

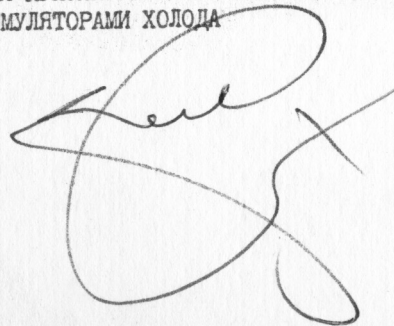
Авторефер
с 34

ОДЕССКИЙ ИНСТИТУТ НИЗКОТЕМПЕРАТУРНОЙ ТЕХНИКИ И ЭНЕРГЕТИКИ

На правах рукописи

СИДЕР ИСХАК

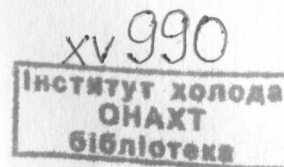
КОМПРЕССИОННАЯ КРИОХИРУРГИЧЕСКАЯ УСТАНОВКА С
АККУМУЛЯТОРАМИ ХОЛОДА



Специальность 05.04.03 - машины и аппараты холодильной и
криогенной техники и систем кон-
диционирования

А В Т О Р Е Ф Е Р А Т

диссертации на соискание ученой степени
кандидата технических наук



Одесса - 1994

Работа выполнена в Одесском институте низкотемпературной техники и энергетики

Научный руководитель	доктор технических наук, профессор Наер В.А.
Официальные оппоненты	доктор технических наук, профессор Смирнов Г.Ф. кандидат технических наук Волгушев В.В.
Ведущая организация	НИИ "Шторм", г. Одесса

Защита диссертации состоится. 9 23.05. 1994 г. в 11 час.
на заседании специализированного совета К.068.27.01 при Одесском
институте низкотемпературной техники и энергетики по адресу: 270100,
г. Одесса, ул. Петра Великого, 1/3.

С диссертацией можно ознакомиться в библиотеке института.

Автореферат разослан " _____ " _____ 1994 г.

Р.К. Никульшин

ОБЩАЯ ХАРАКТЕРИСТИКА РАБОТЫ

Актуальность темы. Большинство из применяемых в медицине криохиргических устройств используют запас жидкого азота или сжатого газа, но известны и машинные криохиргические установки, постоянно готовые к работе и не нуждающиеся в хранении рабочего вещества. Однако в настоящее время они применяются значительно реже из-за более сложной эксплуатации, низких технико-экономических показателей и малых ресурсов работы используемых компрессоров или газовых криогенных машин. Все это в значительной мере связано с требуемым уровнем температур ($-100 \div -150^\circ\text{C}$) и требуемыми холодопроизводительностями ($10 \div 50$ Вт). Вместе с тем, преимущества машинных криохиргических установок, позволяющие применять их в самых отдаленных районах, настолько очевидны, что актуальность исследований, направленных на их совершенствование, признается всеми специалистами.

Цель работы и задачи исследования:

- разработка нового типа компрессионной криохиргической установки,
- теоретическое и экспериментальное исследование установки,
- определение рациональных областей ее применения.

Научная новизна.

1. На основе критического анализа существующих машинных криохиргических установок предложена новая схема установки, использующая компрессионную дроссельную холодильную машину и аккумуляторы холода.

2. Разработанная математическая модель установки и проведенные сравнительные расчетные и экспериментальные данные подтверждают возможность ее использования для расчета основных характеристик установки.

3. Проведенные экспериментальные исследования позволили определить тепловые, температурные, энергетические и динамические характеристики установки, а также рациональные медицинские области ее применения.

Научное положение. Разделение криохиргической установки на отдельные самостоятельные элементы, выполненные в виде низкотемпературной камеры и набора различных автономных криоаппаратов-аккумуляторов холода, позволило существенно улучшить технические и эксплуатационные характеристики установки.

