенный выше материал является базой для формирования математических моделей элементов криотерапевтического комплекса.

9. МАТЕМАТИЧЕСКИЕ МОДЕЛИ ЭЛЕМЕНТОВ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Сформированные в предыдущем разделе физические модели элементов КТК создают базу для разработки математических моделей и программного обеспечения.

Математическая модель наиболее сложного, с точки зрения программного описания, элемента КТК – объекта общего криотерапевтического воздействия – уже сформирована (см. разд. 3). Остальные элементы КТК менее специфичны, что упрощает построение их математических аналогов.

Перенос теплоты теплопроводностью в материале теплообменного аппарата и теплового ограждения ИУ описывается зависимостями, полученными на базе численного решения уравнения энергии (см. разд. 3).

Перенос теплоты в низкотемпературных полостях исполнительного устройства (основной кабине, шлюзе и полости системы криостатирования) осуществляется не только теплопроводностью, но и за счет конвекции газа. Математические модели таких процессов строятся на базе системы дифференциальных уравнений конвективного теплообмена [40], которая включает в себя:

– уравнение энергии

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = & - \left(\frac{\partial q_{\lambda x}}{\partial x} + \frac{\partial q_{\lambda y}}{\partial y} + \frac{\partial q_{\lambda z}}{\partial z} \right) - \rho \left(w_x \frac{\partial h}{\partial x} + w_y \frac{\partial h}{\partial y} + w_z \frac{\partial h}{\partial z} \right) - \\ & - \rho h \left(\frac{\partial w_x}{\partial x} + \frac{\partial w_y}{\partial y} + \frac{\partial w_z}{\partial z} \right) + q_v; \end{aligned} \quad (28)$$

– уравнение неразрывности

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial (\rho w_x)}{\partial x} + \frac{\partial (\rho w_y)}{\partial y} + \frac{\partial (\rho w_z)}{\partial z} = 0; \quad (29)$$

– уравнения движения

$$\begin{aligned} \rho \frac{\partial w_x}{\partial \tau} &= \rho g_x - \frac{\partial P}{\partial x} + \mu \left(\frac{\partial^2 w_x}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w_x}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w_x}{\partial z^2} \right), \\ \rho \frac{\partial w_y}{\partial \tau} &= \rho g_y - \frac{\partial P}{\partial y} + \mu \left(\frac{\partial^2 w_y}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w_y}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w_y}{\partial z^2} \right), \\ \rho \frac{\partial w_z}{\partial \tau} &= \rho g_z - \frac{\partial P}{\partial z} + \mu \left(\frac{\partial^2 w_z}{\partial x^2} + \frac{\partial^2 w_z}{\partial y^2} + \frac{\partial^2 w_z}{\partial z^2} \right). \end{aligned} \quad (30)$$

Для намеченных исследований рационально использовать одномерные модели, которые обеспечивают получение обобщающих результатов (см. разд. 3) и существенно упрощают алгоритм вычислений.

Основой модели газообразного теплоносителя является уравнение энергии газа. Моделируя процесс переноса теплоты в единице объема, можно записать уравнение энергии в одномерной форме.

Колебания температуры теплоносителя в низкотемпературных полостях КТК вызывают изменение плотности газа. Все процессы в КТК протекают при атмосферном давлении, поэтому колебания плотности теплоносителя должны компенсироваться за счет дополнительного подвода (отвода) газа в моделируемый объем. Такие материальные потоки описываются посредством уравнения неразрывности.

Для безопасности пациента все низкотемпературные полости КТК находятся под атмосферным давлением. Скорость движения теплоносителя в пределах теплового ограждения ИУ ограничена величиной 1,0 м/с [20]. Учитывая значения давления и скорости движения газа, исключим из рассмотрения дифференциальные уравнения движения газа.

Перенос теплоты и массы в пределах низкотемпературных полостей КТК можно описать с помощью квазидвухмерной модели, интерпретирующей моделируемую полость как единицу объема, запол-

ненного теплоносителем. Температура газа определяется балансом между распределенными источниками и приемниками теплоты. Объем периодически соединяется с соседними полостями, в которых содержится теплоноситель с другой температурой и теплосодержанием.

Для удобства математического описания принято допущение о том, что сквозь моделируемый объем проходят два материальных потока. В случае использования конвективного или смешанного способа отвода теплоты в объем поступает и отводится поток теплоносителя от системы криостатирования. Некоторое количество газа поступает через входные люки в момент входа (выхода) пациентов. При понижении или повышении температуры изменяется плотность газа, поэтому для поддержания давления на постоянном уровне из соседних полостей поступает или отводится дополнительная порция теплоносителя, т. е. возникает «компрессионный» газовый поток.

Схема движения материальных потоков через моделируемый объем приведена на рис. 33. Материальный поток, выходящий из моделируемой полости в смежный объем, и поток газа, поступающий из смежного объема, условно проходят через разные границы теплового ограждения. В реальных условиях данные потоки проходят через одну и ту же вертикальную плоскость, как правило, через люк входа пациентов.

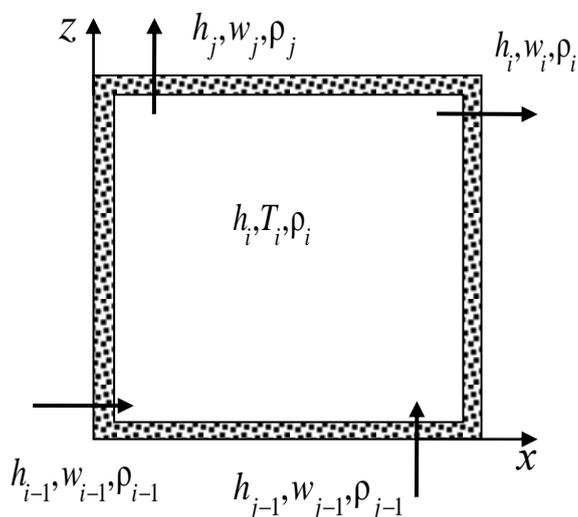


Рис. 33. Схема материальных потоков через объем исполнительного устройства криотерапевтического комплекса

Конвективный перенос массы газа, связанный с работой системы криостатирования, рассматривается как движение вдоль координаты x . Материальные потоки, связанные с изменением плотности теплоносителя в объеме, рассматриваются как движение вдоль координаты z .

С учетом принятых допущений запись уравнения энергии и неразрывности для моделируемого объема принимает более простой вид.

Уравнение энергии связывает изменение энтальпии газа в элементарном объеме с переносом теплоты вдоль координат x и z , а также поступлением теплоты от распределенных источников (приемников) теплоты:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = - \left(\frac{\partial q_{\lambda x}}{\partial x} + \frac{\partial q_{\lambda z}}{\partial z} \right) - \rho \left(w_x \frac{\partial h}{\partial x} + w_z \frac{\partial h}{\partial z} \right) - \rho h \left(\frac{\partial w_x}{\partial x} + \frac{\partial w_z}{\partial z} \right) + q_v. \quad (31)$$

Уравнение неразрывности описывает материальный баланс элементарного объема при постоянном давлении и переменной температуре теплоносителя:

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} + \frac{\partial (\rho w_x)}{\partial x} + \frac{\partial (\rho w_z)}{\partial z} = 0. \quad (32)$$

Физические условия переноса теплоты в полостях КТК позволяют упростить запись уравнения энергии. Давление газа равно атмосферному давлению, поэтому переносом теплоты теплопроводностью можно пренебречь:

$$\left(\frac{\partial q_{\lambda x}}{\partial x} + \frac{\partial q_{\lambda z}}{\partial z} \right) \approx 0. \quad (33)$$

После исключения компонента, описывающего перенос теплоты теплопроводностью, уравнение энергии приобретает следующий вид:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = -\rho \left(w_x \frac{\partial h}{\partial x} + w_z \frac{\partial h}{\partial z} \right) - \rho h \left(\frac{\partial w_x}{\partial x} + \frac{\partial w_z}{\partial z} \right) + q_v. \quad (34)$$

Изменение энтальпии газа определяется конвективным переносом теплоты по осям X и Z , колебаниями плотности теплоносителя, наличием распределенных источников (приемников) теплоты. Для упрощения записи математической модели и последующей разработки программных продуктов можно представить уравнение (34) в виде теплового баланса единицы объема ИУ:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = q_w + q_p + q_v. \quad (35)$$

Изменение энтальпии элементарного объема является результатом баланса между подводом теплоты конвекцией q_w , подводом теплоты с компенсационным потоком газа q_p , поступлением теплоты от внутренних источников q_v .

Конвективный перенос теплоты наблюдается в КТК с конвективным или смешанным охлаждением ИУ. Кроме этого кратковременный, конвективный перенос теплоты наблюдается при соединении моделируемого объема с соседними низкотемпературными полостями или окружающей средой через входные люки:

$$q_w = -\rho \left(w_x \frac{\partial h}{\partial x} + w_z \frac{\partial h}{\partial z} \right). \quad (36)$$

Перенос теплоты потоком теплоносителя, поступающим из системы криостатирования, рассматривается вдоль оси X :

$$q_{w-x} = -\rho \left(w_x \frac{\partial h}{\partial x} \right). \quad (37)$$

Подвод при проникновении газа из смежных полостей условно направлен вдоль оси Z :

$$q_{w-z} = -\rho \left(w_z \frac{\partial h}{\partial z} \right). \quad (38)$$

Такая детализация математической модели позволяет создавать компактные программные блоки, которые можно подключать или отключать в соответствии с алгоритмом работы конкретного КТК.

В КТК с рекуперативным охлаждением нет подвода теплоты с потоком теплоносителя из системы криостатирования (см. рис. 31), поэтому $q_{w-x} = 0$.

В одноместном КТК подвод теплоты с газовым потоком из окружающей среды продолжается не более 5 с. Все остальное время $q_{w-z} = 0$.

Аналогично рассуждая, делим на две части выражение для оценки подвода теплоты с компенсационным газовым потоком:

$$q_p = -\rho h \left(\frac{\partial w_x}{\partial x} + \frac{\partial w_z}{\partial z} \right). \quad (39)$$

Записываем отдельное выражение для подвода теплоты с потоком, поступающим от системы криостатирования:

$$q_{p-x} = -\rho h \frac{\partial w_x}{\partial x}, \quad (40)$$

и газового потока, подводимого из смежных полостей:

$$q_{p-z} = -\rho h \frac{\partial w_z}{\partial z}. \quad (41)$$

Влияние внутренних источников (приемников теплоты) учитывается посредством математических моделей данных элементов

КТК. В общем случае в единице объема моделируемой полости находятся теплопередающие поверхности объекта охлаждения f_2 , теплового ограждения f_3 и теплообменного устройства f_4 . Суммарный подвод теплоты от внутренних источников составит

$$q_v = f_2 q_2 + f_3 q_3 + f_4 q_4, \quad (42)$$

где q_2, q_3, q_4 – плотность теплового потока, отводимого теплоносителем с поверхности объекта охлаждения, от теплового ограждения и от теплообменного устройства соответственно.

Интенсивность тепловых потоков от источников (приемников) теплоты определяется разностью температур между их поверхностью и теплоносителем:

$$\left. \begin{aligned} q_2 &= \alpha_{2-1} T_2 - T_1 ; \\ q_3 &= \alpha_{3-1} T_3 - T_1 ; \\ q_4 &= \alpha_{4-1} T_4 - T_1 , \end{aligned} \right\} \quad (43)$$

где T_2, T_3, T_4 – температура поверхности теплоисточника (теплоприемника); $\alpha_{2-1}, \alpha_{3-1}, \alpha_{4-1}$ – коэффициенты естественно-конвективной теплоотдачи от поверхностей объекта, теплового ограждения и теплообменника соответственно.

Величина коэффициента теплоотдачи зависит от температуры теплоносителя и теплоисточника:

$$\alpha_{2-1} = f(T_1; T_2) ; \quad \alpha_{3-1} = f(T_1; T_3) ; \quad \alpha_{4-1} = f(T_1; T_4) . \quad (44)$$

Текущее значение температуры теплоносителя в моделируемой полости известно либо из начальных условий, либо из решения уравнения энергии на предыдущем временном слое.

Значения температуры поверхности теплоисточников вычисляются с помощью их математических моделей. Математическая модель объекта охлаждения рассмотрена в разд. 3. Математические

модели теплового ограждения и теплообменника будут рассмотрены ниже.

Для учета колебаний плотности теплоносителя в единице объема моделируемой полости используется уравнение неразрывности

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} = - \left(\frac{\partial(\rho w_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho w_z)}{\partial z} \right). \quad (45)$$

Физический смысл уравнения неразрывности сводится к тому, что при постоянном давлении газовой среды колебания плотности, вызванные изменением температуры газа, должны быть компенсированы подводом (отводом) порции газа вдоль одной из координат.

В системах с рекуперативным охлаждением полостей отсутствует перенос массы вдоль оси X , т. е. $w_x = 0$:

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} = - \frac{\partial(\rho w_z)}{\partial z}. \quad (46)$$

При конвективном охлаждении колебания плотности компенсирует подвод теплоносителя, поэтому нет переноса массы вдоль оси Z и $w_z = 0$. Часть газа, поданного системой криостатирования, не возвращается в СК:

$$\frac{\partial \rho}{\partial \tau} = - \frac{\partial(\rho w_x)}{\partial x}. \quad (47)$$

Моделирование процессов переноса теплоты и массы в КТК основано на численном решении системы уравнений энергии и неразрывности методом замены производных разностными приближениями.

Перенос теплоты газовым потоком от системы криостатирования рассматривается вдоль оси X :

$$q_{w-x} = -\rho \left(w_x \frac{\Delta h}{\Delta x} \right) = -\rho \left(w_x \frac{h_i - h_{i-1}}{\Delta x} \right), \quad (48)$$

где h_{i-1} , h_i – энтальпия теплоносителя на границах объема.

Подвод теплоты с потоком газа из смежных полостей:

$$q_{w-z} = -\rho \left(w_z \frac{\Delta h}{\Delta z} \right) = -\rho \left(w_z \frac{h_j - h_{j-1}}{\Delta z} \right), \quad (49)$$

где h_{j-1} , h_j – энтальпия теплоносителя в моделируемой и смежной полостях соответственно.

Интенсивность подвода теплоты при изменении плотности газа в объеме:

$$q_{\rho-x} = -\rho h_i \frac{\Delta w_x}{\Delta x} = -\rho h_i \frac{w_i - w_{i-1}}{\Delta x}, \quad (50)$$

где w_{i-1} , w_i – скорость теплоносителя на границах объема и системы криостатирования.

Интенсивность подвода теплоты при изменении плотности газа в объеме при поступлении потока газа из смежных полостей:

$$q_{\rho-z} = -\rho h_i \frac{\Delta w_z}{\Delta z} = -\rho h_i \frac{w_j - w_{j-1}}{\Delta z}, \quad (51)$$

где w_{j-1} , w_j – скорость теплоносителя на границе смежной полости и исполнительного устройства.

Значения энтальпии и скорости газа на границах моделируемого объема определяют условия однозначности. Условия однозначности отражают специфику частных вариантов реализации КТК, поэтому будут определены при подготовке для каждой серии численных экспериментов.

При замене производных разностными приближениями выражение (35) приводится к виду

$$\rho \frac{\Delta h}{\Delta \tau} = q_w + q_\rho + q_v. \quad (52)$$

Решая разностное уравнение (52) относительно нового значения энтальпии газа-теплоносителя, получим

$$h' = h + \frac{(q_w + q_p + q_v)\Delta\tau}{\rho}, \quad (53)$$

где h'_i – энтальпия теплоносителя в момент времени $\tau + \Delta\tau$; q_w, q_p, q_v – подвод теплоты конвекцией, за счет изменения плотности, от внутренних источников соответственно,

$$q_w = q_{w-x} + q_{w-z}, \quad q_p = q_{p-x} + q_{p-z}, \quad q_v = f_2 q_2 + f_3 q_3 + f_4 q_4. \quad (54)$$

В таком виде математическая модель элементарного объема КТК пригодна для разработки программного обеспечения.

Для завершения математического описания элементов КТК необходимо разработать математические модели теплообменного устройства и теплового ограждения.

Математическая модель теплового ограждения основана на представлении изоляционной конструкции в виде неограниченной пластины с заданной толщиной. Данная модель строится на базе численного решения одномерного уравнения энергии:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = - \frac{\partial q_x}{\partial x} + q_v, \quad \text{или} \quad \rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = - \frac{\partial q_x}{\partial x}, \quad (55)$$

где q_v – подвод теплоты от внутренних источников, так как в изоляционном материале нет распределенных источников теплоты, $q_v = 0$.

Заменив производные разностными приближениями, получим:

$$\rho \frac{(h'_i - h_i)}{\Delta\tau} = - \frac{q_{i+1} - q_i}{\Delta x}, \quad (56)$$

где h'_i – энтальпия изоляционного материала в произвольной i -й точке в момент времени $\tau + \Delta\tau$; q_{i+1}, q_i – потоки теплоты от соседних узловых точек.