При выполнении работы автором получены и защищаются следующие научные результаты:

- экспериментальные данные по температурным, тепловым и динамическим характеристикам исследуемого опытного образца компрессионной криохир-

рургической установки с аккумуляторами холода,
- схемы и специфические режимы захлаживания и прогрева криоаппликаторов-аккумуляторов холода с термосифонными криозондами,
- математическая модель установки.

Практическая ценность. Проведенные исследования позволили создать новую конструкцию криохирургической установки и доказали перспективность ее использования в оториноларингологии, гинекологии, офтальмологии и дерматологии.

Апробация работы и публикации. Материалы диссертации докладывались на УШ Всесоюзной конференции "Холод - народному хозяйству", Ленинград, 1991; на Международной конференции "Экология-93", Одесса, 1993. В сб. "Холодильная техника и технология", "Криохирургическая установка", вып. 56, 1993 (принята к публикации).

Получено положительное решение от 16.03.92 на патент по заявке "Низкотемпературная установка" № 4922917/06/26725 от 29.03.91.

Структура и объем диссертации. Диссертация состоит из введения, четырех глав, выводов и списка использованной литературы 55 наименований. Общий объем диссертации 148 страниц машинописного текста, 37 рисунков и 5 таблиц.

СОДЕРЖАНИЕ РАБОТЫ

В первой главе приведен анализ публикаций, посвященных разработке, исследованию и практическому применению криохирургических аппаратов и установок, использующих запас рабочего вещества и различные машинные системы охлаждения. Установлено, что наименее исследованными являются машинные криохирургические установки. Имеющиеся образцы обладают малой холодопроизводительностью, недостаточным ресурсом работы, сложны в эксплуатации и далеко не всегда обеспечивают требуемые скорости охлаждения и замораживания медицинских и биологических объектов.

Известные полупроводниковые аппараты, использующие принцип аккумуляции холода, имеют очень высокие рабочие температуры (выше -40°C) и малые холодопроизводительности (не более 3-5 Вт). Между тем, тепловой, термодинамический и технико-экономический анализ показывает, что использование принципа аккумуляции холода в машинных криохирургических установках позволяет существенно улучшить их основные характеристики.

Таким образом, на основании проведенного критического обзора научно-исследовательской и патентной литературы сформулированы вышеуказанные цель и задачи настоящего исследования.

Во второй главе диссертации рассмотрены возможные схемы компрессионных криохирургических установок с аккумуляторами холода. Показано, что наиболее простой является схема с отдельно выполненными низкотемпературной камерой и набором криоаппликаторов-аккумуляторов холода. На рис. 1а и рис. 1б показаны принципиальные схемы установки и криоаппликатора. При разработке криогенной установки для низкотемпературной камеры использованы ранее проведенные на кафедре криогенных машин ОИНТЭ исследования по подбору смеси рабочих веществ для температурного уровня $150\pm 130\text{ K}$, а также конструкции таких элементов установки как фазоразделители, многопоточные рекуперативные теплообменники, регулируемые дроссели. Состав рабочей смеси включает $\text{CH}_4, \text{C}_2\text{H}_6, n\text{C}_4\text{H}_{10}, \text{R}14$.

В установке использован серийно выпускаемый для домашних холодильников герметичный, одноступенчатый, смазываемый компрессор ХКВ-8 с однофазным электроприводом. Рабочие давления смеси агентов в стационарном режиме работы установки равнялись: давление нагнетания - 1,4 МПа, давление всасывания - 0,2 МПа, т.е. мало отличались от обычно наблюдаемых при работе домашнего холодильника величин.

Объем низкотемпературной камеры составлял примерно 6 дм³. В этом объеме могут располагаться до 6 криоаппликаторов диаметром ~ 35 мм и общей высотой ~ 270 мм. Форма камеры - цилиндрическая. Тепловая изоляция камеры - пенопластовая, толщиной до 150 мм.

Подробно рассматривался вариант конструкции камеры с экранно-вакуумной теплоизоляцией. Цилиндрическая форма камеры и ее относительно небольшой объем вполне допускают подобное решение, которое более чем в два раза сокращает общий объем камеры и на 20-30% снижает теплопритоки.

Особое внимание было уделено конструкции криоаппликатора. В общем случае криоаппликатор представляет собой контейнер, в который погружен криозонд с рабочим наконечником. Объем контейнера определяется требуемым запасом холода и теплофизическими свойствами хладоносителя, заполняющего контейнер и замерзающего в области температур $180\pm 140\text{ K}$. К таким веществам относятся спирты, ацетон, толуол. В результате предварительного анализа в качестве хладоносителя был выбран ацетон.

Полученные ранее опытные данные показали, что для проведения криоопераций в оториноларингологии, гинекологии, дерматологии, офтальмологии и стоматологии требуется запас холода не более 10 кдж. Отсюда вытекает,

что при использовании ацетона объем контейнера должен составлять $100 \pm 150 \text{ см}^3$.

Запасенный в контейнере холод должен быть транспортирован к рабочему наконечнику. Это производится с помощью специального хладопровода-криозонда. Криозонд должен передать холод с минимальными температурными потерями. Казалось бы, что эту задачу можно решить просто с помощью медного хладопровода. Но для многих видов криоопераций плотности тепловых потоков в криозонде очень велики (до 200 кВт/м^2) и температурные потери в медном криозонде при его минимальной длине 100 мм могут достигать 50 ± 60 град, что неприемлемо. Поэтому в экспериментах наряду с медным криозондом исследовался криозонд, выполненный в виде термосифона и прорабатывался вариант криозонда-тепловой трубы.

В качестве рабочего вещества в криогенном термосифоне был выбран этан, находящийся в полости криозонда под давлением.

В главе III приводится разработанная математическая модель компрессионной криохирургической установки с криоаппликаторами-аккумуляторами холода. Модель должна дать ответы на такие основные вопросы как - соответствуют ли друг другу теплотехнические и динамические характеристики выбранной криогенной установки, низкотемпературной камеры и набора криоаппликаторов; обеспечивается ли заданный рабочий уровень температуры в стационарном и переходных режимах, допустимое время накопления холода в заданном наборе криоаппликаторов и ряд других вопросов.

Процесс захлаживания установки включает три этапа: охлаждение всех низкотемпературных узлов, замораживание криоаппликаторов и переохлаждение. Тепловой баланс за весь период захлаживания может быть записан в виде:

$$(Q_0 - Q_1) \Delta \tau = Q_2 + Q_3 + (Q_4' + Q_5' + Q_6' + Q_4'' + Q_5'' + Q_6'') n. \quad (1)$$

где: Q_0 и Q_1 - холодопроизводительность машины и теплоприток в камеру,

Q_2 и Q_3 - количество холода, пошедшее на охлаждение изоляции и внутренней камеры. Члены в скобках дают соответственно количества холода, пошедшие на охлаждение хладоносителя в криоаппликаторе и материалов криоаппликатора, охлаждение рабочего вещества в термосифоне, замораживания хладоносителя, переохлаждение хладоносителя, рабочего вещества и материалов криоаппликатора; n - число криоаппликаторов. Переохлаждение изоляции и камеры учитываются в членах Q_2 и Q_3 .

Естественно, что вытекающие из (1) системы дифференциальных уравнений, решаются раздельно для каждого из вышеуказанных этапов.

Рассмотрим подробнее члены, входящие в (1).

Известно, что для каждой холодильной машины $Q_0 = f(T_0)$.

Принимаем эту зависимость линейной:

$$Q_0 = \bar{Q}_0 \frac{T_0 - T_{0\text{кр}}}{\bar{T} - T_{0\text{кр}}}. \quad (2)$$

Здесь T_0 , $T_{0\text{кр}}$ - соответственно температура испарителя и температура, при которой $Q_0 = 0$.