Решая разностное уравнение (56) относительно нового значения теплосодержания элементарной точки h'_i , получаем:

$$h'_i = h_i + \frac{(q_i - q_{i+1})\Delta\tau}{\Delta x \rho} \quad (57)$$

Перенос теплоты вдоль оси X определяется законом Фурье:

$$q_i = -\lambda_{i-1} \left(\frac{\partial t}{\partial x} \right) \approx -\lambda \frac{(T_i - T_{i-1})}{\Delta x},$$

$$q_{i+1} = -\lambda_{i+1} \left(\frac{\partial t}{\partial x} \right) \approx -\lambda \frac{(T_{i+1} - T_i)}{\Delta x}, \quad (58)$$

где Δx – расстояние между узловыми точками (шаг разбиения).

От внутренней поверхности ограждения (при $i = 1$) теплота отводится к криогенному теплоносителю посредством конвективной теплоотдачи. К наружной поверхности теплового ограждения (при $i = n_i$) посредством конвективной теплоотдачи подводится теплота из окружающей среды:

$$q_{i-1} = \alpha(T_1 - T_i), \quad q_{i+1} = \alpha(T_{o.c} - T_i). \quad (59)$$

где α – коэффициент теплоотдачи; T_1 , $T_{o.c}$ – температура теплоотводящей среды.

Выражения (59) представляют собой граничные условия третьего рода для наружной и внутренней поверхностей теплового ограждения. Температура воздуха ОС постоянна, а температура теплоносителя определяется при моделировании процессов в полости КТК.

Аналогично математической модели объекта охлаждения (см. разд. 3) для каждого узла сетевой функции составляется локальный тепловой баланс.

Для учета результатов тепловых расчетов, выполненных на предыдущем шаге по координате x , используется переменная $q_{\text{пред}}$,

которая определяет количество теплоты, переданное предыдущей точке. Выражение (57) для всех точек примет вид

$$h'_i = h_i + \frac{(q_{\text{пред}} - q_{i+1} + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}. \quad (60)$$

По значениям энтальпии элементарных точек с помощью математического аппарата, рассмотренного в разд. 3, определяются новые значения температур узловых точек.

Начальное распределение температур и энтальпий по толщине теплового ограждения зависит от условий конкретного численного эксперимента.

Математическая модель теплообменного устройства строится с использованием допущений, принятых при разработке физической модели этого элемента КТК в разд. 8, и одномерного уравнения энергии твердого тела

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = - \frac{\partial q_x}{\partial x} + q_v. \quad (61)$$

В качестве внутреннего приемника теплоты в теплообменном устройстве рассматривается удельный отвод энергии к системе криостатирования:

$$q_v < 0, \quad q_v = -\varepsilon N_{\varepsilon}, \quad (62)$$

где ε – холодильный коэффициент рефрижераторного цикла на данном температурном уровне.

Замена производных разностными приближениями позволяет получить выражение для вычисления нового значения энтальпии материала теплообменного устройства:

$$h'_i = h_i + \frac{(q_i + q_{i+1} + q_v \Delta x) \Delta \tau}{\Delta x \rho}. \quad (63)$$

По значениям энтальпии элементарных точек с помощью математического аппарата, рассмотренного в разд. 3, определяются новые значения температур.

Толщина элементарного участка равна эффективной толщине теплопередающей пластины: $\Delta x = \delta_x$. Подвод теплоты от соседних участков обеспечивается за счет конвективного переноса теплоты к поверхности пластины от теплоносителя:

$$q_i = q_{i+1} = \alpha_{1-4}(T_1 - T_4). \quad (64)$$

Выражение (64) определяет граничные условия для математической модели теплообменного устройства.

При работе КТК в пусковом режиме ($\tau = 0$) температура материала теплообменного устройства равна температуре окружающей среды ($T_4 = T_{o.c.}$, $h_4 = f(T_4)$).

Разработанные математические модели основных элементов криогенного физиотерапевтического комплекса пригодны для разработки программного обеспечения вычислительного эксперимента по оптимизации технологии ОКВ, выбору энергоэффективных схем проведения криотерапевтического воздействия и рациональных конструктивных решений ИУ КТК.

10. ВЫБОР СХЕМЫ ОРГАНИЗАЦИИ ОБЩЕГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО ВОЗДЕЙСТВИЯ

Установки для реализации технологии ОКВ относятся к наиболее энерговооруженным видам медицинского оборудования [59]. Затраты на приобретение электроэнергии или криоагента определяют себестоимость сеансов ОКВ, которая, в свою очередь, существенно влияет на доступность данного вида лечения. Общая криотерапия считается самой дорогой физиотерапевтической процедурой.

Выбор энергоэффективной схемы реализации технологии общего криотерапевтического воздействия является первоочередной задачей проектирования КТК.

Технология проведения процедур ОКВ в одноместных и многоместных ИУ существенно различается, поэтому численные эксперименты по оценке энергоэффективности ИУ разной вместимости надо проводить отдельно.

Эксперимент по оценке энергоэффективности сводится к математическому моделированию процедурного цикла ИУ, построенного с учетом обоснованных технологических рекомендаций (см. разд. 5). В эксперименте определяются затраты энергии на реализацию одного цикла ОКВ в ИУ с различными значениями удельных характеристик (см. разд. 7).

Алгоритм изменения температуры теплоносителя в объеме ИУ за один процедурный цикл приведен на рис. 34. В отличие от изотермических условий ОКВ, использованных при проведении экспериментов в разд. 5, процедурный цикл одноместного ИУ начинается в момент, когда зона ОКВ заполнена атмосферным воздухом при $\tau = 0$, $T_1 \approx T_{о.с.}$

В момент входа (выхода) пациентов более холодный теплоноситель стекает из объема одноместного ИУ в окружающую среду и его замещает атмосферный воздух. Исполнительное устройство одноместного КТК заполнено атмосферным воздухом в паузах между процедурами, поэтому температура внутренней поверхности теплового ограждения кабины в начальный момент времени близка к температуре окружающей среды.

В начальный момент времени температура всех точек теплового ограждения примерно равна температуре ОС. Для исключения программных конфликтов при вычислении величины коэффициента

теплоотдачи с поверхности ограждения принимаем $\alpha_{o,c-3}$ при $\tau = 0$ и $1 \leq i \leq n_3$ $T_{3,i} = T_{o,c} - 1$.

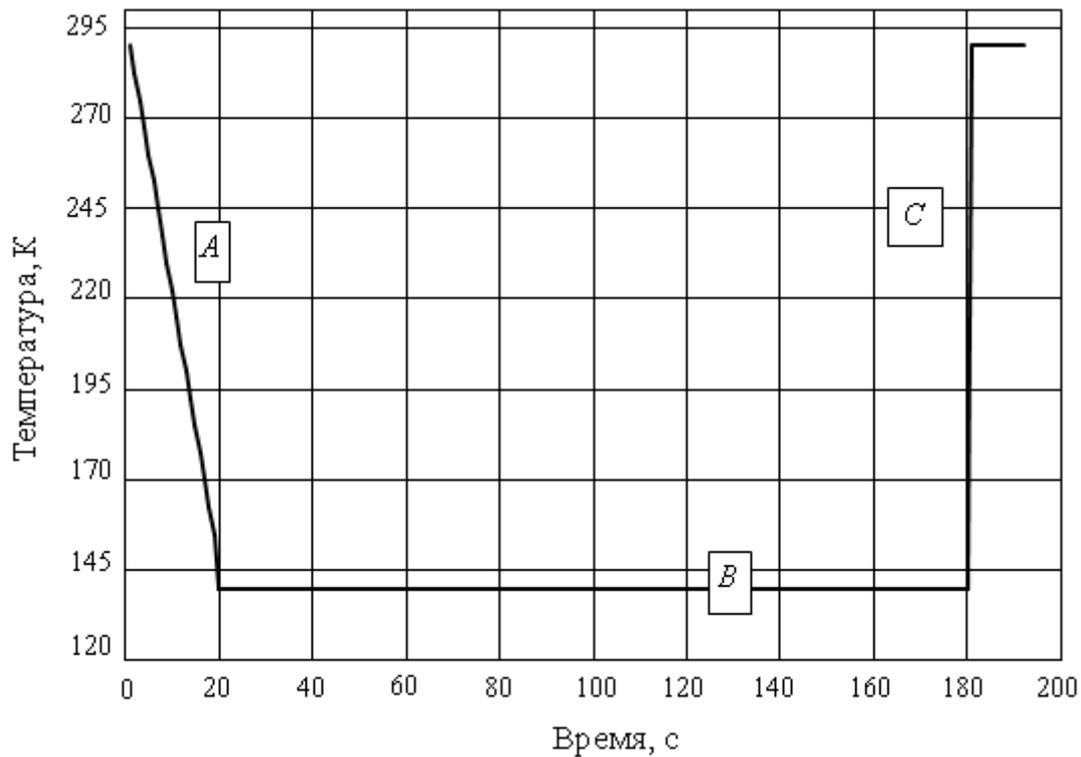


Рис. 34. Алгоритм изменения температуры

Начальные условия эксперимента для объекта ОКВ определены в разд. 5.

Для защиты пациента от переохлаждения снижение температуры теплоносителя в объеме ИУ до рабочего уровня (см. рис. 1, этап А) должно происходить как можно быстрее [52]. Принимаем продолжительность выхода ИУ на оптимальный температурный режим: при $\tau_A = 20$ с и $0 \leq \tau \leq \tau_A$ $T_{ном} < T_1 < T_{o,c}$.

Общее время выхода на установившийся режим и охлаждение при постоянной температуре теплоносителя (этап В) принимаем равным 180 с: при $\tau_A < \tau \leq \tau_A + \tau_B = 180$ с $T_1 = T_{ном}$.

По завершении сеанса пациент покидает ИУ через входной люк; при этом объем кабины заполняется атмосферным воздухом:

при $\tau_A + \tau_B < \tau \leq \tau_A + \tau_B + \tau_C$ $T_{ном} < T_1 < T_{o,c}$.

В эксперименте исследованы два варианта конкретного исполнения одноместного ИУ.

Вариант исполнения № 1 представляет собой ИУ с высокой компактностью размещения пациента, которая присуща криобассейнам. Приняты следующие удельные характеристики: поверхность объекта ОКВ – $f_2 = 3,2 \text{ м}^2/\text{м}^3$; поверхность теплового ограждения – $f_3 = 6,4 \text{ м}^2/\text{м}^3$; объем свободного пространства ИУ – $\varepsilon = 0,84 \text{ м}^3/\text{м}^3$.

Вариант исполнения № 2 представляет собой одноместное ИУ с низкой компактностью размещения, что характерно для одноместных криокабин. Удельные характеристики ИУ в этом случае следующие: $f_2 = 1,1 \text{ м}^2/\text{м}^3$; $f_3 = 4,7 \text{ м}^2/\text{м}^3$; $\varepsilon = 0,98 \text{ м}^3/\text{м}^3$.

В период выхода ИУ на установившийся температурный режим ($\tau \leq \tau_A$) снижение температуры сопровождается увеличением плотности газа. Из-за роста плотности теплоносителя в объеме ИУ происходит накопление теплоносителя. При номинальной температуре ОКВ плотность газа составляет $2,5 \text{ кг}/\text{м}^3$ [52]. Накопление теплоносителя в объеме ИУ происходит за счет притока воздуха из ОС в систему криостатирования [26]. Воздух охлаждается до температуры ИУ, что сопровождается подводом дополнительного, «компенсационного» потока теплоты q_p . Интегрирование значения q_p позволяет определить суммарный подвод теплоты с компенсационным потоком газа:

$$q_p = (\rho' - \rho)(h_{o.c} - h_1), \quad Q_p = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} q_p \partial\tau, \quad (64)$$

где ρ' , ρ – текущее и предыдущее значения плотности; $h_{o.c}$, h_1 – энтальпия воздуха в ОС и при температуре T_1 соответственно.

Вычисляют текущие значения тепловых потоков с поверхности объекта охлаждения q_2 и внутренней поверхности тепловой изоляции q_3 .

Интегрирование данных тепловых потоков по времени позволяет определить суммарный подвод теплоты от объекта ОКВ и теплового ограждения:

$$Q_2 = f_2 \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} q_2 \partial\tau, \quad Q_3 = f_3 \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} q_3 \partial\tau. \quad (65)$$

Способ отвода теплоты за пределы теплового ограждения ИУ не определяется. Считается, что вся теплота, выделенная в пространство ИУ при реализации процедурного цикла, отводится системой криостатирования. Суммарный подвод теплоты к системе криостатирования определяется путем интегрирования суммарной тепловой нагрузки по времени:

$$q_{\Sigma} = q_2 f_2 + q_3 f_3 + q_p; \quad Q_{\Sigma} = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} q_{\Sigma} \partial\tau. \quad (66)$$

Мгновенные значения мощности электропривода рефрижератора СК определяются с учетом значения холодильного коэффициента на текущем температурном уровне. Суммарный расход электроэнергии на криостатирование единицы объема ИУ в ходе одного процедурного цикла составит

$$N_5 = q_{\Sigma} / \varepsilon_5, \quad Q_5 = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} N_5 \partial\tau, \quad (67)$$

где ε_5 – текущее значение холодильного коэффициента рефрижератора, работающего по обратному циклу Стирлинга, $\varepsilon_5 = f(T_1)$ [53].

Наряду с затратами электроэнергии определяются текущий расход и суммарные затраты жидкого азота в рамках одного процедурного цикла:

$$g_a = q_{\Sigma} / (r_a + c_p(T_1 - T_a'')), \quad G_a = \int_{\tau=0}^{\tau=\tau_{\max}} g_a \partial\tau. \quad (68)$$

Результаты моделирования процедурного цикла ОКВ в ИУ с разной компактностью размещения пациента представлены в табл. 13 и на рис. 35, где приведены графики удельных потоков теплоты от разных источников. Графики отражают процессы в ИУ с высокой компактностью размещения объекта охлаждения ($f_2 = 3,2 \text{ м}^2/\text{м}^3$).

Максимальная тепловая нагрузка на систему криостатирования наблюдается в период заполнения объема ИУ теплоносителем. Подвод теплоты q_p , связанный с накоплением теплоносителя в объеме ИУ, нарастает по мере снижения температуры и к концу пусково-

го периода достигает величины 16 кВт/м^3 . Одновременно возрастает подвод теплоты от объекта ОКВ и теплового ограждения. Рост данных потоков связан с понижением температуры теплоносителя в объеме ИУ, благодаря чему возрастает значение градиента температур между теплоносителем и теплоисточниками и увеличивается значение коэффициента теплоотдачи.

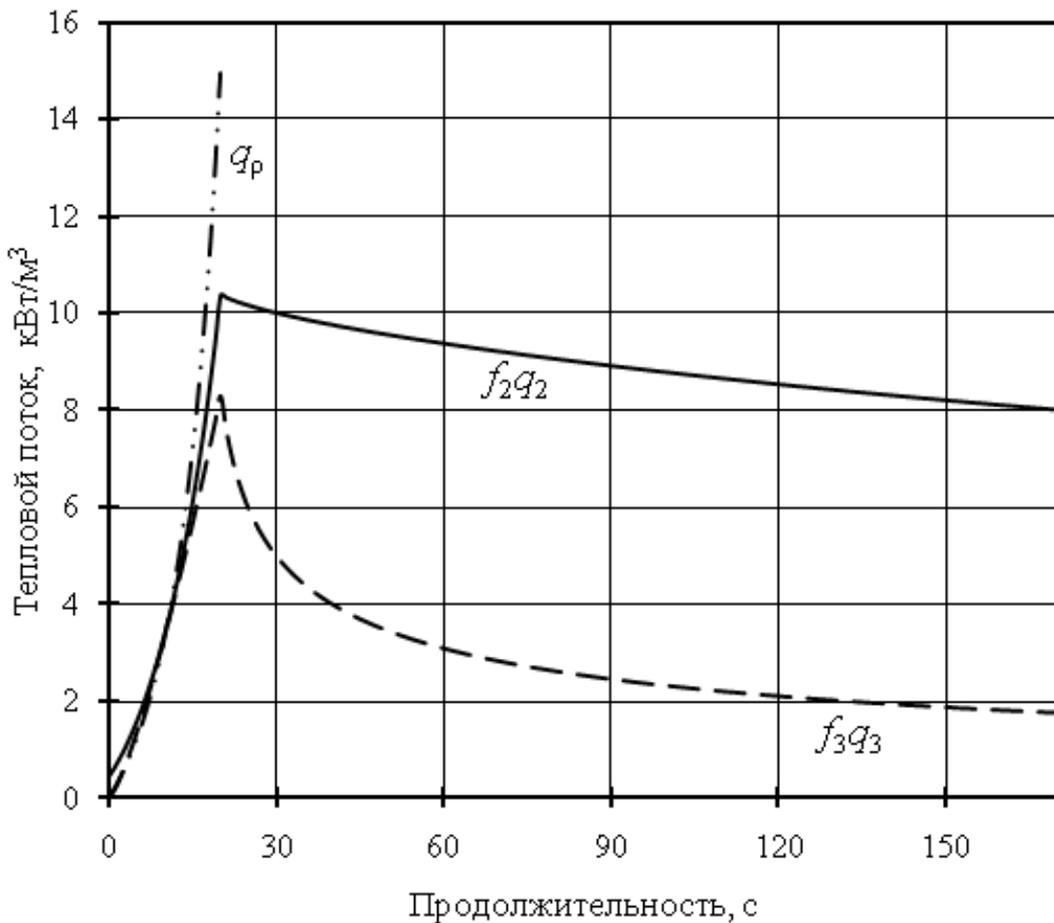


Рис. 35. Структура удельных потоков теплоты ИУ с компактным размещением пациента ($f_2 = 3,2 \text{ м}^2/\text{м}^3$)

Максимальная величина теплового потока от объекта охлаждения достигает $8,5 \text{ кВт/м}^3$, а поток теплоты с поверхности объекта ОКВ возрастает до $10,5 \text{ кВт/м}^3$. Максимум суммарного подвода теплоты от всех источников достигается в момент завершения заполнения ИУ теплоносителем и составляет около 35 кВт/м^3 .