$\bar{Q}_0$ - известная холодопроизводительность машины при температуре $\bar{T}$.

Обычно зависимость (2) вытекает из экспериментальных данных для применяемой машины.

Теплоприток в цилиндрическую камеру определяется известным соотношением:

$$Q_1 = \left[\frac{2\pi\ell}{\ln \frac{D+2\delta}{D}} + \frac{\pi D^2}{2\delta} \right] \lambda_{\text{из}} (T_{\text{а.с.}} - T_0). \quad (3)$$

Если принять, что распределение температур в изоляции линейно во времени и в пространстве, то

$$Q_2 = 0,5 m_{\text{из}} \cdot C_{\text{из}} \cdot (T_{\text{а.с.}} - T_0), \quad (4)$$

где $m_{\text{из}}$ и $C_{\text{из}}$ - масса и удельная теплоемкость изоляции,

$T_{\text{а.с.}}$ - температура среды

Члены Q_3 , Q_4 , Q_5 , Q_6 рассчитываются по уравнению типа

$$Q_i = m_i c_i \Delta T_i, \quad (5)$$

где m_i и c_i - масса и удельные теплоемкости материала камеры, хладоносителя, материала криоаппликатора, рабочего вещества в термосифоне. Повсюду в члене ΔT_i под конечной температурой понимается температура замораживания хладоносителя.

Член Q_7 находится из соотношения

$$Q_7 = m \cdot b, \quad (6)$$

здесь m и b - масса и теплота замораживания хладоносителя.

Величины Q_4'' , Q_5'' , Q_6'' находятся по уравнениям типа (5).

Первоначально отдельно рассмотрим этапы захлаживания установки без учета теплопередачи внутри камеры и членов Q'_i и Q'_e (в виду их малости).

Процесс охлаждения.

Для этого процесса тепловой баланс камеры, в которую загружены n криоаппликаторов, за время $d\tau$ имеет вид:

$$Q_0 = Q_1 + \frac{dQ_2}{d\tau} + \frac{dQ_3}{d\tau} + n \frac{dQ_{an}}{d\tau}. \quad (7)$$

Здесь $Q_{an} = Q'_i + Q'_e$

После подстановки соответствующих значений в уравнение (7) получим:

$$\frac{dT_0}{d\tau} = \frac{\bar{Q}_0 \frac{T_0 - T_{окр}}{T - T_{окр}} - \left[\frac{2\pi l}{\ln \frac{D+2\delta}{D}} + \frac{\pi D^2}{2\delta} \right] \lambda_{из.} (T_{ок.} - T_0)}{0,5m_{из.} C_{из.} + m_k C_k + n (C_{ж.} m_{ж.} + C_m m_m)} \quad (8)$$

Начальное условие: $\tau_0 = 0, T_0 = T_{ас.}$

Расчет по уравнению (8) завершается, когда $T_0 = T_s$.

Процесс замораживания

После того как в камере достигается температура замораживания хладоносителя в аппликаторе начинается процесс перехода хладоносителя в твердую фазу. При принятых допущениях температура в камере остается постоянной пока весь хладоноситель не затвердеет.

Для рассматриваемого периода основное уравнение имеет вид:

$$Q_0 = Q_1 + n \frac{dQ_{an}}{d\tau} \quad (9)$$

Здесь: $dQ_{an} = dQ_7 = \sigma dm, \quad (10)$

где $dm = 2\pi R_3 l_{an} \rho dR_3 \quad (11)$

Сделав соответствующие подстановки, получим:

$$\frac{dR_3}{d\tau} = \frac{\bar{Q}_0 \frac{T_0 - T_{окр}}{T - T_{окр}} - \left[\frac{2\pi l}{\ln \frac{D+2\delta}{D}} + \frac{\pi D^2}{2\delta} \right] \lambda_{из.} (T_{ок.} - T_0)}{2\pi n R_3 l_{an} \rho \sigma} \quad (12)$$

Начальные и конечные условия процесса замораживания:

$$\tau = \tau_{н.з.}, \quad T_0 = T_s, \quad R_3 = R_n, \\ \tau = \tau_{к.з.}, \quad T_0 = T_s, \quad R_3 = R_s.$$

Процесс переохлаждения рассчитывается по уравнению (8) при подстановке соответствующих величин удельных теплоемкостей. Общий процесс захлаживания заканчивается, когда T_0 достигает величины T_k - конечной заданной температуры.