После выхода на установившийся температурный режим ($\tau > \tau_a$) прекращается накопление теплоносителя, поэтому подвод теплоты падает до уровня 19 кВт/м^3 , а к концу сеанса ОКВ снижается до 10 кВт/м^3 . Интенсивный подвод теплоты в значительной степени определяется высокой компактностью размещения объекта ОКВ. В ИУ с низкой компактностью размещения объекта ОКВ ($f_2 = 1,1 \text{ м}^2/\text{м}^3$) максимальное значение подвода теплоты составило 24 кВт/м^3 , причем основной подвод теплоты был связан с накоплением теплоносителя. Сразу после выхода на номинальный температурный режим тепловая нагрузка снизилась вдвое, до $8,6 \text{ кВт/м}^3$.

Высокая тепловая нагрузка на систему криостатирования в период заполнения объема ИУ теплоносителем определяет жесткие требования к циклу отвода теплоты. Ряд технических решений в области отвода теплоты от потока теплоносителя непригоден для решения данной тепловой задачи. Например, максимальное расчетное значение мощности электропривода рефрижератора для ИУ с высокой компактностью размещения объекта ОКВ составило 136 кВт/м^3 , в то время как среднее значение за процедурный цикл электрической мощности всего 15 кВт/м^3 . Расчетные значения электрической мощности для варианта с малой компактностью размещения объекта ОКВ приведены в табл. 14 (вариант № 2) [60].

Таблица 14

**Показатели энергоэффективности исполнительного устройства
одноместного КТК**

Показатель	Единица измерения	Номер варианта	
		1	2
<i>Исходные данные</i>			
Удельная поверхность объекта ОКВ	$\text{м}^2/\text{м}^3$	3,2	1,1
Удельная поверхность ограждения ИУ	$\text{м}^2/\text{м}^3$	6,4	4,7
Удельное свободное пространство ИУ	–	0,84	0,92
<i>Значения тепловых потоков</i>			
Максимальная нагрузка на систему криостатирования	кВт/м^3	33	26
Средняя тепловая нагрузка на систему криостатирования	кВт/м^3	11,8	5,6

Показатель	Единица измерения	Номер варианта	
		1	2
<i>Теплота, подведенная от разных источников</i>			
Суммарный подвод теплоты	кДж/м ³	2012	953
Теплота накопления теплоносителя	кДж/м ³	92	100
Теплота от объекта ОКВ	кДж/м ³	1427	490
Теплота от теплового ограждения	кДж/м ³	493	362
Теплота охлаждения 1м ² поверхности объекта ОКВ	кДж/м ²	629	867
Коэффициент полезного действия ИУ	–	0,71	0,51
<i>Расчетные характеристики компрессионного рефрижератора СК</i>			
Максимальная мощность электропривода	кВт/м ³	136	106
Средняя мощность электропривода	кВт/м ³	45,3	20,9
Затраты электроэнергии за цикл	кВт·ч /м ³	2,15	0,99
Затраты электроэнергии на единицу поверхности объекта	кВт·ч /м ²	0,67	0,90
<i>Расчетные характеристики жидкостного рефрижератора СК</i>			
Максимальный расход жидкого азота	кг/(с·м ³)	0,127	0,099
Средний расход жидкого азота	кг/(с·м ³)	0,04	0,02
Затраты жидкого азота за цикл	кг/м ³	7,503	3,525
Затраты жидкого азота на единицу поверхности объекта	кг/м ²	2,34	3,20

Расчетные характеристики жидкостного рефрижератора СК (см. табл. 14) представляются более реалистичными. Максимальная величина расчетного расхода криоагента – 0,13 кг/(с·м³), средний расход азота за цикл – 0,04 кг/(с·м³). Такие расходные характеристики технически возможны. Для сравнения энергоэффективности ИУ с разной компактностью размещения объекта ОКВ можно воспользоваться расчетными значениями теплового КПД исполнительного устройства (см. табл. 14).

Позитивный эффект ОКВ обеспечивает теплота, отведенная от объекта ОКВ. Все остальные источники теплоты являются причиной нерациональных затрат энергии.

В устройстве с компактным размещением объекта ОКВ (вариант № 1) тепловой КПД составляет 71 %, а у варианта № 2 КПД всего 51 %. Структура теплоты, подведенной в объем ИУ, показывает, что снижение величины удельной поверхности объекта ОКВ

с 3,2 до 1,1 м²/м³ привело к увеличению доли теплоты, внесенной атмосферным воздухом при заполнении объема ИУ до 10 %, а доля теплоты, подведенной от теплового ограждения ИУ, возросла с 25 до 38 % [60]. Рост влияния нерациональной тепловой нагрузки ухудшает тепловой КПД исполнительного устройства.

Технологическая задача ИУ сводится к охлаждению поверхности объекта ОКВ до оптимальной температуры. Поэтому действительная эффективность работы устройства хорошо иллюстрируется отношением суммарного количества отведенной теплоты к единице поверхности объекта охлаждения:

$$Q_{\Sigma f_2} = Q_{\Sigma} / f_2 .$$

Из табл. 14 видно, что приведенный выше показатель у ИУ № 2 в 1,38 раза больше, чем у ИУ № 1, что демонстрирует влияние компактности размещения на энергоэффективность ИУ.

Позитивное влияние высокой компактности размещения объекта ОКВ иллюстрируется расчетными затратами электроэнергии и криоагента, отнесенными к единице поверхности:

$$Q_{5 f_2} = Q_5 / f_2 , \quad G_{af_2} = G_a / f_2 .$$

Затраты электроэнергии в первом и втором вариантах различаются только на 34 %, а затраты жидкого азота – на 37 % [61].

Снижение компактности размещения объекта ОКВ и увеличение доли удельного свободного пространства существенно ухудшают энергоэффективность ИУ.

Большое значение удельного свободного пространства ИУ является основным конструктивным признаком многоместных КТК; оно составляет не менее 97 % (см. разд. 7) [60].

Эксперимент по оценке энергоэффективности многоместных кабин показал, что из-за особенностей технологического режима ОКВ и низкой компактности размещения объекта охлаждения потери энергии оказались еще больше.

Алгоритм работы таких устройств существенно отличается. В зоне ОКВ поддерживается условно постоянная температура (см. разд. 6). Для выхода многоместных КТК на номинальный температурный режим предусмотрен пусковой период, продолжи-

тельность которого составляет от 1,5 до 2,5 ч [36]. В этот период происходят охлаждение и накопление воздуха в объеме низкотемпературных полостей КТК, а также формирование стационарного распределения температур в материале теплового ограждения [60].

По завершении пускового периода в основной кабине устанавливается температура 140 К, в шлюзовой камере – 210 К. Существуют варианты исполнения КТК с двумя шлюзовыми камерами. В дополнительном шлюзе поддерживается температура на уровне 260 К [60].

В эксперименте исследуется работа КТК с одним промежуточным шлюзом. При оценке энергоэффективности многоместных систем следовало бы учесть затраты энергии в пусковом режиме. Однако такой учет возможен только при заданном числе процедур, выполненных за одну низкотемпературную кампанию, так как пусковые затраты энергии надо равномерно распределить на все процедурные циклы. Время непрерывной работы некоторых КТК с азотным охлаждением составляет более 6 ч [60], за которые через ИУ проходит не менее 100 человек. В то же время КТК с компрессионной СК проводят не более 5 сеансов в час. Исходя из неопределенной продолжительности низкотемпературной кампании многоместного КТК, целесообразно пренебречь затратами энергии в пусковом периоде. В эксперименте определена минимально возможная тепловая нагрузка на систему криостатирования многоместного КТК.

К началу процедурного цикла температура теплового ограждения кабины и шлюза линейно изменяется от температуры внутренней поверхности, которая близка к номинальной температуре воздуха в низкотемпературной полости ($T_{3,i=1} \geq T_1$), до температуры наружной поверхности ограждения, близкой по значению к температуре окружающей среды ($T_{3,i=1} \leq T_{o.c}$).

Температура теплоносителя в кабине и шлюзе нестабильна [36]. При перемещении пациентов в низкотемпературные камеры проникает более теплый воздух из смежных полостей, что нарушает номинальный температурный режим. Темп восстановления номинальной температуры в низкотемпературном объеме зависит от мощности СК, материала отделки ИУ, толщины и теплопроводности изоляционного материала и т. д. На данном этапе анализа энергоэффективности данные характеристики не могут быть определены однозначно. По аналогии с моделированием работы одноместного КТК

можно принять алгоритм изменения температуры воздуха в кабине $T_{1к}$ и шлюзе $T_{1ш}$ (рис. 36). График описывает идеальный алгоритм изменения температуры, так как для его реализации необходима высокая энерговооруженность КТК. Процедурный цикл состоит из восьми технологических этапов [59].

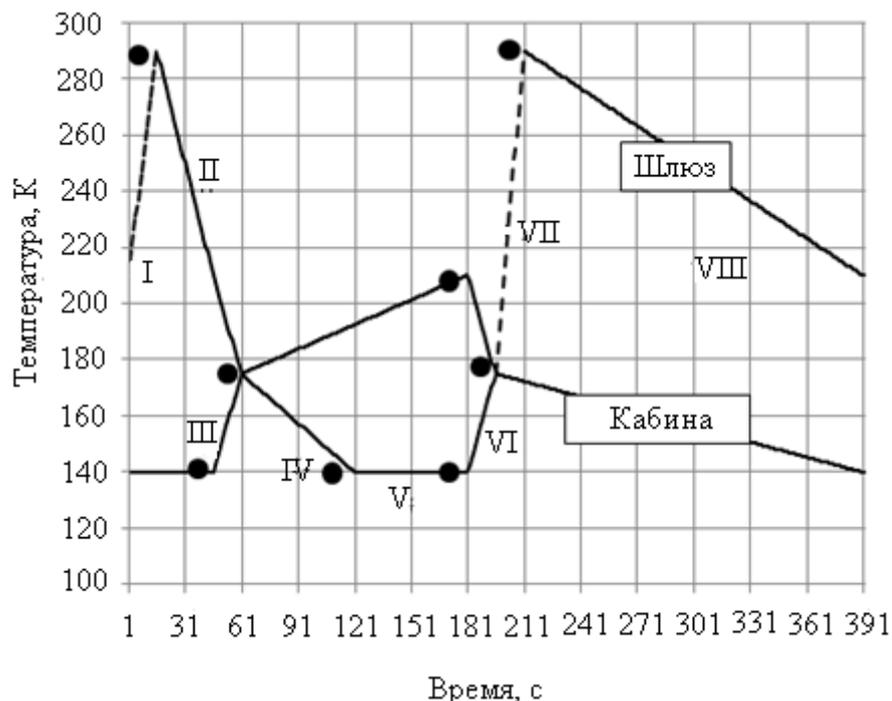


Рис. 36. Алгоритм изменения температуры воздуха в низкотемпературных полостях многоместного криотерапевтического комплекса

Этап I. *Размещение пациентов в шлюзе.* При открытии входного люка воздух температурой 210 К стекает из шлюза в ОС и замещается атмосферным воздухом. Продолжительность этапа – до 15 с, температура воздуха в основной кабине на этом этапе не меняется:

$$0 < \tau \leq 15 \text{ с}, 210 \text{ К} < T_{1ш} \leq T_{о.с}; T_{1к} = T_{ном} \approx 140 \text{ К}.$$

Этап II. *Экспозиции пациентов в шлюзовой камере.* На этом этапе происходит восстановление номинальной температуры теплоносителя, заполняющего шлюз:

$$15 < \tau < 45 \text{ с}, 210 \text{ К} \leq T_{1ш} < T_{о.с}, T_{1к} = T_{ном} \approx 140 \text{ К}.$$

Этап III. *Переход пациентов из шлюза в основную кабину.* Через сечение проходного люка происходит перемещение относительно холодного воздуха из объема кабины в объем шлюза и более теплого теплоносителя – из объема шлюза в объем основной кабины. В результате их перемешивания обе полости заполняются газом с одинаковой температурой, которая может быть определена из следующего теплового баланса:

$$h_{\text{см}} = \frac{h_{\text{к}}\rho_{\text{к}} + h_{\text{ш}}\rho_{\text{ш}}}{\rho_{\text{к}} + \rho_{\text{ш}}}, \quad T_{\text{см}} = f(h_{\text{см}}).$$

Исходя из значений номинальной температуры в шлюзе и основной кабине, температура газа после смешения составит $\tau = 60 \text{ с} \rightarrow T_{\text{см}} \approx 168 \text{ К}$.

Этап IV. *Восстановление температуры воздуха в основной кабине в присутствии пациентов.* Температура воздуха в шлюзе повышается за счет подвода теплоты от теплового ограждения:

$$60 < \tau < 120 \text{ с}, \quad T_{\text{см}} \leq T_{\text{ш}} < 210 \text{ К}, \quad T_{\text{ном}} < T_{\text{1к}} \leq T_{\text{см}}.$$

Этап V. *Экспозиция пациентов при номинальной температуре основной кабины:*

$$120 < \tau < 180 \text{ с}, \quad T_{\text{см}} \leq T_{\text{ш}} < 210 \text{ К}, \quad T_{\text{1к}} = T_{\text{ном}} \approx 140 \text{ К}.$$

Этап VI. *Переход пациентов из основной кабины в шлюз.* При открытии переходного люка происходит процесс перемешивания воздуха из разных полостей (см. этап III):

$$\tau = 195 \text{ с} \rightarrow T_{\text{см}} \approx 162 \text{ К}.$$

Этап VII. *Выход пациентов из шлюза в окружающую среду.* Шлюз заполняется атмосферным воздухом:

$$195 < \tau \leq 210 \text{ с}, \quad 210 \text{ К} < T_{\text{ш}} \leq T_{\text{о.с}}, \quad T_{\text{ном}} < T_{\text{1к}} \leq T_{\text{см}}.$$

Этап VIII. Восстановление номинального температурного уровня в низкотемпературных полостях (см. рис. 36). Продолжительность данного этапа в отдельных КТК достигает 12 мин:

$$210 < \tau, T_{1ш} \rightarrow 210 \text{ К}, T_{1к} \rightarrow T_{ном}.$$

В эксперименте определены энергозатраты на реализацию заданного алгоритма изменения температур в низкотемпературных полостях комплекса $T_{1к}$ и $T_{1ш}$. Вычислены тепловые потоки и суммарный подвод теплоты от выделенных источников. Определены: потребляемая электрическая мощность, расход криоагента, суммарные затраты электроэнергии и жидкого азота на реализацию процедурного цикла в единице объема основной кабины и шлюза.

Объем и размеры основной и шлюзовой кабин одинаковы. Удельные характеристики низкотемпературных полостей приведены в табл. 15.

Затраты энергии на криостатирование единицы объема шлюза и кабины суммируются для того, чтобы полученные в ходе эксперимента результаты можно было сопоставить с характеристиками одностоечного ИУ (см. табл. 14). Полученная сумма подведенной от разных источников теплоты позволяет рассчитать тепловой КПД ИУ многостоечного КТК.

Ввиду низкой компактности размещения пациентов ($f_3 = 0,62 \text{ м}^2/\text{м}^3$) и большого значения ($\varepsilon = 0,97$) удельного свободного пространства низкотемпературных полостей многостоечного КТК, удельная тепловая нагрузка на систему криостатирования единицы объема оказалась на порядок меньше аналогичного расчетного показателя одностоечного ИУ (см. табл. 14).

Тепловой КПД ИУ многостоечного КТК значительно ниже, чем у одностоечного ИУ (табл. 15), из-за того, что уменьшение компактности размещения пациентов сопровождается ростом доли нерациональных притоков теплоты. Данные о структуре тепловой нагрузки на систему криостатирования ИУ одностоечного и многостоечного КТК в графическом виде приведены на рис. 37.

В многостоечных комплексах приток теплоты от тепловой изоляции создает только 8 % от общей тепловой нагрузки, что обеспечивается предварительным охлаждением объема ИУ. Затраты энергии на предварительное охлаждение не учтены.

**Показатели энергоэффективности исполнительного устройства
многоместного КТК**

Показатель	Единица измерения	Кабина	Шлюз	Σ
<i>Исходные данные</i>				
Удельная поверхность объекта ОКВ	$\text{м}^2/\text{м}^3$	0,62	0,62	–
Удельная поверхность ограждения ИУ	$\text{м}^2/\text{м}^3$	2,4	2,4	–
Удельное свободное пространство ИУ	–	0,97	0,97	–
<i>Значения тепловых потоков</i>				
Максимальная нагрузка на СК	$\text{кВт}/\text{м}^3$	7,43	3,97	–
Средняя тепловая нагрузка на СК	$\text{кВт}/\text{м}^3$	0,75	0,32	1,87
<i>Теплота, подведенная от разных источников</i>				
Суммарный подвод теплоты	$\text{кДж}/\text{м}^3$	422	144	566
Теплота накопления теплоносителя	$\text{кДж}/\text{м}^3$	142	96	238
Теплота от объекта ОКВ	$\text{кДж}/\text{м}^3$	246	33	279
Теплота от теплового ограждения	$\text{кДж}/\text{м}^3$	33	14	47
Теплота охлаждения 1 м^2 поверхности	$\text{кДж}/\text{м}^2$	680	232	913
Коэффициент полезного действия ИУ	–	0,58	0,23	0,49
<i>Расчетные характеристики компрессионного рефрижератора СК</i>				
Максимальная мощность электропривода	$\text{кВт}/\text{м}^3$	33,0	8,69	–
Средняя мощность электропривода	$\text{кВт}/\text{м}^3$	32,0	8,7	–
Затраты электроэнергии за цикл	$\text{кВт}\cdot\text{ч}/\text{м}^3$	0,50	0,07	0,57
Затраты электроэнергии на 1 м^2 поверхности	$\text{кВт}\cdot\text{ч}/\text{м}^2$	0,80	0,12	0,92
<i>Расчетные характеристики жидкостного рефрижератора СК</i>				
Максимальный расход жидкого азота	$\text{кг}/(\text{с}\cdot\text{м}^3)$	0,030	0,010	0,031
Средний расход жидкого азота	$\text{кг}/(\text{с}\cdot\text{м}^3)$	0,029	0,009	0,0038
Затраты жидкого азота за цикл	$\text{кг}/\text{м}^3$	1,56	0,42	2,02
Затраты жидкого азота на 1 м^2 поверхности	$\text{кг}/\text{м}^2$	2,56	0,68	3,24



Рис. 37. Доля теплопритоков (%) в объем исполнительного устройства одноместного и многоместного КТК

Доля теплоты Q_p , подведенной из окружающей среды при колебании плотности воздуха в низкотемпературных полостях многоместного КТК, составила 43 %. Это показывает, что шлюзовая камера многоместного КТК не способна предупредить потери теплоносителя при переходе пациентов из одной полости КТК в другую [60]. Причиной неэффективности шлюзовой системы является примерное равенство объема кабины и шлюза.

Сопоставительный анализ данных табл. 14 и 15 показывает, что величина удельных затрат энергии на криостатирование единицы объема ИУ не дает четкого представления об энергоэффективности конструкции ИУ. Удельная тепловая нагрузка на систему криостатирования одноместного ИУ в 5 раз больше аналогичного показателя многоместного ИУ (2012 кДж/м³ и 422 кДж/м³ соответственно). Но тепловой КПД многоместного устройства на 20 % ниже.

Для оценки энергоэффективности конструкции рациональнее использовать величину подвода теплоты и затрат энергии в пересчете на единицу поверхности объекта ОКВ. В одноместной кабине суммарный подвод теплоты к системе криостатирования, отнесенный к единице поверхности объекта ОКВ, составляет 629 кДж/м², а в мно-

гоместном устройстве нагрузка в 1,5 раза больше, т. е. 913 кДж/м². Аналогичным образом соотносятся затраты электроэнергии и криоагента, рассчитанные на единицу поверхности объекта ОКВ [60].

Следует отметить, что энергетические показатели многоместного ИУ (см. табл. 15) искусственно улучшены, так как не учитывают тепловыделений и затрат энергии в период первичного охлаждения низкотемпературных полостей многоместного ИУ. Для некоторых систем продолжительность пускового периода составляет более 2,5 ч, что требует значительного расхода энергии.

Многоместные системы уступают одноместным ИУ по лечебной и энергетической эффективности. При этом рыночная цена многоместных КТК в России в 10–20 раз выше стоимости одноместных установок. С учетом указанных технико-экономических показателей целесообразность производства многоместных систем крайне сомнительна. Можно обоснованно исключить схему проведения ОКВ в многоместных кабинах из дальнейшего рассмотрения.

11. ВЫБОР СПОСОБА КРИОСТАТИРОВАНИЯ ОБЪЕМА ОДНОМЕСТНОГО ИСПОЛНИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА

При обосновании выбора схемы ОКВ (см. разд. 10) способ отвода теплоты за пределы теплового ограждения ИУ не рассматривался. Все тепловые потоки, возникавшие в процессе реализации заданного температурного режима ОКВ, полностью отводились за пределы ИУ. Это позволило оценить энергоэффективность сопоставляемых схем исполнительного устройства без учета влияния конструкции системы криостатирования. Полученные результаты характеризуют минимально возможные затраты энергии на реализацию одного процедурного цикла ОКВ, что позволяет оценить степень негативного влияния выбора конструктивных решений в системе криостатирования. Первоочередное значение имеет выбор способа отвода теплоты за пределы ИУ.

На практике используют три способа отвода теплоты из объема ИУ криотерапевтического комплекса: рекуперативный, рекуперативно-конвективный (смешанный) и конвективный (см. разд. 6). Безусловным преимуществом рекуперативного способа отвода теплоты является то, что зона ОКВ заполняется воздухом вне зависимости от выбора рефрижераторного цикла. Главный недостаток данного способа состоит в необходимости размещать в объеме ИУ рекуперативный теплообменник. Учитывая особенности работы теплообменного устройства в зоне криотерапевтического воздействия, высокую тепловую нагрузку и постоянное поступление паров воды, в КТК применяют теплообменные аппараты с низкой компактностью и большой тепловой инерцией [43]. Наиболее часто используют теплообменники-испарители из оребренных труб. Компактность таких аппаратов составляет не более $100 \text{ м}^2/\text{м}^3$, удельная металлоемкость – не менее $0,75 \text{ кг}/\text{м}^2$ [43]. Отвод теплоты обеспечивается за счет естественной конвекции воздуха, что снижает плотность теплового потока и увеличивает градиент температур между теплоносителем и рабочим телом рефрижераторного цикла. Для отвода значительных тепловых потоков из зоны ОКВ необходимо обеспечить ИУ остаточной теплоотводящей поверхностью.

В разд. 10 показано, что по соображениям энергоэффективности для реализации ОКВ следует использовать одноместные исполнительные устройства. Средняя плотность теплового потока

от источников теплоты в таких устройствах составляет более $5,5 \text{ кВт/м}^3$. Удельный тепловой поток для теплообменных аппаратов указанного выше типа составляет не более 100 Вт/м^2 , поэтому удельная теплопередающая поверхность теплоприемника должна быть не менее 55 м^2 . С учетом низкой компактности теплообменников-испарителей в единице объема ИУ 55 % должно быть занято теплоотводящей конструкцией.

Большое число проблем, препятствующих использованию рекуперативного отвода теплоты при криостатировании одноместных кабин, связано с вымораживанием влаги на теплопередающей поверхности. За один процедурный цикла кабина дважды (при входе и выходе пациента) заполняется влажным атмосферным воздухом. Пары воды вымораживаются на поверхности теплообменника, что создает дополнительную тепловую нагрузку, ухудшается перенос теплоты.

Удельная теплота вымораживания воды из атмосферного воздуха складывается из теплоты конденсации паров, кристаллизации конденсата воды и переохлаждения льда до температуры теплообменного устройства:

$$q_{\text{H}_2\text{O}}^* = r_{273\text{K}}'' + r^* + c^* (T^* - T_4).$$

Подвод теплоты из-за вымораживания атмосферной влаги определяется из выражения

$$q_{\text{H}_2\text{O}} = g \rho x_{\text{H}_2\text{O}} q_{\text{H}_2\text{O}}^*.$$

При заполнении в кабины в единицу объема поступает около $2,5 \text{ кг}$ атмосферного воздуха [36], с которым вносится примерно $25 \cdot 10^{-3} \text{ кг}$ паров воды. Эксперимент по моделированию работы одноместной кабины с компактностью размещения пациента $1,1 \text{ м}^2/\text{м}^3$ при конвективном отводе теплоты [36] показал низкую энергоэффективность такого компоновочного решения. Результаты эксперимента приведены в табл. 16. Процедурный цикл одноместного КТК моделировался при разных значениях удельной поверхности теплоприемника f_4 .

Для иллюстрации негативного влияния способа отвода теплоты на показатели энергоэффективности исполнительного устройства в столбце, обозначенном символом ∞ , приведены характеристики того же ИУ при «идеальном» отводе теплоты.

Таблица 16

**Энергетическая характеристика процедурного цикла
одноместного исполнительного устройства
с рекуперативным теплообменником**

Показатель	Теплопередающая поверхность $f_4, \text{м}^2/\text{м}^3$						
	∞	15	25	35	45	55	60
Теплота, отведенная из ИУ, кДж/м ³	953	1119	1157	1178	1191	1202	1211
Подвод теплоты с воздухом, кДж/м ³	100	195	204	209	212	216	218
Теплота вымораживания воды, кДж/м ³	–	71,7	73,7	74,5	75,1	75,1	75,8
Теплота от объекта ОКВ, кДж/м ³	491	413	414	415	417	419	423
Теплота от изоляции, кДж/м ³	362	439	465	479	487	492	494
Тепловой КПД ИУ, %	51	37	36	35	35	35	35
Затраты электроэнергии, кВт·ч/м ³	0,99	1,89	1,92	2,04	2,117	2,18	2,23
Время выхода ИУ на режим, с	20	118	87	61	40	27	23

Использование рекуперативного отвода теплоты снижает показатели энергоэффективности ИУ. Тепловой КПД устройства снизился до уровня 35 % из-за дополнительных потерь энергии, связанных с вымораживанием паров воды и переохлаждением атмосферного воздуха при заполнении кабины во время простоя между процедурами. Для обеспечения удовлетворительной продолжительности времени выхода ИУ на установившийся температурный режим необходимо увеличить удельную теплопередающую поверхность теплообменника f_4 до 60 м²/м³.

Рекуперативный способ отвода теплоты непригоден для криостатирования одноместных кабин из-за низкой компактности теплообменных устройств и невозможности оградить теплопередающую поверхность от контакта с атмосферным воздухом.

Аналогичные проблемы возникают и при использовании смешанного (рекуперативно-конвективного) способа отвода теплоты, поэтому единственным рациональным способом криостатирования одноместного ИУ является конвективный отвод тепловой нагрузки.

Следует отметить, что конвективный отвод теплоты применяется на последних образцах многоместных и одноместных КТК. В многоместных системах используется распространенный в продуктовых холодильных системах принцип «No Frost», при котором через криостатируемое пространство циркулирует воздух, охлажденный в смежном объеме посредством рекуперативного теплообменника. Такая схема регенерации теплоносителя позволяет использовать для заполнения кабины воздух с нормальным содержанием кислорода вне зависимости от состава рабочего тела рефрижераторного цикла. Этим многоместные кабины с конвективным отводом теплоты выгодно отличаются от одноместных систем с азотными охладителями. Однако эксперимент по моделированию процедурного цикла одноместного ИУ с теплоотводящей системой типа «No Frost» показал низкую эффективность устройств такого типа [36]. Для получения сопоставимых результатов в этом эксперименте использовано исполнительное устройство с относительно низкой компактностью ($f_2 = 1,1 \text{ м}^2/\text{м}^3$) – табл. 17.

Таблица 17

**Энергетическая характеристика процедурного цикла
одноместного исполнительного устройства
с конвективным отводом теплоты**

Показатель	Расход теплоносителя, кг/м ³					
	∞	0,2	0,4	0,6	0,8	1,0
Отведенная теплота, кДж/м ³	953	852	932	962	977	986
Подвод теплоты с воздухом, кДж/м ³	100	68	83	89	92	94
Теплота вымораживания воды, кДж/м ³	–	29	33	34	35	35
Теплота от объекта ОКВ, кДж/м ³	490	450	479	489	495	498
Теплота от изоляции, кДж/м ³	362	305	337	349	355	359
Теплота в пересчете на 1м ² объекта, кДж/м ²	866	775	847	874	888	897
Продолжительность выхода на режим, с	20	118	87	61	40	27
Затраты электроэнергии, кВт·ч/м ³	0,99	1,35	1,48	1,51	1,53	1,54

Регенерацию теплоносителя, циркулирующего через объем ИУ, обеспечивало теплообменное устройство с теплопередающей поверхностью $60 \text{ м}^2/\text{м}^3$. Удельный расход теплоносителя через зону ИУ варьировался в пределах от 0,2 до $1 \text{ кг}/\text{м}^3$. В зависимости от выбора расхода теплоносителя время выхода ИУ на установившийся температурный режим составило от 27 до 118 с. Удовлетворительная продолжительность пускового периода (27 с) была достигнута только при максимальном расходе теплоносителя. Переход на конвективный отвод теплоты обеспечил снижение тепловой нагрузки на системы криостатирования, поэтому тепловой КПД исполнительного устройства составил 51 %, т. е. столько же, как и при «идеальном» отводе теплоты (см. разд. 10).

Основные эксплуатационные проблемы криотерапевтического аппарата, работающего по системе «No Frost», связаны с рекуперативным теплопередающим устройством. Несмотря на то, что отвод теплоты от потока теплоносителя в этом случае осуществляется в режиме вынужденной конвекции, градиент температур между материалом теплообменника и внутренним пространством ИУ остается существенным. Система криостатирования отводит теплоту с уровня температуры, который на 30–40 К ниже температуры в ИУ. Из-за этого затраты энергии на реализацию процедурного цикла одноместного ИУ увеличиваются на 55 %.

Для сокращения энергозатрат необходимо изменить способ передачи теплоты от теплоносителя к системе криостатирования, в частности отказаться от использования рекуперативного теплообменного аппарата, что возможно при использовании в качестве теплоносителя рабочего тела рефрижератора. Такие решения применяются в одноместных криотерапевтических установках с азотными системами охлаждения (см. разд. 6).

Учитывая эксплуатационные проблемы при использовании паров азота в качестве теплоносителя, разумной альтернативой азотным системам охлаждения представляются криогенные воздушные циклы.

12. ВЫБОР РЕФРИЖЕРАТОРНОГО ЦИКЛА ДЛЯ КРИОСТАТИРОВАНИЯ ИСПОЛНИТЕЛЬНОГО УСТРОЙСТВА ОДНОМЕСТНОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА

Конвективный отвод теплоты является единственным энергоэффективным способом криостатирования объема исполнительного устройства одноместного КТК, так как позволяет использовать для реализации технологии ОКВ кабины с высокой компактностью размещения объекта охлаждения.

Для работы в составе КТК необходимы рефрижераторные циклы, в наибольшей степени соответствующие специфическому режиму работы одноместного ИУ, т. е. квазициклы на сжиженных криоагентах и криогенные газовые циклы.

Криогенные квазициклы основаны на использовании жидкого азота или воздуха. В одноместных КТК такие циклы используются без применения рекуперативных теплообменников [16], так как конструкция одноместного ИУ КТК позволяет направлять в зону ОКВ пары жидкого азота (см. разд. 6). Для получения потока теплоносителя с нужной температурой используют контактную передачу теплоты от газа к криогенной жидкости, что значительно снижает инерционность системы криостатирования. Контактный перенос теплоты от газа к криогенной жидкости используется во всех одноместных КТК [61].

Недостатком криогенных квазициклов является их низкая энергоэффективность. Уровень отвода теплоты конденсации криоагента на 60–70 К ниже температуры криостатирования объема ИУ криотерапевтического комплекса. Из-за этого энергозатраты на реализацию процедурного цикла одноместного КТК значительно выше, чем при использовании рефрижераторов.

Жидкий криоагент играет роль носителя «отрицательной» энергии (холодопроизводительности), поэтому работа криотерапевтического комплекса с жидкостным охлаждением требует крайне мало электроэнергии, что является существенным эксплуатационным преимуществом систем криостатирования на базе жидкостного квазицикла, так как размещение криотерапевтического комплекса не связано с подключением мощного токоприемника.