Получены аналитические решения уравнений (8) и (12). Они имеют вид:

$$T_0 = \frac{B}{A} + C e^{-A\tau}, \quad (13)$$

$$R_3 = \sqrt{C_1 - 2K\tau} \quad (14)$$

Здесь A, B, C, C_1 и K - константы, запись которых приведена в диссертации.

Получены также уточненные расчетные соотношения, учитывающие процессы теплообмена между элементами установки. Для этого случая дифференциальное уравнение, определяющее процесс охлаждения (и переохлаждения), имеет вид:

$$\frac{dT_0}{d\tau} = \frac{dT_s}{d\tau} + \frac{\sum m_i C_i}{k F_{an}} \frac{d^2 T_s}{d\tau^2} \quad (15)$$

Начальные условия: $\tau = 0, T_0 = T_s = T_{ок.}, \frac{dT_s}{d\tau} = 0$.

Здесь T_0 - температура поверхности криоаппликатора,

k - коэффициент теплопередачи между стенкой камеры и внешней поверхностью контейнера криоаппликатора,

F_{an} - поверхность контейнера.

После замены $T_0 = f(T_s)$ уравнение (15) приобретает стандартный вид:

$$A' \frac{d^2 T_s}{d\tau^2} + B' \frac{dT_s}{d\tau} + C' T_s - D = 0. \quad (16)$$

Значения постоянных констант A', B', C', D приведены в диссертации.

Уравнение (16) решалось численно на ЭВМ.

Этап замораживания с учетом теплопередачи должен учитывать термическое сопротивление льда хладоносителя, из-за которого изменяется средняя температура льда, корпуса криоаппликатора, внутреннего корпуса камеры и теплоизоляции. Однако проведенные оценки показали, что за весь

период замораживания изменение этих температур не превышает $1 \pm 1,5$ град. и поэтому соответствующими членами в уравнении теплового баланса можно пренебречь, а расчеты проводить по уравнению (12).

В четвертой главе приведены результаты экспериментального исследования опытного образца. Испытания были разбиты на три этапа: определение температурных и тепловых характеристик различных криоаппликаторов, охлажденных в жидком азоте; исследование рабочих характеристик низкотемпературной камеры, пустой и загруженной криоаппликаторами; определение рабочих характеристик охлажденных в камере криоаппликаторов в процессе их использования с имитаторами нагрузки.

На первом этапе исследовались криоаппликаторы, заполненные этиловым спиртом или ацетоном и имеющие различные конструкции оребрения криозонда внутри контейнера и различные конструкции самого криозонда. Оребрение было двух типов — прямоугольные продольные ребра и кольцевые ребра. Криозонд также выполнялся в двух вариантах — сплошной медный и полый с заполнением полости этаном (термосифон).

Исследования показали, что тепловые характеристики криоаппликаторов, заполненных спиртом и ацетоном очень близки. Однако, спирт накладывает более жесткие ограничения на температурный режим камеры. Для спирта температура в камере должна быть на уровне 140 K , чтобы с учетом температурных потерь на теплопередачу и желательной скорости процесса охлаждения можно было бы осуществить замораживание спирта (159 K). С помощью простейшей одноступенчатой машины это осуществить не просто. Поэтому было решено остановиться на ацетоне, для которого достаточен температурный уровень в камере $\sim 150 \pm 155\text{ K}$.

При использовании в криозонде сплошного медного стержня температурные потери по длине криозонда при тепловой нагрузке 12 Вт (плотность теплового потока $q \sim 120\text{ кВт/м}^2$) достигали 30 град. Из них на долю термического сопротивления внутри контейнера приходится около 30% . Для сравнения укажем, что аналогичные потери на криозонде-термосифоне не превышают 15 град. Поэтому в дальнейшем исследовались криоаппликаторы только с такими криозондами.

Исследования различного вида оребрения криозонда показали, что аппликаторы с кольцевыми ребрами в первые 5 ± 10 мин работы имеют более низкую температуру рабочего наконечника по сравнению с аппликаторами, у которых криозонд оребрен продольными прямоугольными ребрами. Объясняется это более ранним "открытием" термосифона у криозонда с кольцевым оребрением. Через 10 ± 15 мин температурные характеристики ап-

пликаторов с продольным оребрением криозонда становятся лучше чем у аппликаторов с кольцевым оребрением. Для большинства областей применения криохирургического аппарата (оториноларингология, гинекология, дерматология, офтальмология, стоматология) рабочее время криооперации не превышает 10 ± 15 мин., поэтому в опытном образце, результаты исследования которого приведены ниже, применялось кольцевое оребрение части криозонда, расположенной внутри контейнера.

На рис. 2 представлены экспериментальные данные по охлаждению камеры, пустой и загруженной одним и двумя криоаппликаторами. Во время испытаний температура среды равнялась 290 K , а в качестве температуры T_0 принималась температура воздуха в камере.

Рассматривая графики, отметим, что для всех случаев минимальная температура в камере равнялась примерно 153 K (-120°C). Температура замерзания ацетона равна 178 K , поэтому можно считать, что уже при температурах в камере $158 \pm 155\text{ K}$ ацетон в аппликаторах заморожен и они находятся в рабочем состоянии. Указанные температуры при первичном охлаждении камеры с двумя аппликаторами достигаются через $3 \pm 3,5$ часа. Однако реальные условия работы установок таковы, что использованный аппликатор помещается в уже охлажденную камеру.

На рис. 3 показано изменение температуры в охлажденной камере, когда в нее помещается теплый аппликатор. В данном случае вышеуказанные температуры достигаются за 2 часа. Но и этот случай не вполне реален. Типичный режим охлаждения и замораживания аппликаторов, заключается в том, что в охлажденную камеру, где находится от 5 до 10 готовых к работе аппликаторов, помещается еще один отработавший аппликатор, в котором расплавился ацетон, но элементы которого

имеют температуру примерно 200 К. Проведенная оценка с использованием опытных данных по заморозке одного, двух и более аппликаторов показывает, что для последнего случая время подготовки отработавшего аппликатора не превышает 0,5 часа.

На рис.4 показаны рабочие характеристики криоаппликатора, отражающие зависимость температуры рабочего наконечника, размещенного на торце криозонда, от времени при различных тепловых нагрузках. Начальные и конечные участки рабочих характеристик отражают изменение температуры наконечника, связанной с теплоемкостью элементов криоаппликатора. Участки, где наблюдается слабое изменение температуры, связаны с теплотой плавления ацетона. По этим участкам легко оценить термическое сопротивление криозонда. Так при тепловой нагрузке $Q = 12$ Вт, характерной для офтальмологии, дерматологии, стоматологии, температура наконечника во временном диапазоне от 10 до 18 мин изменяется в пределах 183–185 К. Отсюда вытекает, что при температуре плавления ацетона, равной 178 К суммарные температурные потери на криозонде составляют 5–7 град. Для тепловой нагрузки $Q = 20$ Вт (оториноларингология, гинекология, онкология) эти потери возрастают до 13 град. Приведенные данные подтверждают высокую эффективность работы криозонда-термосифона.

На рис.5 приведено сравнение расчетных и экспериментальных данных по охлаждению, замораживанию и переохлаждению одного криоаппликатора в низкотемпературной камере. Сравнение показывает, что в области охлаждения до температуры 168 К наблюдается хорошее согласование расчетных и опытных данных. Опытные точки практически ложатся на расчетную кривую, и максимальное расхождение не превышает 10%.