Энергия, затрачиваемая на производство жидкого азота, расходуется на воздуходелительных предприятиях. Производитель закладывает свои расходы на приобретение электроэнергии в цену продукта. Цена электроэнергии постоянно возрастает, причем рост цен опережает уровень инфляции, поэтому рентабельность эксплуатации КТК с жидкостным охлаждением снижается. Воздуходелительные предприятия РФ постепенно переходят в собственность зарубежных компаний, которые повышают цену на продукты разделения воздуха до среднеевропейского уровня. В отдельных случаях региональные цены на жидкий азот превышают европейский уровень.

Дополнительные трудности в эксплуатации криотерапевтических комплексов с жидкостными системами криостатирования создает логистика криопродуктов. Данная сфера услуг в России пока слабо развита, поэтому снабжение жидким азотом в ряде случаев сопряжено с большими затратами средств и времени. Весь комплекс перечисленных выше проблем стимулирует поиск альтернативных решений задачи конвективного криостатирования объема ИУ одноместного криотерапевтического комплекса.

Альтернативным вариантом решения указанной задачи является использование в составе КТК криогенных воздушных циклов низкого давления, построенных на базе турбокомпрессоров и турбодетандеров [60]. Рабочим телом такого криогенного цикла является атмосферный воздух, который пригоден для дыхания и может использоваться в качестве теплоносителя, поэтому возможно его использование для отвода теплоты из объема ИУ.

Турбомашины способны поддерживать номинальную температуру и достаточный расход теплоносителя на входе в исполнительное устройство. Использование турбохолодильных агрегатов обеспечит рациональное расходование энергии и избавит потребителей от проблем с доставкой и хранением криоагента.

Однако до настоящего времени турбохолодильные агрегаты в системах криостатирования криотерапевтических комплексов не использовались. Более того, серийные турбохолодильные агрегаты обладают производительностью, которая многократно превышает расход теплоносителя через одноместную криотерапевтическую кабину.

13. СИСТЕМА КРИОСТАТИРОВАНИЯ КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА НА БАЗЕ ЖИДКОСТНОГО КВАЗИЦИКЛА

Учитывая востребованность криотерапевтической аппаратуры наряду с энергетической эффективностью схемных решений системы криостатирования ИУ, важное значение имеет возможность их практической реализации.

На сегодняшний день единственным возможным решением задачи криостатирования ИУ одноместного КТК на температурном уровне 140 К представляется использование криогенных жидкостных квазициклов на жидком азоте. Термин «квазицикл» указывает на то, что рабочее тело рефрижератора сбрасывается в ОС после выполнения технологической задачи [61]; пары криоагента из объема ИУ сбрасываются в ОС и не используются повторно (см. разд. 6).

Особенностью жидкостного квазицикла является невозможность организовать рекуперацию теплоты перегрева паров криоагента перед сбросом в ОС, так как нет «прямого» газового потока, который обеспечивает нагрев отбросного потока в замкнутых циклах.

С учетом номинального температурного уровня ИУ одноместного КТК потери теплоты от недорекуперации паров криоагента составляют не менее 150 кДж/кг, что сопоставимо с теплотой парообразования жидкого азота (199 кДж/кг), а это является непреодолимым недостатком азотных квазициклов.

В то же время системы криостатирования на базе жидкостных квазициклов (ЖКЦ) обеспечивают одноместным КТК ряд преимуществ, благодаря которым эти комплексы составляют более 80 % всех действующих систем общего криотерапевтического воздействия [61].

Абсолютное доминирование жидкостных систем криостатирования имеет очевидные причины, к которым относятся высокая энергооборуженность, низкий уровень капитальных затрат и предельная простота эксплуатации.

Наиболее привлекательным конструктивным отличием ЖКЦ является полное отсутствие тепловых машин и других агрегатов, предназначенных для трансформации энергии. Это упрощает обслуживание аппаратуры, сокращает потребность в производственных

площадях и снижает установленную электрическую мощность криотерапевтических систем.

При реализации процедурного цикла используется энергия, затраченная на производство криоагента. Расход электроэнергии во время процедурного цикла связан только с выполнением вспомогательных операций.

Для сравнения энерговооруженности жидкостных и компрессионных рефрижераторов можно воспользоваться понятием скрытой энергии, т. е. электроэнергии, затраченной на отвод теплоты, поглощенной при использовании единицы массы жидкого криоагента.

Скрытая энергия жидкого криоагента $Q_{\text{скр}}$ зависит от уровня отвода теплоты, так как представляет собой отношение удельных затрат электроэнергии к удельным затратам криоагента на криостатирование ИУ на заданном температурном уровне:

$$Q_{\text{скр}} = \frac{Q_{\text{эл}V}}{G_{\text{a}V}}.$$

Скрытая энергия жидкого азота на уровне криостатирования 140 К составляет $Q_{\text{скр}} = 0,281$ кВт·ч/кг. Жидкостный рефрижератор с расходом криоагента 0,02 кг/с заменяет КГМ с мощностью электропривода $N_{\text{эл}} = 20$ кВт.

Применение жидкостных систем уменьшает капитальные затраты на изготовление КТК. Например, КГМ с установленной мощностью привода 20 кВт стоит не менее 40 тыс. евро. Жидкостная система криостатирования с той же скрытой мощностью обойдется в 20 раз дешевле. Указанные преимущества жидкостных охладителей приобрели особое значение после того, как были определены тепловая нагрузка ИУ и уровень криостатирования.

К безусловным преимуществам жидкостных квазициклов следует отнести их предельную простоту и почти полное отсутствие в конструкции узлов с ограниченным рабочим ресурсом или требующих периодического обслуживания.

Технология регенерации теплоносителя в жидкостных системах криостатирования основана на контактной передаче теплоты к криоагенту. Контактный перенос теплоты от газа к жидкости и наоборот широко распространен в системах низкотемпературной техники. Контактная передача теплоты происходит при минимальном

градиенте температур и в общем случае не требует наличия теплопередающих элементов (насадок, сеток и т. д.), так как при большой разности температур можно обеспечивать полное испарение криоагента в зоне теплопередачи. Примером безнасадочных контактных теплообменников являются скороморозильные аппараты, использующие в качестве криоагента жидкий азот, который распыляется над поверхностью замораживаемых продуктов [12].

При контактной передаче теплоты пары криоагента смешиваются с потоком теплоносителя и перегреваются до температуры, близкой к уровню криостатирования объема ИУ. Наряду с теплотой парообразования криоагента (199 кДж/кг) удастся использовать для компенсации тепловой нагрузки на СК до 60 кДж/кг теплоты перегрева паров, что снижает затраты криоагента примерно на 30 %.

Основные трудности в реализации контактной системы охлаждения газовых потоков состоят в организации передачи теплоты от газа к жидкости. Системы криостатирования одноместных КТК относятся к классу криогенных систем с крайне непродолжительной низкотемпературной кампанией [60], которая редко превышает 120 мин. На практике востребованы криотерапевтические аппараты, способные проводить один–два сеанса ОКВ с произвольной продолжительностью простоя между соседними низкотемпературными кампаниями. Специфический режим эксплуатации одноместных КТК определяет жесткие требования по снижению тепловой инерции контактного теплообменного устройства. Затраты криоагента на подготовку КТК к работе не должны существенно превышать затраты жидкого азота на один процедурный цикл [36]. Данное требование не позволяет использовать в конструкции контактного теплообменного устройства (КТУ) традиционные для контактных аппаратов (скрубберов и градилен) слои теплообменной насадки.

Контактное теплообменное устройство должно обладать минимальным гидравлическим сопротивлением, так как при высоком расходе теплоносителя ($0,8 \text{ кг}/(\text{с}\cdot\text{м}^3)$) даже небольшое гидравлическое сопротивление аппарата потребует значительного усложнения конструкции побудителя расхода теплоносителя. Перечисленным требованиям в наибольшей степени соответствует безнасадочный контактный теплообменник (БКТО), в котором теплопередающая поверхность формируется за счет диспергирования потока жидкого криоагента. Технология безнасадочного охлаждения газовых потоков

жидким азотом относительно проста: криоагент распыляют в потоке газа-теплоносителя, капли испаряются и отводят от газа теплоту парообразования. Пары криоагента смешиваются с потоком теплоносителя и поступают в зону криостатирования. Достаточно часто распыление криоагента выполняется в зоне криостатирования. Так организована работа скороморозильных аппаратов с азотным охлаждением в пищевой промышленности. Для распыления жидкого азота используют сопловые устройства, которые дезинтегрируют жидкостный поток на частицы диаметром менее 0,1 мм. Это позволяет создавать большую теплопередающую поверхность и отводить существенные тепловые потоки.

Масса и площадь наружной поверхности единичной капли радиусом R составят:

$$M_k = \frac{4}{3}\pi R^3 \rho' \quad \text{и} \quad F = 4\pi R^2.$$

Удельная теплопередающая поверхность частиц криоагента:

$$f_M = \frac{F}{M_k} = \frac{3}{R\rho'}.$$

Полученное выражение показывает, что удельная теплопередающая поверхность гиперболически возрастает по мере уменьшения размера капель.

Дезинтеграция криоагента позволяет сформировать значительную теплопередающую поверхность из небольшого количества криоагента.

Например, частицы с радиусом $0,05 \cdot 10^3$ м имеют удельную теплопередающую поверхность 74 м²/кг, что в условиях скороморозильного аппарата ($T_1 \approx 220$ К) отводит тепловую нагрузку более 500 кВт/кг.

Однако в условиях системы криостатирования одноместных КТК диспергирование азота через сопловые устройства создает много проблем. При остановках теплообменного аппарата сопла контактируют с атмосферной влагой и часто забиваются. Для распыления азота в соплах необходимо создавать избыточное давление, которое снижает безопасность эксплуатации КТК. Ввиду значительного изменения тепловой нагрузки на систему криостатирования ИУ одно-

местного КТК трудно обеспечить баланс между подводом теплоты с потоком теплоносителя и расходом криоагента на входе в БКТО. При снижении тепловой нагрузки неиспарившаяся жидкость может вместе с потоком теплоносителя проникнуть в объем ИУ и создать угрозу обморожения объекта ОКВ. В некоторых КТК жидкий азот удаляют из потока газообразного теплоносителя при помощи тканевых фильтров. Отфильтрованный криоагент не удается использовать повторно, что увеличивает расход жидкого азота.

Для работы БКТО одноместных КТК был разработан альтернативный способ организации теплопередачи от теплоносителя к криоагенту [61]. Способ основан на транспортировке относительно крупных капель в потоке теплоносителя. Принцип действия БКТО такого типа поясняется схемой, приведенной на рис. 38.

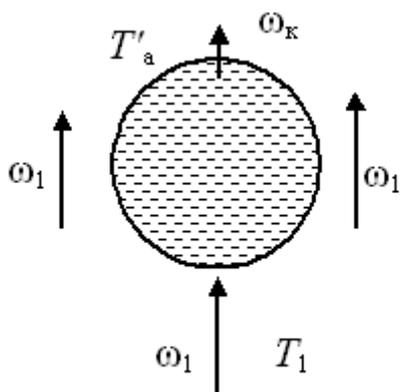


Рис. 38. Схема транспортировки частиц криоагента в потоке газообразного теплоносителя

Капли криоагента переносятся сквозь вертикальный канал БКТО в состоянии витания, которое обеспечивается тем, что скорость потока теплоносителя больше скорости витания капли:

$$\omega_k = \omega_1 - \omega_{\text{вит}},$$

где $\omega_{\text{вит}}$ – скорость витания частицы, которая определяется ее размерами, формой, плотностью и физическими свойствами газа-теплоносителя.

Для шара диаметром R_k скорость витания определяется из выражения [62]:

$$\omega_{\text{ВИТ}} = \frac{2\rho'_a g R_k^2}{9\mu_1},$$

где ρ'_a – плотность жидкого азота; g – ускорение свободного падения; μ_1 – динамическая вязкость газа-теплоносителя.

Скорость витания – максимальная скорость, с которой газообразный теплоноситель может перемещаться относительно частицы жидкости. Дальнейший рост скорости газа сопровождается перемещением частиц жидкости вместе с потоком с абсолютной скоростью ω_k . В воздухоразделительной технике захват и перенос капель жидкости потоком, как правило, приводит к нарушению работы контактных аппаратов. Проектирование насадочных колонн и скрубберов направлено на предупреждение эффекта «захлебывания» [43]. В рассматриваемом случае использование эффекта пневмотранспортировки частиц криоагента обеспечивает максимально возможную интенсификацию теплопередачи.

Для исследования процессов теплопередачи от потока газаносителя к каплям криоагента необходимо создать математическое описание физических явлений, определяющих интенсивность переноса теплоты. В частности, описать процесс подвода теплоты к частицам жидкого азота. Эксперименты по оценке времени испарения капель жидкого азота при падении в атмосферном воздухе показали, что несмотря на большой перепад температур между газом и жидкостью испарение капель идет достаточно медленно. Скорость испарения капель определяется механизмом переноса теплоты через границу раздела фаз. Подвод теплоты от газа к жидкости определяет передача теплоты сквозь ламинарный пограничный слой пара, который окружает каждую каплю. Высокая скорость газового потока не оказывает на процесс теплопередачи никакого влияния, так как скорость движения газового потока и относительно капель криоагента равна скорости витания частицы данного размера при данной температуре газаносителя.

Расчетные значения скорости витания азотных капель разного диаметра приведены на рис. 39. График иллюстрирует условия движения капель в штатном режиме, когда температура газаносителя составляет $T_1 = 130$ К, и момент пуска БКТО, когда $T_1 = 290$ К. Из графика видно, что для частицы с $R \leq 100 \cdot 10^{-6}$ м максимальная скорость витания в теплоносителе температурой 130 К состав-

ляет 2,0 м/с, при температуре $T_1 = 290$ К скорость витания еще меньше и составляет всего 0,25 м/с.

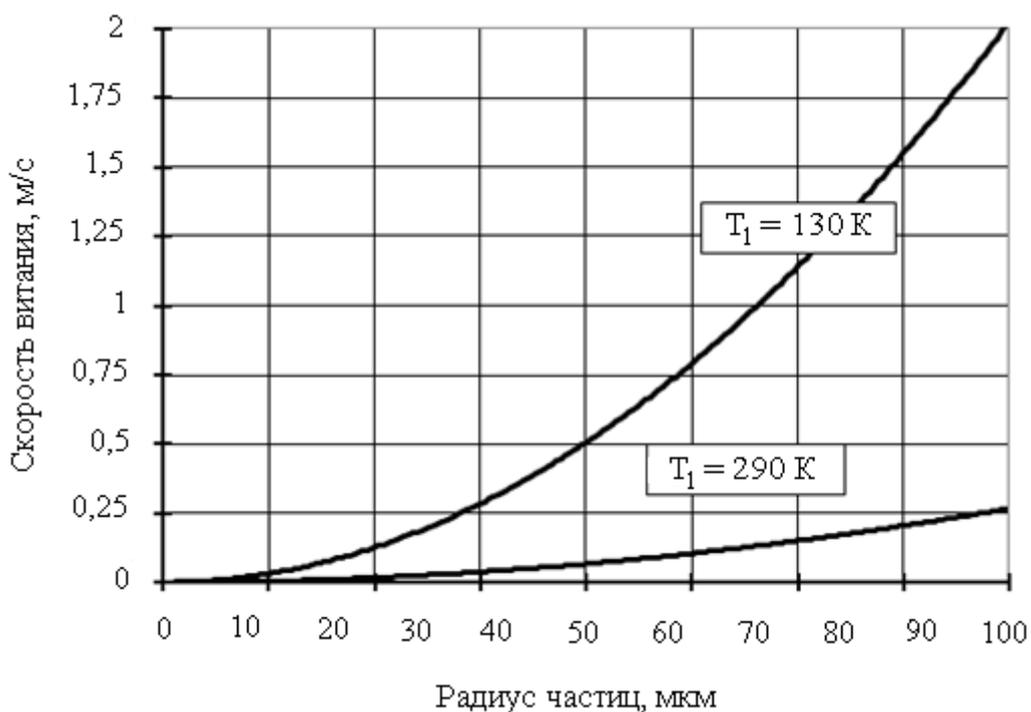


Рис. 39. Скорость витания частиц жидкого азота в газовых потоках с различной температурой

Скорость газового потока мало влияет на интенсивность подвода теплоты к движущимся в потоке частицам ввиду устойчивости пограничного слоя и постоянства скорости перемещения частиц относительно газового потока.

Стабильность пограничного слоя обеспечивается тем, что подвод теплоты к поверхности капли вызывает перегрев жидкости, который компенсируется парообразованием. Пар распространяется за пределы капли, поэтому тепловой и материальный потоки движутся во встречных направлениях. В таких условиях перенос теплоты возможен только теплопроводностью, которая у азотного пара достаточно мала.

Уравнение энергии для пограничного слоя пара может быть представлено в виде:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = \lambda \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) - \rho \omega \frac{\partial h}{\partial r} - \rho h \frac{\partial \omega}{\partial r}. \quad (69)$$

Пренебрегая последним членом уравнения (69), получим:

$$\rho \frac{\partial h}{\partial \tau} = \lambda \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right) - \rho \omega \frac{\partial h}{\partial r}. \quad (70)$$

Уравнение энергии традиционно решается численными методами, компоненты теплового потока рассчитываются в разных программах. Для удобства математического описания обозначим:

– перенос теплоты теплопроводностью:

$$q_\lambda = \lambda \left(\frac{\partial^2 T}{\partial r^2} + \frac{2}{r} \frac{\partial T}{\partial r} \right), \quad (71)$$

– конвективный перенос теплоты с потоком пара:

$$q_\omega = -\rho \omega \frac{\partial h}{\partial r}. \quad (72)$$

С учетом принятых обозначений уравнение энергии для пограничного слоя азотного пара примет следующий вид:

$$\rho \frac{dh}{\partial \tau} = q_\lambda + q_\omega. \quad (73)$$

Слагаемые в правой части уравнения (73) описывают интенсивность переноса теплоты теплопроводностью и конвекцией. С учетом направления движения потока пара конвективная составляющая имеет отрицательный знак. Конвективный перенос теплоты снижает величину суммарного подвода теплоты к жидкости. Снижение подвода теплоты уменьшает парообразование. Соответственно уменьшается конвективный отвод теплоты и возрастает роль переноса теплоты теплопроводностью. Рост подвода теплоты теплопроводностью увеличит парообразование и так далее. В результате влияния двух разнонаправленных и взаимосвязанных процессов переноса теплоты в системе капля–газ возникают затухающие тепловые автоколебания.

Можно смоделировать процесс установления теплового равновесия капли, движущейся в потоке газа-носителя. Для этого необхо-

димо рассчитать толщину ламинарного слоя пара, окутывающего поверхность капли. Точное аналитическое определение толщины паровой рубашки вокруг капли невозможно. Для моделирования процессов переноса теплоты можно воспользоваться упрощенной моделью этого сложного физического процесса.

Физическая модель пограничного слоя пара основана на следующих допущениях:

– над поверхностью капли турбулентность паров азота не проявляется;

– перепад давления пара в окрестности капли пренебрежимо мал;

– капля имеет постоянную температуру кипения, которая определяется давлением потока теплоносителя ($P_1 = 10^5$ Па).

С учетом принятых допущений тепловой баланс капли в установившемся режиме испарения может быть представлен в виде:

$$q_\lambda = \alpha F_k (T_1 - T_a), \quad (74)$$

где α – эффективный коэффициент теплоотдачи, $\alpha = \lambda_a / 2R_k$, λ_a – теплопроводность паров азота; F_k – площадь поверхности капли, $F_k = 4\pi R_k^2$; T_1, T_a – температура теплоносителя и жидкого азота соответственно.

Материальный баланс капли:

$$-q_{\text{кип}} \frac{\partial G}{\partial \tau} = q_\lambda \quad \text{или} \quad -r_a \rho_a 4\pi R_k^2 \frac{\partial R_k}{\partial \tau} = q_\lambda. \quad (75)$$

Тогда

$$-r_a \rho_a 4\pi R_k^2 \frac{\partial R_k}{\partial \tau} = \frac{\lambda 2\pi R_k^2 (T_1 - T_a)}{R} \quad (76)$$

$$\text{или} \quad \frac{\partial R_k^2}{\partial \tau} = -\frac{\lambda (T_1 - T_a)}{r_a \rho_a}.$$

При замене производных разностными приближениями получим выражение для вычисления радиуса капли на новом временном слое:

$$(R'_k)^2 = R_k^2 - \frac{\lambda(T_1 - T_a)\Delta\tau}{r_a\rho_a} \quad \text{или} \quad R'_k = \left[R_k^2 - \frac{\lambda(T_1 - T_a)\Delta\tau}{r_a\rho_a} \right]^{0,5}. \quad (77)$$

Используя выражение (77), можно рассчитать изменение радиуса капли во времени и определить продолжительность полного испарения капли с заданным начальным радиусом при движении в потоке теплоносителя температурой $T_1 = 130$ К. На рис. 40 приведена зависимость продолжительности полного испарения частиц жидкого азота от значения начального радиуса. Размер капель изменялся в пределах $10 \leq R_k \leq 100$ мкм.'

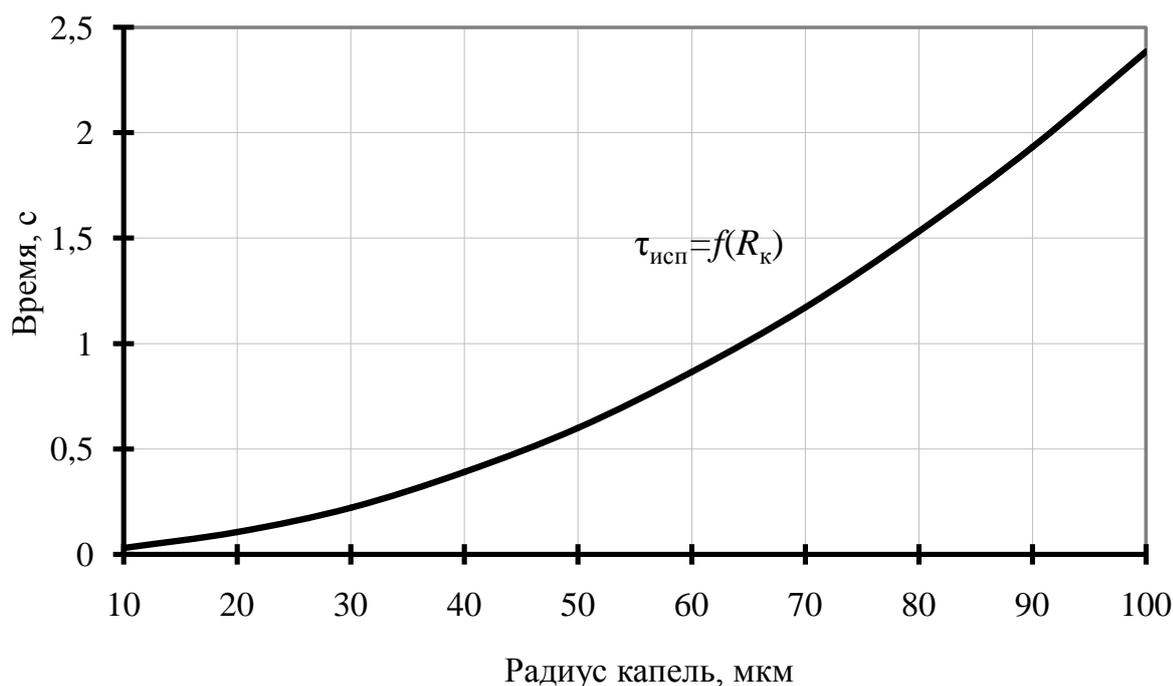


Рис. 40. Время полного испарения капли жидкого азота при движении в потоке теплоносителя температурой 130 К

Продолжительность полного испарения частицы максимального размера ($R_k = 100$ мкм) составила 2,4 с, что значительно больше ожидаемого. Учитывая высокую скорость движения газовых потоков

в технологических аппаратах (10–15 м/с) и ограниченную длину каналов ($L < 2$ м), можно предположить, что даже частицы с радиусом 10 мкм могут преодолевать БКТО до полного испарения.

За счет подвода теплоты от потока газообразного теплоносителя радиус движущихся частиц криоагента во время движения через БКТО уменьшается по нелинейному закону (рис. 41). Темп уменьшения размера частиц жидкого азота резко возрастает после того, как радиус капли достигает значения до 20 мкм. Такая частица полностью испаряется уже через 0,1 с, в то время как частица с начальным радиусом 50 мкм уменьшается до $R_k = 25$ мкм за период $\tau \approx 0,4$ с.

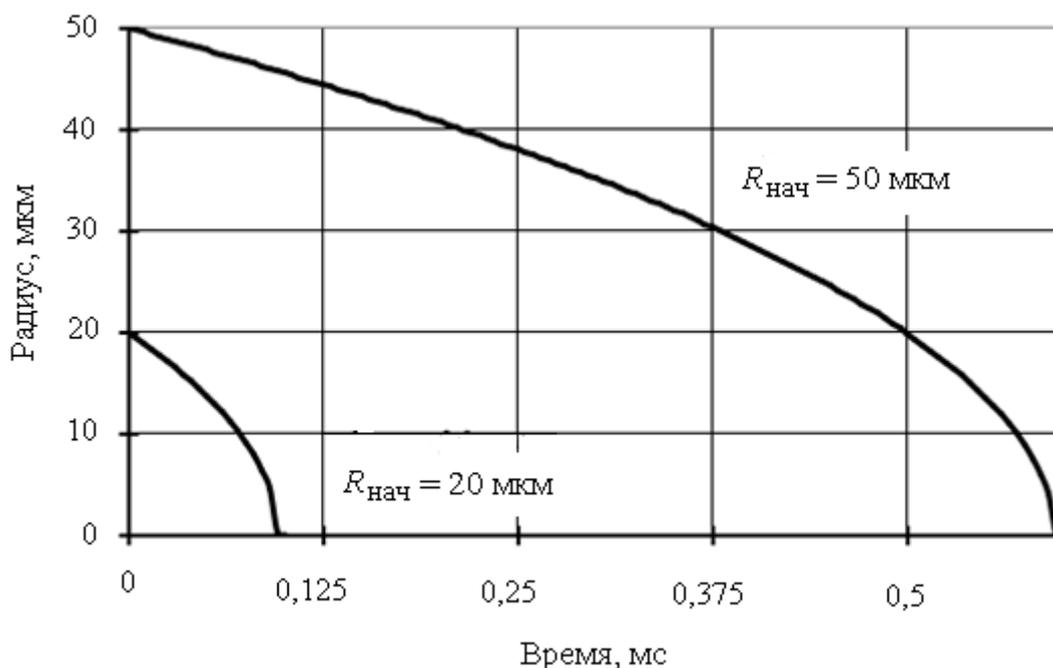


Рис. 41. Изменение радиуса капли жидкого азота при движении в потоке теплоносителя температурой 130 К

Для того чтобы охлаждение потока теплоносителя осуществлялось по всему объему БКТО, необходимо создать условия, при которых криоагент диспергировался на относительно крупные частицы. При движении через теплообменник капли криоагента отстают от потока теплоносителя, так как скорость их перемещения меньше скорости потока на величину скорости витания: $\omega_a = \omega_l - \omega_{вит}$.

Зная скорость потока теплоносителя, можно моделировать движение капель через БКТО, рассчитывать размеры капель в разных сечениях и определять температуру потока, полученного в результате переноса теплоты от теплоносителя к криоагенту.

Учитывая то, что при дезинтеграции криоагента формируется достаточно большая теплопередающая поверхность каплей, можно значительно уменьшить размеры безнасадочного теплообменника.

Максимально возможная площадь поперечного сечения канала БКТО определяется ограничениями на габаритные размеры одноместного КТК [36, 60] и составляет не более $f_{\text{то}} \leq 0,1 \text{ м}^2$.

Площадь поперечного сечения канала теплообменника определяет величину линейной скорости потока теплоносителя

$$\omega_1 = g_1 / (f_{\text{то}} \rho_1) . \quad (78)$$

Истинная скорость движения капли, переносимой газовым потоком, вычисляется с учетом скорости витания частиц:

$$\omega_k = \omega_1 - \omega_{\text{вит}} . \quad (79)$$

Тогда время перемещения капли по каналам теплообменника составит

$$\tau_{\text{дв}} = \frac{Y_k}{\omega_1 - \omega_{\text{вит}}} = \frac{Y_k}{\omega_a} . \quad (80)$$

Можно рассчитать время перемещения каплей через теплообменник с разной площадью поперечного сечения. Полагая высоту канала $Y_k = 1,0 \text{ м}$, а расход теплоносителя $g_1 = 0,6 \text{ кг/с}$, и варьируя площадь канала в интервале от $0,025 \leq f_{\text{то}} \leq 0,1 \text{ м}^2$, можно построить графики $\tau_{\text{дв}} = f(R_k)$ при $f_{\text{то}} = \text{const}$ и нанести на них кривую зависимости $\tau_{\text{исп}} = f(R_k)$ (рис. 42). В зависимости от выбора площади поперечного канала теплообменника для частиц с разным начальным радиусом возможны следующие сценарии изменения размеров:

- если $\tau_{\text{исп}} \gg \tau_{\text{дв}}$, то частица преодолевает канал с минимальным изменением радиуса; в канале с минимальной площадью поперечного сечения по такому сценарию будет происходить движение каплей с начальным радиусом более 40 мкм;

- если $\tau_{\text{исп}} > \tau_{\text{дв}}$, на выходе из канала радиус частиц значительно меньше исходного; в канале с минимальной площадью поперечного сечения по такому сценарию будет происходить движение каплей с начальным радиусом от 20 до 30 мкм;

– если $\tau_{\text{дв}} > \tau_{\text{исп}}$, то частицы криоагента полностью испаряются в канале; в канале с площадью поперечного сечения $0,25 \text{ м}^2$ по такому сценарию будет происходить движение капель с начальным радиусом менее 20 мкм .

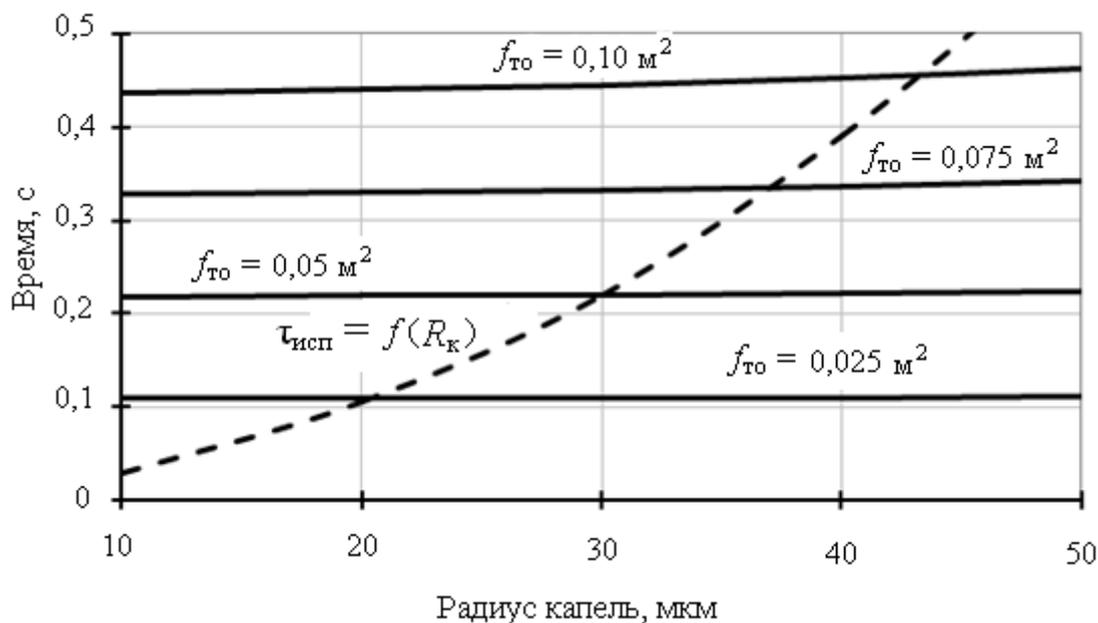


Рис. 42. Время движения частиц азота по каналам разного поперечного сечения при температуре газа 130 К

С технологической точки зрения первый сценарий предпочтительней, так как позволяет использовать для передачи теплоты достаточно крупные частицы азота, которые затем легко отделить из потока и вернуть в теплообменник для повторного использования.

Наличие в потоке теплоносителя частиц криоагента увеличивает его эффективную плотность, что улучшает напорные характеристики центробежного вентилятора [62].

Принцип действия системы криостатирования с контактным безнасадочным теплообменником поясняется схемой (рис. 43). Движение теплоносителя через канал контактного теплообменника 1 возникает за счет работы центробежного вентилятора 2 . Вместе с потоком газа в вентилятор поступают неиспарившиеся частицы жидкости. Эффективная плотность двухфазного потока может значительно превышать плотность газового потока. При малой частоте вращения рабочего колеса вентилятора ($\varphi \leq 50 \text{ с}^{-1}$) частицы жидкого азота не повреждают лопажки. Более того, частицы криоагента сбивают с поверхности лопажек иней, который образуется из-за вымораживания

паров воды. Использование для контактного теплообмена крупных частиц жидкого азота обеспечивает длительную работоспособность центробежного вентилятора. Капли жидкости отделяются в аппарате 3, отделение крупных частиц происходит достаточно просто, за счет резкого изменения скорости и направления движения потока теплоносителя. Криоагент по линии 4 возвращается в расходную емкость 5 канала контактного теплообменника и снова вовлекается в процесс отвода теплоты за счет захвата частиц потоком перегретого в ИУ теплоносителя. Компенсационный поток криоагента g'_a , равный потерям криоагента от испарения g''_a , поступает в расходную емкость 5 от внешнего источника, криососуда и криогенного танка [63]. Основная часть криоагента преодолевает канал теплообменника 1, поэтому в системе криостатирования возникает циркуляционный поток жидкого азота $g'_ц$, который обеспечивает формирование достаточной теплопередающей поверхности БКТО.