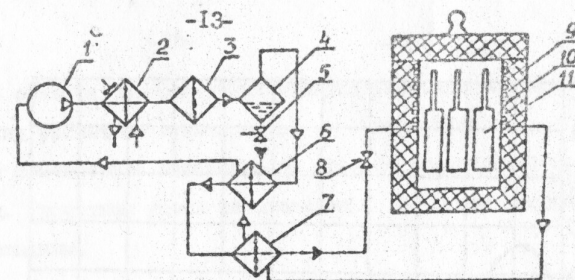


Рис.1а.Схема криохирургической установки с аккумуляторами холода: 1-компрессор, 2-концевой теплообменник, 3-фильтр, 4-фазоразделитель, 5,8-дрессели, 6,7-рекуперативные теплообменники, 9-низкотемпературная камера, 10-теплообменник нагрузки, 11-криоаппликаторы-аккумуляторы.

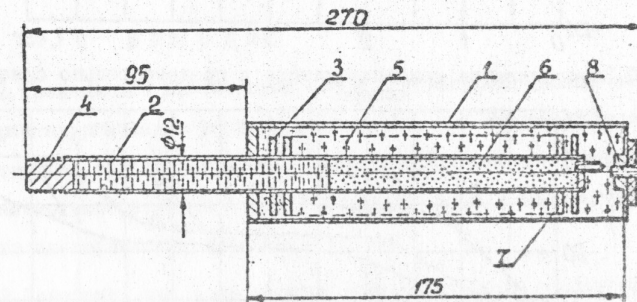


Рис.1б.Криоаппликатор с термосифонным криозондом и кольцевыми ребрами: 1-контейнер, 2-криозонд, 3-оребрение криозонда, 4-рабочий наконечник, 5-хладоноситель, 6-рабочее вещество криозонда, 7,8-заправочное устройство.

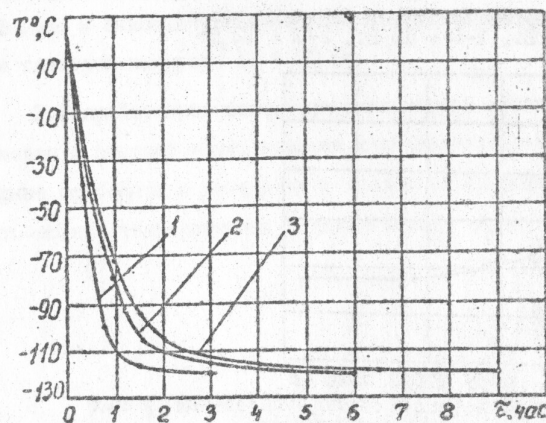


Рис.2.Средние динамические характеристики камеры: 1-пустая камера, 2 и 3 - камера с одним и двумя криоаппликаторами

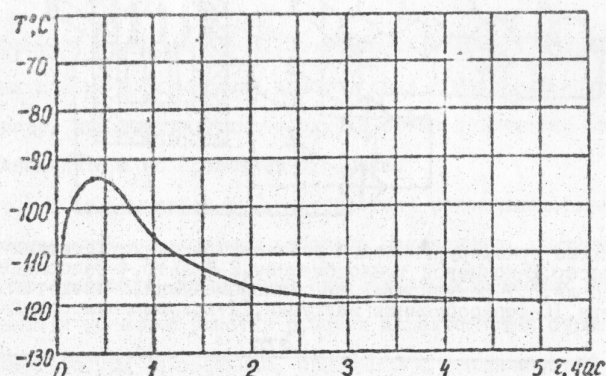


Рис. 3. Замораживание криоаппликатора в предварительно охлажденной камере

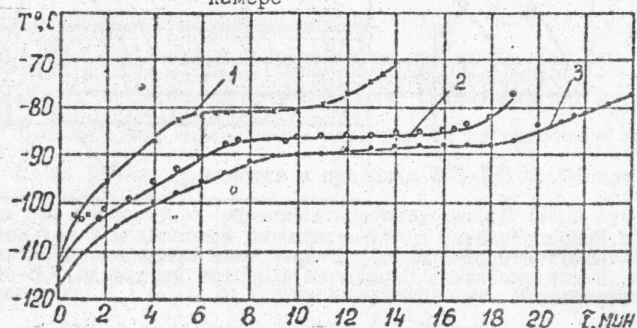


Рис. 4. Рабочие характеристики криоаппликатора:
1-Q = 20 Вт, 2-Q = 15 Вт, 3-Q = 12 Вт

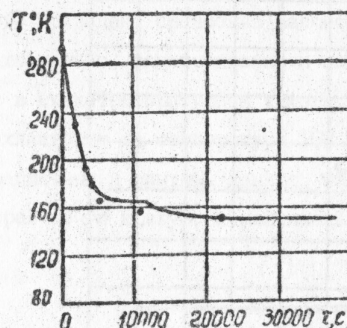


Рис. 5. Сравнение расчетных и экспериментальных данных
-- расчет, * - эксперимент

В области замораживания имеются расхождения. При принятых допущениях расчетная зависимость горизонтальна, а в эксперименте она изменяется. Максимальное среднее расхождение составляет 4 град. Расчетное время замораживания 6600 сек хорошо согласуется с опытным.

В области переохлаждения расчетные и опытные данные согласуются также хорошо, как и в области охлаждения.

ВЫВОДЫ

1. Проведенный критический обзор литературных данных по машинным криохирургическим установкам показал, что многие недостатки существующих образцов возможно устранить, используя схему установки с низкотемпературной камерой и охлажденными в ней автономными криоаппликаторами-аккумуляторами холода.

2. Показано, что в автономном криоаппликаторе в качестве аккумулятора холода может быть использован твердый ацетон, а криозонд может быть выполнен в виде термосифона, заполненного жидким этаном, что позволяет получить в объеме 100 см³ запас холода до 2 Вт.час и снизить температурные потери по криозонду до 5 + 10 К при тепловой нагрузке 10 ± 20 Вт.

3. Разработанная математическая модель криохирургической установки с камерой и автономными криоаппликаторами учитывает характерные особенности установки и позволяет проводить расчеты ее энергетических, температурных и динамических характеристик.

xv 990

ИНСТИТУТ ХОЛОДА
ОНАХТ
библиотека

4. Исследование опытных образцов показало, что с помощью предложенной установки возможно получить на температурном уровне 190 К холодопроизводительность 20 Вт при времени непрерывной работы автономных криоаппликаторов до 10 мин.

5. Сравнение расчетных и опытных характеристик криохирургической установки дает их удовлетворительное совпадение и подтверждает возможность использования предложенной математической модели для расчета и проектирования исследуемых установок.

6. Анализ полученных при исследовании опытных образцов тепловых, температурных и динамических характеристик показывает, что разработанная установка может использоваться для проведения криохирургических операций в оториноларингологии, гинекологии, стоматологии, офтальмологии и дерматологии.

Публикации по материалам диссертации

1. Кравченко М.Б., Сидер И., "Криохирургическая установка", УШ Все-союзная научная конференция "Холод-народному хозяйству", Ленинград, 1991.
2. Сидер И., "Экологически чистая криохирургическая установка", III-я Международная экологическая конференция, "Экология-93", Одесса, 1993.
3. Наер В.А., Сидер И.М., "Криохирургическая установка", Сб. Холодильная техника и технология, вып. 56, 1993 (в печати).
4. Наер В.А., Кравченко М.Б., Сидер Исхак, "Низкотемпературная установка", патент, положительное решение от 16.03.92 на заявку № 4922917/06/26725 от 29.03.91.