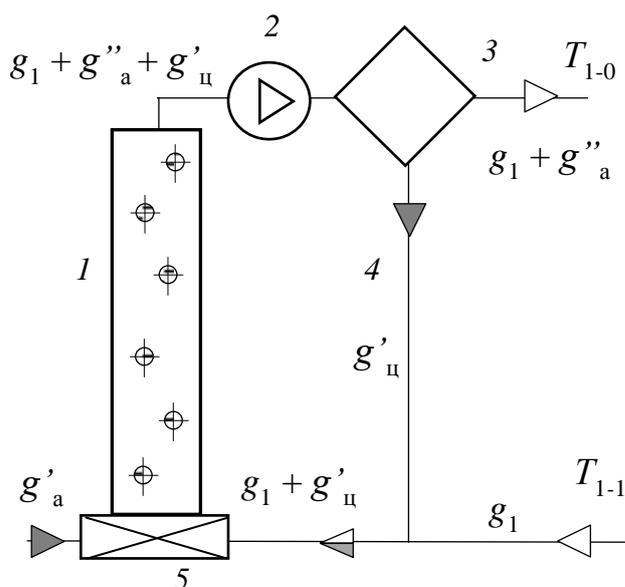


Рис. 43. Схема движения материальных потоков в контактной системе криостатирования:
 1 – теплообменник; 2 – вентилятор; 3 – аппарат;
 4 – линия возврата криоагента; 5 – расходная емкость

Циркуляционный поток может значительно превышать затраты жидкости на криостатирование ($g'_ц \gg g''_a$), что позволяет создавать достаточную теплопередающую поверхность частиц криоагента.

14. ЭКСПЛУАТАЦИОННЫЕ ХАРАКТЕРИСТИКИ ОДНОМЕСТНОГО КРИОТЕРАПЕВТИЧЕСКОГО КОМПЛЕКСА С СИСТЕМОЙ КРИОСТАТИРОВАНИЯ НА БАЗЕ ВОЗДУШНОГО РЕФРИЖЕРАТОРА

Наиболее перспективным решением проблемы криостатирования одноместных КТК представляется использование воздушных криогенных циклов. Рабочим телом криогенного цикла является воздух, который может использоваться в качестве теплоносителя.

Число воздушных циклов, пригодных для включения в состав криотерапевтического комплекса, существенно сокращается с учетом специфических расходных и энергетических характеристик тепловой нагрузки. В разд. 11 показано, что удельный расход теплоносителя через зону ОКВ должен составлять не менее $0,8 \text{ кг/м}^3$ (около $2250 \text{ нм}^3/(\text{ч}\cdot\text{м}^3)$), а удельная тепловая нагрузка на систему криостатирования составляет до 35 кВт/м^3 . Расход теплоносителя и тепловая нагрузка соответствуют характеристикам воздушной турбохолодильной машины (ВТХМ) [53].

В ВТХМ сжатие воздуха обеспечивает турбокомпрессор, а основным источником холодопроизводительности является турбодетандер низкого давления. На кафедре криогенной техники Университета ИТМО выполнены исследования по оценке работоспособности одноместного КТК с системой криостатирования на базе цикла низкого давления [36]. Принципиальная схема такого КТК приведена на рис. 44.

В зависимости от режима работы исполнительного устройства КТК воздух после расширения в турбодетандере 4 направляется либо по байпасной линии в теплообменник 3, либо в зону ОКВ. Переключение потока обеспечивает трехходовой клапан В1. Турбокомпрессор 1 сжимает воздух до давления $0,3\text{--}0,4 \text{ МПа}$. Теплота сжатия воздуха отводится в холодильнике 2. Охлажденный воздух через отделитель жидкости 5 поступает в пластинчато-ребристый теплообменный аппарат 3.

Основное снижение энтальпии теплоносителя достигается в турбодетандере 4, в котором воздушный поток расширяется до атмосферного давления. Расширение газа сопровождается снижением его температуры до уровня $130\text{--}135 \text{ К}$. В объеме ИУ воздух перегревается от температуры T_{1-0} до температуры T_{1-1} и переносит подве-

детандера 4 направляется трехходовым клапаном В1 в теплообменное устройство 3. По истечении пускового периода моделировались 4 процедурных цикла. Для восстановления оптимального распределения температур в теплообменнике 3 между циклами рефрижератор работал в «пусковом» режиме. Продолжительность перерыва между процедурными циклами – $\tau_{\text{охл}} \geq 60$ с.

Графики изменения температуры теплоносителя в объеме ИУ приведены на рис. 45. В первом процедурном цикле минимальный уровень температуры воздуха составил всего 148 К, что может быть связано с недостаточной продолжительностью «пускового» периода. Во втором процедурном цикле температурный уровень 140 К был получен уже через 125 с. В третьем и четвертом циклах графики изменения температуры в объеме ИУ идентичны, что свидетельствует об окончательном завершении «пускового» режима. За первые 30 с температура воздуха в ИУ опустилась до уровня 155 К, что соответствует требованиям по обеспечению гипотермической безопасности пациентов. К концу цикла температура воздуха в зоне ОКВ опускается до 132 К, т. е. холодопроизводительность рефрижератора превышает суммарное выделение теплоты.

Максимальная тепловая нагрузка на систему криостатирования наблюдается в период заполнения зоны ОКВ теплоносителем, затем подвод теплоты от источников быстро снижается.

Для согласования тепловой нагрузки и холодопроизводительности рефрижератора целесообразно усложнить алгоритм управления температуры в объеме ИУ [36]. После выхода на номинальный температурный уровень ОКВ надо снижать расход воздуха через процедурную кабину и отводить часть потока напрямую в теплообменник 3. Для этого следует заменить соленоидный клапан В1 трехходовым вентилем с автоматизированным управлением. В качестве контролируемого параметра можно использовать температуру воздуха в процедурной кабине.

Эксперимент показал работоспособность КТК с воздушным рефрижератором. После завершения охлаждения теплообменного аппарата 3 рефрижератор удовлетворительно криостатировал пространство ИУ на заданном температурном уровне. После незначительного усложнения системы управления потоком теплоносителя схема КТК с ВТХМ пригодна для практической реализации.

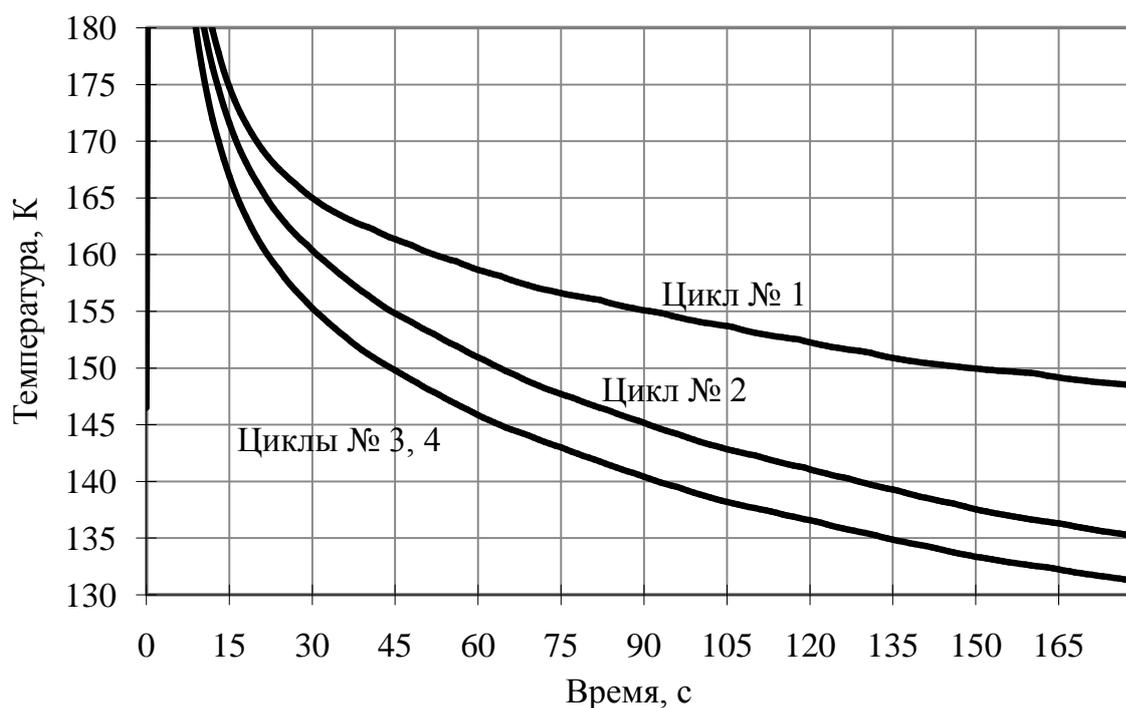


Рис. 45. Изменение температуры воздуха в объеме исполнительного устройства одноместного криотерапевтического комплекса с турборефрижератором в процедурных циклах № 1–4

Использование ВТХМ не только обеспечивает рациональное расходование электроэнергии в системе криостатирования, но и снимает основную проблему эксплуатации КТК – снабжение жидким азотом. Расчетные затраты электроэнергии на реализацию процедурного цикла одноместного КТК с воздушной холодильной машиной составляют $1,55 \text{ кВт}\cdot\text{ч}/\text{м}^3$. Это в 5 раз меньше действительных затрат электроэнергии в системах охлаждения на базе жидкого азота. Высокая эффективность использования энергии делает КТК с ВТХМ наиболее перспективным направлением развития аппаратуры для ОКВ. Вместе с тем существует ряд технико-экономических проблем, которые препятствуют быстрому переходу на турборефрижераторы.

К данным проблемам следует отнести большое значение удельной мощности электропривода рефрижератора, которая по результатам эксперимента составила $31 \text{ кВт}/\text{м}^3$. При таком потреблении электроэнергии одноместный КТК с воздушным рефрижератором может использоваться только в ограниченном числе медицинских

учреждений. Для снятия указанных ограничений следует продолжить исследования, направленные на снижение установленной мощности рефрижератора.

Недостатком КТК данного типа является высокий уровень ожидаемых затрат на приобретение рефрижераторного оборудования. На сегодняшний день в России не производятся турбоагрегаты с соответствующей потребностям КТК производительностью. Примерный технико-экономический расчет показывает, что переход с азотных охладителей на ВТХМ увеличит стоимость одноместных КТК в 10 раз.

Такое увеличение капитальных затрат может быть оправдано только за счет значительного сокращения затрат при эксплуатации КТК. При существующих ценах на жидкий азот и пропускной способности комплексов на уровне 30 процедур в сутки, годовые расходы на приобретение криоагента примерно равны стоимости КТК. Но действительная пропускная способность одноместных установок составляет до 100 процедур в сутки. При такой загруженности оборудования годовые затраты на приобретение криоагента втрое превысят стоимость оборудования. По мере роста востребованности криотерапевтических процедур рентабельность комплексов с ВТХМ будет постепенно возрастать.

Наиболее перспективным представляется использование ВТХМ на криотерапевтических установках, расположенных в крупных санаторно-курортных учреждениях, которые уже сегодня обеспечивают суточную загрузку КТК на 60 процедур. С учетом удаленности данных учреждений от производителей жидкого азота, возможность снять проблемы с логистикой снабжения криоагентом может значительно повысить рентабельность систем безазотного охлаждения КТК.

Разработка специализированных рефрижераторов для криостатирования ИУ одноместных КТК является актуальным направлением развития техники и технологии общей криотерапии. Следует продолжать исследования и опытно-конструкторские работы в этом направлении, для того чтобы подготовить основания для серийного производства малорасходных турбохолодильных агрегатов.

ЗАКЛЮЧЕНИЕ

Общая криотерапия – низкотемпературная медицинская технология, основанная на дозированном переохлаждении поверхности тела человека до температуры не ниже $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$. Такое переохлаждение вызывает раздражение холодовых рецепторов кожи, которые передают в центральную нервную систему тревожный сигнал, в ответ на который формируются позитивные эффекты ОКВ.

Безопасность пациента в ходе ОКВ обеспечивается подбором температуры газа и продолжительности охлаждения. При рациональном выборе технологических параметров эксперимента температура поверхности тела пациента не опускается ниже $-2\text{ }^{\circ}\text{C}$, а температура на внутренней границе жирового слоя оболочки остается не ниже $36\text{ }^{\circ}\text{C}$. Учитывая особенности физиологии покровных слоев, такое понижение температуры тканей абсолютно безопасно для организма человека.

В условиях естественной конвекции газа-теплоносителя наивысший физиотерапевтический результат ОКВ достигается при температуре 140 K . При этом безопасная продолжительность охлаждения составляет 160 c . При таком сочетании технологических параметров ОКВ достигается максимальная продолжительность результативной фазы процедуры.

Использование газовых сред с температурой выше 140 K резко снижает физиотерапевтический эффект. Повышение температуры замедляет процесс переохлаждения поверхности, поэтому минимально допустимая температура на внутренней границе жирового слоя достигается раньше, чем процедура перейдет в эффективную фазу. Процедуры с температурой теплоносителя выше 140 K оказывают на пациента гипотермическое воздействие.

Понижение температуры в зоне ОКВ от 140 K вызывает постепенное снижение криотерапевтического эффекта. При температуре газа 90 K позитивный эффект ниже максимального в 4 раза. Понижение эффекта определяется повышением темпа переохлаждения поверхности, что вызывает сокращение продолжительности эффективной фазы процедуры. Сеансы ОКВ следует проводить при температуре газа от 120 до 140 K .

Энергоэффективность одноместных КТК определяется компактностью размещения объекта ОКВ в объеме ИУ. При компактности $3,2\text{ м}^2/\text{м}^3$ доля теплоты, отведенной от объекта ОКВ (полезная

нагрузка), составляет 71 %, а для охлаждения единицы поверхности объекта ОКВ отводится 630 кДж теплоты. Снижение компактности размещения пациента до уровня $1,1 \text{ м}^2/\text{м}^3$ уменьшает долю полезной тепловой нагрузки до 50 %.

Энергоэффективность многоместных КТК определяется тепловой нагрузкой не только в основной кабине, но и в шлюзовой камере. Доля полезной тепловой нагрузки на систему криостатирования многоместного КТК составляет не более 49 %. Подвод теплоты от поверхности теплового ограждения составляет всего 8 % от общей тепловой нагрузки. Основная доля нерационального притока теплоты (42 %) поступает в объем ИУ с потоками воздуха из окружающей среды. Основные причины низкой эффективности многоместных КТК – большой объем удельного свободного пространства ИУ и низкая компактность размещения пациентов. Оптимизация конструкции многоместных КТК невозможна, так как большое свободное пространство нужно для свободного перемещения пациентов по внутренним полостям комплекса.

Размещение в объеме кабины криотерапевтического комплекса рекуперативного теплообменника системы криостатирования повышает затраты энергии на реализацию процедурного цикла с 0,99 до $2,23 \text{ кВт}\cdot\text{ч}/\text{м}^3$. Рост энергозатрат связан с прямым контактом атмосферного воздуха с поверхностью теплообменника. Конвективное охлаждение объема процедурной кабины снижает затраты электроэнергии до уровня $1,54 \text{ кВт}\cdot\text{ч}/\text{м}^3$. Целесообразно использовать в качестве теплоносителя рабочее тело рефрижераторного цикла (воздух или азот).

Учитывая условия эксплуатации одноместных КТК для построения системы криостатирования, можно использовать воздушную турбохолодильную машину (ВТХМ), которая позволит отказаться от использования сжиженных газов и повысит энергоэффективность КТК. Очевидными недостатками СК на базе ВТХМ являются высокая мощность электропривода (35 кВт) и стоимость турбохолодильных агрегатов. Мощность и стоимость рефрижераторного оборудования могут быть существенно снижены за счет уменьшения продолжительности включения ИУ до 20 %. Накопление холодопроизводительности в промежутках между сеансами позволит снизить мощность электропривода в 5 раз.

Наиболее перспективным направлением конструирования систем криостатирования одноместных КТК является использование квазициклов на жидком азоте. Передача теплоты от газообразного теплоносителя к жидкому азоту осуществляется в безнасадочных контактных теплообменниках (БКТО). Пары криоагента сбрасываются в ОС после перегрева в объеме ИУ. Теплопередающая поверхность БКТО может быть сформирована из частиц криоагента, которые движутся сквозь канал БКТО в потоке газообразного теплоносителя. Диаметр частиц криоагента выбирается в интервале от 0,1 до 0,2 мм. Испаряемость капель такого размера при движении сквозь БКТО составляет не более 30 %.

Непреодолимым недостатком жидкостных систем охлаждения является нерациональное использование энергии. Криоагент ожигается на температурном уровне 78 К, а тепловая нагрузка отводится из зоны ОКВ при температуре 140 К. По этой причине действительные затраты энергии в 5 раз выше расчетного минимума.

При повышении пропускной способности КТК использование жидкого криоагента вызывает сложности, связанные с доставкой больших объемов азота. Для криостатирования таких комплексов целесообразно использовать рефрижераторы на базе воздушной турбохолодильной машины. Рабочим телом такого рефрижератора является воздух, что значительно упрощает конструкцию исполнительного устройства криотерапевтического комплекса.

Применение рефрижераторов, работающих по циклу ВТХМ, сдерживается отсутствием серийных турбохолодильных агрегатов соответствующей производительности, высокой стоимостью воздушных холодильных машин, а также высокой мощностью привода турбокомпрессора.

СПИСОК ЛИТЕРАТУРЫ

1. Криогенная медицинская техника: Метод. рекомендации / В.Г. Веденков, Н.И. Жолобов, Т.П. Птуха и др.; Под общ. ред. Б.И. Леонова. – М.: ВНИИИМТ, 1991. – 54 с.
2. **Галанова С.К.** Клинико-физиологические эффекты общей аэрокриотерапии при начальных проявлениях недостаточности кровоснабжения мозга у ветеранов современных военных конфликтов: автореф. дис... канд. мед. наук: 14.00.51, 14.00.16 / Галанова Светлана Константиновна. – СПб., 2009. – 29 с.
3. **Пономаренко Г.Н.** Физические методы лечения. 2-е изд., перераб., доп. – СПб.: ВМедА, 2002. – 224 с.
4. Низкие температуры в медицине / К.С. Терновой, Л.Г. Гассанов, В.С. Земсков и др. – Киев: Наук. думка, 1980. – 280 с.
5. **Цыганов Д.И., Микулин Е.И., Кочиева Н.К.** Термодинамические параметры газовой струи для криотерапии // Холодильная техника. 1992. № 1. С. 24–25.
6. **Архаров А.М.** Достижения и проблемы инженерной криологии // Химическое и нефтегазовое машиностроение. 2007. № 7. С. 27–34.
7. Биоткань, локальное криовоздействие, криогенная, хирургическая аппаратура, расчет: Научно-техн. отчет / А.М. Архаров, А.Н. Антонов, С.Д. Глухов, А.А. Жердев, С.В. Чиванов. – М.: МВТУ, 2006. – 44 с.
8. Медицинская криология // Сб. науч. трудов к 40-летию криодеструкции с использованием жидкого азота и специальных устройств / Под ред. В.И. Коченова. Вып. 1, 2, 3, 4. – Н. Новгород, 2001–2003.
9. **Цыганов Д.И.** Разработка методики и определение теплопроводности биоткани в интервале температур 77–320 К: дис. на соискание ученой степени канд. техн. наук. – М.: МВТУ, 1986. – 142 с.
10. **Костадинов Д., Краев Т.** Криотерапия. – София, 1987. – 98 с.
11. **Fricke R., Grapow G., Nobbe T., Knauer G.** Ganzkörperkältetherapie bei $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$ von zwei Minuten bewirkt Steigerung von Muskelkraft und Leistung // Phys. Rehab. Kur Med. 1999. № 9. 144 s.

12. **Баранов А.Ю.** Разработка техники и технологии криотерапии // Холодильная техника. 2006. № 12. С. 42–47.
13. **Баранов А.Ю.** Криогенная физиотерапия // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2005. № 3. С. 25–31.
14. Криотерапия. Научный обзор. ВНЦ медицинской реабилитации и физической терапии. Б.И. – М., 1997. – 10 с.
15. **Zagrobelny Z.** Krioterapia miejscowa I ogolnoustrojowa. – Wroclaw: Urban&Partner, 2003. – 189 p.
16. **Баранов А.Ю.** Искусственный холод на службе здоровья // Вестник МАХ. 2006. № 1. С. 12–14.
17. **Баранов А.Ю., Кидалов В.Н.** Лечение холодом. – СПб.: Пионер; М.: Астрель, 2000. – 160 с.
18. **Максимов А.В., Кирьянова В.В.** Аэрокриотерапия: практическое применение // Сб. науч. трудов «Медицинская криология». 2001. № 2. – Н. Новгород.
19. **Zimmer K., Zagrobelny Z.** Whole body cryotherapy effect on performance quality in high level athletes group / II. Internationals Kryotherapie symposium. – Bad Seebach, Vlotho. Februar 2000.
20. **Малышева Т.А.** Выбор и обоснование параметров технологического процесса криотерапевтического воздействия: дис. ... канд. техн. наук: 05.04.03, 01.04.14 / Малышева Татьяна Алексеевна. – СПб., 2007. – 154 с.
21. **Yamauchi T.** Whole Body Cryo-therapie is method of extreme cold –175 °C treatment initially uses for Rheumatoid Arthritis. Zeitschrift Phys. Med. Baln. Med. Klim. 1986. № 15. 311 p.
22. **Richter C., Fricke R.** Wirkung einer Ganzkörperkältetherapie auf Zytokin-Serumspiegel bei chronischer Polyarthritits // Phys. Rehab Kur Med. 1996. № 6. 162 s.
23. **Yamauchi T., Nogami S., Miura K.** Various applications of the extreme cryotherapy and strenuous exercise program – focusing on rheumatoid arthritis // Physiotherapy and Rehabilitation. 1981. 34 (5).
24. **Fricke R.** Was leistet die Kältetherapie bei rheumatischen Erkrankungen? // Rheuma-Journal. 1999. März, 28 und 29.
25. **Bauer A., Wiechec M.** Przewodnik metodyczny po wybranych zabiegach fizykalnych, po wybranych zabeigach fizykalnych. – Wroclaw: Markmed Rehabilitacja s.c., 2012. – 446 s.
26. **Brenke R., Siems W., Maab R.** Abhärtung durch Kaltreiz unterschiedlicher Intensität: Wirkungen auf den Purin- und Radikalmetabo-

lismus // Wiener medizinische Wochenschrift, Themenheft: Physikalische Medizin. Heft 3. 1994. S. 66–68.

27. **Krumpolt G., Lange A., Schneider R., Eichler W., Hänsgen H., Wobst E.** Temperaturverhalten durch Kälteanwendung am Körperstamm // II. Internationals Kryotherapie symposium. – Bad Seebach, Vlotho. Februar 2000.

28. Криогенная аэрокриотерапия в современной медицине: Практич. пособие / Под. ред. И.С. Чернышева. – М.: Медкрионика, 2008. – 30 с.

29. **Yamauchi T., Miura K.** Rehabilitation in chronic rheumatoid arthritis // Rehab. Med. 1977. № 14.

30. Клинико-физиологические аспекты применения криотерапии / А.Г. Шиман, В.В. Кирьянова, А.В. Максимов, А.Ю. Баранов // Вестник Санкт-Петербургской государственной медицинской академии им. И.И. Мечникова. 2001. № 1. С. 27.

31. **Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Сидорова А.Ю.** Моделирование нестационарного теплообмена при гипотермическом воздействии на оболочку тела: Метод. указания. – СПб.: СПбГУНиПТ, 2009. – 16 с.

32. **Малышева Т.А., Сидорова А.Ю., Савельева А.В.** Исследование влияния варьирования температуры теплоносителя на процесс нестационарного переноса теплоты в объекте общего криотерапевтического воздействия // Криотерапия в России: Материалы II международ. науч.-практич. конференции. – СПб.: СПбГУНиПТ, 2009. – С. 152–164.

33. **Георгиева С.А., Белинина Н.В., Прокофьева Л.И.** Физиология человека. – М.: Медицина, 1981. – 480 с.

34. **Герашенко О.П.** Основы теплотметрии. – Киев: Наук. думка, 1971. – 191 с.

35. **Максимов А.В., Кирьянова В.В.** Аэрокриотерапия: Учеб. пособие. – СПб.: МАПО, 2000. – 20 с.

36. **Баранов А.Ю.** Научные основы разработки аппаратуры для общего криотерапевтического воздействия: дис. ... д-ра техн. наук: 05.04.03 / Баранов Александр Юрьевич. – СПб., 2014. – 376 с.

37. **Бартон А., Эндхолм О.** Человек в условиях холода. – М.: Изд-во иностранной литературы, 1959. – 280 с.

38. **Турчак Л.И.** Основы численных методов. – М.: Наука, 1987. – 319 с.

39. **Савельева А.В., Сидорова А.Ю., Баранов В.А.** Дистанционная подача жидкого азота в криотерапевтические комплексы // Криотерапия в России: Материалы междунар. науч.-практич. конференции. – СПб.: СПбГУНиПТ, 2008. – С. 93–99.
40. **Исаченко В.А., Осипова А.С., Сукомел А.С.** Теплопередача. – М.: Энергоиздат, 1981. – 416 с.
41. **Сидорова А.Ю., Савельева А.В., Баранов И.А.** Оценка эффективности действующего криотерапевтического оборудования // Криотерапия в России: Материалы III междунар. науч.-практич. конференции. – СПб.: СПбГУНиПТ, 2010. – С. 64–71.
42. Теплофизические свойства криопродуктов / Л.А. Акулов, Е.И. Борзенко, В.Н. Новотельнов, А.В. Зайцев. – СПб.: Политехника, 2001. – 243 с.
43. **Баранов А.Ю., Кидалов В.Н.** Лечение холодом. Криомедицина. – СПб.: Атон, 1999. – 272 с.
44. **Баранов А.Ю.** Разработка аппаратуры воздухоподготовки для систем общего криотерапевтического воздействия: дис... канд. техн. наук: 05.04.03 / Баранов Александр Юрьевич. – Л., 1991. – 206 с.
45. Холодильные машины: Учеб. для студ. ВТУЗов по спец. «Техника и физика низких температур» / А.В. Бараненко, Н.Н. Бухарин, В.И. Пекарев, Л.С. Тимофеевский; Под. общ. ред. Л.С. Тимофеевского. – СПб.: Политехника, 2006. – 944 с.
46. **Fricke R., Grapow G., Knauer G.** Steigerung von Muskelkraft und Leistung durch Ganzkörperkältetherapie $-110\text{ }^{\circ}\text{C}$ über 1, 2 und 3 Minuten // Rehabilitations wissenschaftliches Kolloquium vom 8. bis 10. März 1999 auf Norderney.
47. **Ellssel J.** Abklärung der Hautnebenwirkungen der Ganzkörperkälteexposition ($-110\text{ }^{\circ}\text{C}$) auf anamnestic, klinisch und laborchemisch faßbaren Risikofaktoren // Zeitschrift Phys. Med. Baln. Med. Klim. 1986. № 15. S. 312–313.
48. **Будрик В.В.** Теплопередача при локальном замораживании биологической ткани и охлаждении инструмента однофазным и двухфазным криоагентом. – В кн.: Процессы, технология и контроль в криогенном машиностроении. – Балашиха, 1978. – С. 125–140.
49. **Цыганов Д.И.** Криомедицина: процессы и аппараты: Монография. – М.: САЙНС-ПРЕСС, 2011. – 304 с.

50. **Baranov A.Y., Baranov V.A., Grigorieva D.** Several methods to increase an effect of public cryotherapy // Symposium «LIFE WITHOUT PAINТ». – Zgorzelec, 2007. – 97 p.

51. **Баранов А.Ю., Малышева Т.А., Баранов В.А.** Энергетические основы эффективности криотерапевтической аппаратуры // Физиотерапия, бальнеология и реабилитация. 2005. № 2. С. 29–31.

52. **Баранов А.Ю., Баранов В.А.** Выбор схемы криотерапевтической установки // Холодильная техника. 2007. № 10. С. 42–45.

53. **Баранов А.Ю., Ле Куанг В.М., Баранов В.А.** О выборе технологии криостатирования индивидуальной криосауны // Вестник МАХ. 2008. № 1. С. 38–41.

54. **Бродянский В.М.** Эксергетический метод термодинамического анализа. – М.: Энергия, 1973. – 296 с.

55. **Кожевников И.Г., Новицкий Л.А.** Теплофизические свойства материалов при низких температурах: Справ. Изд. 2-е, перераб. и доп. – М.: Машиностроение, 1982. – 282 с.

56. **Елисеев Д.Н.** Факторы физической природы в комплексном лечении больных ишемической болезнью сердца и гипертонической болезнью: автореф. дис... д-ра мед. наук: 14.00.05 / Елисеев Дмитрий Николаевич. – Ростов-на-Дону, 2007. – 45 с.

57. **Бицадзе Г.М.** Обоснование использования циклических криотермических воздействий для медико-психологической реабилитации лиц с напряженным характером труда: автореф. дис... канд. мед. наук: 14.03.11/ Бицадзе Гия Мерабович. – М., 2011. – 20 с.

58. **Бугаян С.Э.** Эффективность применения криотерапии в комплексном лечении алиментарно-конституционального ожирения у лиц молодого возраста: автореф. дис... канд. мед. наук: 14.01.04 / Бугаян Светлана Эдуардовна. – Ростов-на-Дону, 2011. – 25 с.

59. **Баранов А.Ю., Суслов Л.Т.** Анализ тепловой нагрузки на блок подготовки теплоносителя в установках криотерапевтического воздействия // Вестник МАХ. 1999. № 1. С. 33–36.

60. **Савельева А.В., Баранов И.А.** Применение сосудогазификаторов для снабжения азотом криомедицинской аппаратуры // Криотерапия в России: Материалы III междунар. науч.-практич. конференции. – СПб.: СПбГУНиПТ, 2010. – С. 102–113.

61. **Савельева А.В.** Выбор и обоснование энергоэффективного способа криостатирования исполнительного устройства установки

для общего криотерапевтического воздействия: дис. ... канд. техн. наук: 05.04.03 / Савельева Анна Викторовна. – СПб., 2013. – 202 с.

62. **Иванов О.П., Мамченко В.О.** Аэродинамика и вентиляторы: Учеб. для студентов вузов, обучающихся по специальности «Холодильные и компрессорные машины и установки» – Л.: Машиностроение. Ленингр. отд-ние, 1986. – 280 с.

63. **Баранов А.Ю., Баранов В.А.** О преимуществах аппаратов для индивидуальной криотерапии // Криотерапия в России: Материалы I междунар. науч.-практич. конференции. – СПб.: СПбГУНиПТ, 2008. – С. 74–77.

СОДЕРЖАНИЕ

Условные обозначения и сокращения.....	3
Введение.....	5
1. Теплофизическая теория общего криотерапевтического воздействия.....	12
2. Физическая модель объекта общего криотерапевтического воздействия.....	24
3. Математическая модель объекта охлаждения.....	30
4. Влияние агрегатного состава теплоносителя на результаты охлаждения поверхности	47
5. Выбор оптимальных параметров технологического режима общего криотерапевтического воздействия.....	57
6. Современное состояние техники и технологии общей криотерапии.....	71
7. Удельные характеристики криотерапевтического комплекса.....	98
8. Физические модели элементов криотерапевтического комплекса.....	106
9. Математические модели элементов криотерапевтического комплекса.....	114
10. Выбор схемы организации общего криотерапевтического воздействия.....	127
11. Выбор способа криостатирования объема одноместного исполнительного устройства.....	142
12. Выбор рефрижераторного цикла для криостатирования исполнительного устройства одноместного криотерапевтического комплекса.....	147
13. Система криостатирования криотерапевтического комплекса на базе жидкостного квазицикла.....	149
14. Эксплуатационные характеристики одноместного криотерапевтического комплекса с системой криостатирования на базе воздушного рефрижератора.....	163
Заключение.....	168
Список литературы.....	171

Баранов Александр Юрьевич

НИЗКОТЕМПЕРАТУРНЫЕ УСТАНОВКИ МЕДИЦИНСКОГО НАЗНАЧЕНИЯ

Часть 1

Аппараты для общего криотерапевтического воздействия

Учебное пособие

Ответственный редактор
Т.Г. Смирнова

Редактор
Т.В. Белянкина

Компьютерная верстка
И.В. Гришко

Дизайн обложки
Н.А. Потехина

Подписано в печать 02.11.2016. Формат 60×84 1/16
Усл. печ. л. 10,46. Печ. л. 11,25. Уч.-изд. л. 11,0
Тираж 50 экз. Заказ № С 29

Университет ИТМО. 197101, Санкт-Петербург, Кронверкский пр., 49

Издательско-информационный комплекс
191002, Санкт-Петербург, ул. Ломоносова, 9